



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Medição de Força de Mordida Baseada em Extensometria no Elemento Dentário

Nilson Rodrigues Santos Júnior

São Cristóvão, Sergipe, Brasil

Fevereiro de 2026



Medição de Força de Mordida Baseada em Extensometria no Elemento Dentário

Nilson Rodrigues Santos Júnior

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica – PROEE, da Universidade Federal de Sergipe, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica

Orientador: Elyson Ádan Nunes Carvalho
Co-orientador: José Gilmar Nunes de Carvalho Filho

São Cristóvão, Sergipe, Brasil

Fevereiro de 2026



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
COORDENAÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA-PROEE

TERMO DE APROVAÇÃO

“Medição de força de mordida baseado em extensometria no elemento dentário”

Discente:

Nilson Rodrigues Santos Júnior

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Sergipe, como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada pela banca examinadora composta por:

Documento assinado digitalmente
gov.br RAIMUNDO CARLOS SILVERIO FREIRE
Data: 24/02/2026 19:39:08-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Raimundo Carlos Silvério Freire (PROEE/UFS)
Presidente

Documento assinado digitalmente
gov.br MATHEUS OLIVEIRA SOUZA
Data: 25/02/2026 08:37:32-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Matheus Oliveira Souza (UEM)
Examinador Externo

Documento assinado digitalmente
gov.br LEONARDO RIGOLDI BONJARDIM
Data: 25/02/2026 10:30:16-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Leonardo Rigoldi Bonjardim(USP)
Examinador Externo

Documento assinado digitalmente
gov.br RAPHAEL CARDOSO DE OLIVEIRA JESUS
Data: 25/02/2026 09:25:06-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Raphael Cardoso de Oliveira Jesus (UFRGS)
Examinador Externo

Documento assinado digitalmente
gov.br NILSON RODRIGUES SANTOS JUNIOR
Data: 25/02/2026 11:08:58-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Nilson Rodrigues Santos Júnior
Discente

Cidade Universitária “Prof. José Aloísio de Campos”, 23 de Fevereiro de 2026.

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**

S237m Santos Júnior, Nilson Rodrigues
Medição de força de mordida baseada em extensometria no elemento dentário / Nilson Rodrigues Santos Júnior ; orientador Elyson Ádan Nunes Carvalho. - São Cristóvão, 2026.
63 f. : il.

Dissertação (mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Sergipe, 2026.

1. Engenharia elétrica. 2. Extensômetro. 3. Saúde bucal. I. Carvalho, Elyson Ádan Nunes orient. II. Título.

CDU 621.31

À minha família, amigos e professores.

Agradecimentos

Primeiramente eu gostaria de agradecer a Deus por tudo que ele me propõe em cada dia, por me dar a oportunidade de conseguir começar e terminar esse mestrado. Gostaria de agradecer a minha família, em especial aos meus pais por sempre me incentivarem. Gostaria de agradecer também aos meus avós que sempre me apoiaram, em especial minha vizinha que infelizmente não está mais aqui entre nós, mas ela sempre foi a pessoa que mais acreditou em mim e eu tenho certeza que ela ainda acredita em mim. Gostaria de agradecer também a minha namorada Belinha, que está comigo diariamente no meu mestrado, incentivando-me, acreditando em mim. Ela me ajudou e nos mínimos detalhes para que fosse possível fazer esse mestrado, mesmo nos momentos mais difíceis, em que eu queria desistir. Gostaria de agradecer aos meus professores, em especial aos meus orientadores Elyson e Gilmar. Ambos são seres humanos incríveis que nasceram para a educação, ajudaram-me em todos os momentos, deram bronca quando necessário e nunca me deixaram sozinhos. Sobre o grupo de pesquisa em Instrumentação Eletrônica, parece que estou no grupo há anos, cada membro do grupo é uma família para mim, em especial meus amigos Paulo, Stéphane, Aclécio e Thauanne, que me ajudaram muito durante todo o mestrado. O meu muito obrigado a Instrumentação! Gostaria de agradecer também aos outros grupos do DEL como a Robótica e Biochaves, em especial meu grande parceiro de Física Thiago Rocha, que infelizmente não está mais entre nós, mas Rochinha contribuiu muito não só com a minha vida acadêmica mas também com a minha vida pessoal, para ele só gratidão e que ele descanse em paz.

*“All these places had their
moments with lovers and
friends, I still can recall, some
are dead, and some are living.
In my life, I’ve loved them all. ”*

The Beatles

Resumo da Dissertação apresentada ao PROEE/UFS como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre (Me.)

Medição de Força de Mordida Baseada em Extensometria no Elemento Dentário

Nilson Rodrigues Santos Júnior

Fevereiro/2026

Orientador: Elyson Ádan Nunes Carvalho

Co-orientador: José Gilmar Nunes de Carvalho Filho

A força de mordida constitui um parâmetro relevante para o diagnóstico e o tratamento de patologias orais. Diversos trabalhos buscaram desenvolver métodos para avaliar a força de mordida, considerando a sua capacidade de detectar problemas relacionados a eficiência mastigatória, DTM e bruxismo. No entanto, muitos dispositivos para esse tipo de medição interferem significativamente na anatomia da boca, podendo causar incômodos ao paciente e medições não confiáveis. Assim, com o intuito de proporcionar a medição da força de mordida, sem interferência na anatomia natural da boca, são apresentados nesta dissertação o desenvolvimento, a análise e a investigação de um sistema de medição de força baseado em extensometria na unidade dentária, construído por meio de um modelo impresso em 3D em resina fotopolimerizável. Para a realização deste trabalho, foram utilizadas duas células de carga cilíndricas (uma maciça e uma oca), três modelos impressos em 3D e extensômetros, fixados às células e aos modelos utilizando o adesivo Loctite 496. Os resultados evidenciaram que os modelos apresentaram comportamento linear e, em particular, os modelos com preparo cavitário de 3 mm, possuíram uma maior sensibilidade em relação aos modelos maciços (intactos), visto que apresentam menos material e assim conseguem deformar mais. Também foi observado que uma melhor estabilidade oclusal resulta em menor desvio padrão nas medições. O sistema de medição, devido ao seu alto ganho, é influenciado significativamente pela temperatura, embora essa seja passível de compensação. Nesse contexto, esta dissertação propõe uma nova abordagem para a medição de força de mordida, com potencial para diversas aplicações biomédicas.

Palavras-chaves: extensômetro, medição de força, força de mordida.

Abstract of Dissertation presented to PROEE/UFS as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master

Bite Force Measurement Based on Extensometry Applied to a Dental Element

Nilson Rodrigues Santos Júnior

February/2026

Advisor Elyson Ádan Nunes Carvalho

Co-advisor: José Gilmar Nunes de Carvalho Filho

Bite force constitutes a relevant parameter for the diagnosis and treatment of oral pathologies. Several studies have search for to develop methods to assess bite force, considering its ability to detect issues related to masticatory efficiency, TMD, and bruxism. However, many devices for this type of measurement significantly interfere with oral anatomy, potentially causing discomfort to the patient and unreliable measurements. Thus, aiming to enable bite force measurement without interference in the natural oral anatomy, this dissertation presents the development, analysis, and investigation of a force measurement system based on strain gauges applied to a dental element, constructed using a 3D-printed photopolymer resin model. To conduct this study, two cylindrical load cells (one solid and one hollow), three 3D-printed models of teeth, and electrical resistance strain gauges were used; the gauges were bonded to the load cells and models using Loctite 496 adhesive. The results evidenced that the models exhibited linear behavior, and, in particular, the models with a 3 mm cavity preparation showed higher sensitivity compared to the solid (intact) models. It was also observed that better occlusal stability results in a lower standard deviation in measurements. Due to its high gain, the measurement system is significantly influenced by temperature, although this effect can be compensated. In this context, this dissertation proposes a new approach for bite force measurement with potential for diverse biomedical applications.

Key-words: strain gauge, force measure, bite force.

Lista de Ilustrações

Figura 1 – Extensômetro do tipo uniaxial.	6
Figura 2 – Extensômetro do tipo roseta dupla.	6
Figura 3 – Retirado de (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). Etapas de medição com o extensômetro. Circuito com a ponte de Wheatstone e amplificador de instrumentação.	7
Figura 4 – Transdutor de força do tipo viga em balanço para o deslocamento de placa palatina (STEFANESCU; FARCASIU; TOADER, 2012).	11
Figura 5 – Medição da força de mordida (LANTADA et al., 2012).	12
Figura 6 – Dispositivo posicionado entre os dentes (FLANAGAN et al., 2012).	13
Figura 7 – Medição da força de mordida baseado em pressão (KAWASHIMA et al., 2022).	15
Figura 8 – Adaptado de Li <i>et al.</i> (2022) - Internet das Coisas Odontológicas. a) e b) Trabalho sobre o monitoramento de cárie; c), d) e e) dispositivos sobre o tratamento ortodôntico; f) Monitoramento de implantes dentários.	16
Figura 9 – Modelo real de prótese dentária, disponibilizada pelo professor Christian Brennes ¹	19
Figura 10 – Modelo de prótese modificada no <i>software</i> Meshmixer.	19
Figura 11 – Finalização do modelo com ajustes no <i>software</i> Blender	19
Figura 12 – Comparação entre o modelo original e após o procedimento de individualizar os dentes. a) Modelo original sem nenhum procedimento; b) Modelo após o procedimento.	20
Figura 13 – Resultado do preparo cavitário dos modelos. a) Modelo de prótese 1 somente com a separação interdentária; b) Modelo de prótese 2 após a separação interdentária e o preparo cavitário com 3 mm; c) Modelo de prótese 3 com a separação interdentária, preparo cavitário de 3 mm e uso da resina composta para vedar a superfície oclusão.	21
Figura 14 – Modelo de prótese inferior impresso em 3D de resina fotopolimerizável, com o extensômetro fixado na face vestibular do primeiro molar.	22
Figura 15 – Modelos das células de carga cilíndricas. a) célula de carga maciça com 0,8 cm de altura com 1 cm de diâmetro; b) célula de carga oca com 0,6 cm de orifício.	22
Figura 16 – Esquemático do circuito composto por uma ponte de Wheatstone com os resistores R1, R2 e R3 no valor de 120 Ω e o SG é o extensômetro de resistência elétrica. É composto também por um amplificador de instrumentação INA 126p com um potenciômetro para ajuste de desvio.	23

Figura 17	–Aparato experimental para a medição de força na célula de carga. a) Célula de carga comercial; b) Célula de carga cilíndrica feita de resina 3D.	24
Figura 18	–Aparato experimental para os experimentos de força na prótese, composto por uma célula de carga de referência, um modelo de prótese 3D feito de resina fotopolimerizável e o extensômetro que está fixado no modelo de prótese.	25
Figura 19	–Aparato experimental para a medição da influência da temperatura composto por um sensor de temperatura DHT 11, o sensor de temperatura da estufa RTD PT 100, o modelo de prótese feito de resina fotopolimerizável, uma resistência de Niquel-Cromo e uma ventoinha.	26
Figura 20	–Esquemático completo do circuito para medição de força. O circuito integra um amplificador de instrumentação (INA126p), uma ponte de Wheatstone, com resistores com o mesmo valor nominal do extensômetro, além de trimpots dedicados ao ajuste do ganho, à compensação de <i>offset</i> e ao equilíbrio da ponte, além disso, capacitores para filtrar ruídos provenientes da rede elétrica.	28
Figura 21	–Projeto da placa de circuito impresso. O circuito integra um amplificador de instrumentação e uma ponte de Wheatstone, além de trimpots dedicados ao ajuste do ganho, à compensação de <i>offset</i> e ao equilíbrio da ponte.	28
Figura 22	–Prototipagem da Placa de Circuito Impresso. O circuito integra um amplificador de instrumentação e uma ponte de Wheatstone, além de trimpots dedicados ao ajuste do ganho, à compensação de <i>offset</i> e ao equilíbrio da ponte.	29
Figura 23	–Curvas de Tensão vs Força para (a) célula de carga maciça e (b) célula de carga oca.	30
Figura 24	–Gráfico de Tensão x Força dos modelos de próteses 1, 2 e 3 do esquerdo. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3 e (d) a comparação das 3 curvas.	33
Figura 25	–Gráfico de Tensão x Força dos modelos de próteses 1, 2 e 3 do lado direito. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3.	34
Figura 26	–Gráficos de Força medida x Força de referência das Próteses 1, 2 e 3 do lado esquerdo. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3.	35
Figura 27	–Gráfico de Força medida x Força de referência das Próteses 1, 2 e 3 do lado direito. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3.	36

Figura 28	–Gráfico de Bland-Altman para o modelo 1 lado direito.	37
Figura 29	–Gráfico de Bland-Altman para o modelo 2 lado direito.	37
Figura 30	–Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 3 lado direito. . . .	38
Figura 31	–Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 1 esquerdo.	38
Figura 32	–Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 2 esquerdo.	39
Figura 33	–Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 3 esquerdo.	39
Figura 34	–Pontos de contato com papel carbono para demonstrar os maiores pontos de contato para o lado direito; a) modelo de prótese superior; b) modelo de prótese inferior.	40
Figura 35	–Pontos de contato com papel carbono para demonstrar os maiores pontos de contato para o esquerdo; a) modelo de prótese superior; b) modelo de prótese inferior.	40
Figura 36	–Gráfico de Histerese para as próteses lado direito; a) modelo de prótese 1; b) modelo de prótese 2; c) modelo de prótese 3.	41
Figura 37	–Gráfico de Histerese para as próteses lado esquerdo; a) modelo de prótese 1; b) modelo de prótese 2; c) modelo de prótese 3.	42
Figura 38	–Microcontrolador Raspberry Pi Pico utilizado para fazer a aquisição dos sinais de temperatura e de tensão.	43
Figura 39	–Curva de temperatura da célula de carga maciça.	43
Figura 40	–Curva de temperatura da célula de carga oca.	44
Figura 41	–Experimento de temperatura para o modelo de prótese 1. a) com carga e b) sem carga.	45
Figura 42	–Experimento de temperatura para o modelo de prótese 2; a) com carga e b) sem carga.	46
Figura 43	–Experimento de temperatura para o modelo de prótese 3. a) com carga e b) sem carga.	47

Sumário

Lista de Ilustrações	I
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	3
1.1.1 Objetivos Específicos	3
1.2 Estrutura do Trabalho	3
2 Fundamentação Teórica	4
2.1 Medição de Força	4
2.1.1 Extensômetro	4
2.2 Resinas	8
2.2.1 Resinas Compostas	8
2.2.2 Resinas Fotopolimerizáveis para impressão em 3D	9
2.3 Oclusão	9
3 Revisão bibliográfica	11
3.1 Medição de força na saúde bucal	11
3.1.1 Tipos de medidores de força na área da odontologia	14
3.1.2 Internet das Coisas Odontológicas	15
4 Metodologia	18
4.1 Prótese de Resina Fotopolimerizável Impressa em 3D	18
5 Resultados e Discussões	27
5.1 Medição de Força	27
5.2 Experimentos de Temperatura	42
6 Conclusões	48
Referências	50

1 Introdução

A saúde bucal é caracterizada pela ausência de doenças e distúrbios na boca e no rosto que possam comprometer funções como a mastigação, a fala, o sorriso e o bem-estar psicossocial do indivíduo (YAP, 2017). Fatores como a perda de dentes podem afetar severamente o estado de saúde bucal, reduzindo a eficiência mastigatória e, como consequência, a sensibilidade à força. Essa condição pode ocasionar a aplicação de uma força excessiva capaz de quebrar o aparelho, o implante dentário e até dentes saudáveis (FLANAGAN, 2017). Ainda, enfermidades ou distúrbios como disfunções temporomandibulares (DTM) prejudicam a qualidade de vida do indivíduo e impactam o sistema mastigatório e a simetria funcional do sistema estomatognático (FELÍCIO et al., 2007).

A avaliação da força de mordida não apenas sinaliza problemas relacionados à saúde bucal, mas também constitui um indicador fundamental para o acompanhamento terapêutico. O monitoramento dessa grandeza permite identificar condições adversas nas estruturas periodontais de suporte, contribuindo, assim, para a redução da probabilidade de fraturas na prótese (ATLAS; BEHROOZ; BARZILAY, 2022). No entanto, alguns fatores podem impactar as forças de mordida como a idade, sexo, gênero e morfologia craniofacial (PATIL et al., 2022). Ademais, os pontos de contato entre os dentes superiores e inferiores chamada de oclusão (DAVIES; GRAY, 2001), e esses pontos podem influenciar essa força (BAKKE, 2006).

Tendo em vista a problemática relacionada a força de mordida, diversos trabalhos buscaram desenvolver métodos para avaliar a saúde bucal e adquirir informações sobre a atividade mastigatória, com o intuito de auxiliar o profissional no diagnóstico final. Entre esses métodos, a avaliação da força de mordida junto com a eficiência mastigatória, são grandezas que são medidas para verificar a integridade do sistema mastigatório, e têm sido utilizados para avaliar consequências de falhas dentárias, de oclusão, disfunções temporomandibulares (DTM) e bruxismo (NISHIGAWA; BANDO; NAKANO, 2001) (DECHOW; CARLSON, 1983). No entanto, esses métodos apresentam limitações, uma vez que costumam utilizar placas ou dispositivos que interferem na anatomia natural da cavidade bucal. Essa interferência pode gerar incômodos para o paciente, alterar seu comportamento de mastigação, posição de repouso oclusal, dentre outros fatores que podem impactar na própria avaliação (KOC; DOGAN; BEK, 2010).

Além disso, existem situações em que a mera observação em consultório não é suficiente para realizar um diagnóstico, sendo necessário um monitoramento contínuo, conhecido como medição em vigília para identificar a origem de problemas relacionados à

saúde bucal. Nesses casos, a ausência de sistemas que não interfiram significativamente na anatomia da boca e que possam ser mantidos por longos períodos no paciente dificulta o monitoramento da força exercida na arcada dentária e, conseqüentemente, o diagnóstico exato (NISHIGAWA; BANDO; NAKANO, 2001)(KOC; DOGAN; BEK, 2010). Dessa forma, para detectar e disponibilizar um tratamento eficiente, é necessário avaliar a força que o paciente aplica durante a oclusão natural.

Embora esteja estabelecido que o elemento dental, à semelhança de qualquer corpo sólido sob tensão, sofra deformação elástica quando submetido à compressão, voltando à condição inicial na ausência dessa força, não foram identificados na literatura trabalhos que utilizem essa deformação elástica do elemento dentário como um método para mensurar a força de mordida. A validação dessa abordagem permitirá realizar a medição diretamente no elemento dentário, sem interferir na anatomia bucal ou na oclusão. Para realizar tal aferição, faz-se necessário um dispositivo ou um material com alta sensibilidade a pequenas variações dimensionais. Nesse contexto, destaca-se o extensômetro, amplamente empregado em células de carga convencionais.

Como forma de avaliar o uso da extensometria para medição de força de mordida, é necessário primeiramente estudar essas deformações em modelos tridimensionais feitos de resina fotopolimerizável, com a anatomia real da boca. O uso desses modelos visa subsidiar a investigação para aplicações em próteses, possibilitando a medição da força de mordida, testes de materiais e simulações de mastigação, seja em bancada ou com robôs. Mais ainda, espera-se subsidiar a futura a medição no dente natural, considerando que a resina fotopolimerizável possui um coeficiente de elasticidade de 843,22 e 1030,6 Mpa, diferente do dente natural, que tem um módulo na dentina de 18600 Mpa e do esmalte de 84100 Mpa (RODRIGUES et al., 2020).

A partir de um modelo impresso em 3D usando resina fotopolimerizável, nesta dissertação foi estudada a força de mordida avaliada a partir da medição da força no primeiro molar, visto que esse dente que é o mais volumoso e tem uma face vestibular mais larga comparada com os outros dentes e consegue absorver maiores cargas oclusais (NANDA, 2015)(FLANAGAN, 2017).

Diante desse contexto, é apresentado neste trabalho o estudo sobre um sistema de medição de força em uma prótese de resina polimerizável. Foram utilizados três modelos de próteses, sendo um deles com o primeiro molar de forma maciça (intacto), outra com um modelo com preparo cavitário de 3 mm de diâmetro no meio do elemento dentário e, por fim, uma com modelo restaurado, que possui um preparo cavitário de 3 mm no meio, porém com a superfície oclusal vedada com resina composta. Foram avaliados parâmetros como linearidade da medição, sensibilidade, histerese e influência da temperatura no extensômetro, com o objetivo de expandir o uso desse método de medição em próteses ou dentes naturais.

1.1 Objetivos

O objetivo geral desta dissertação é desenvolver, implementar e testar um sistema de medição de força de mordida em modelos de próteses impressos em 3D com resina fotopolimerizável. Para tanto, o sistema foi baseado na medição da deformação elástica da unidade dentária, usando extensometria.

1.1.1 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo deste trabalho, são elencados os seguintes objetivos específicos:

- Realizar uma revisão bibliográfica acerca da medição de força de mordida para a avaliação da saúde bucal;
- Desenvolver uma célula de carga com material impresso em 3D, para avaliação do comportamento da resina fotopolimerizável em aplicações de extensometria;
- Adaptar e imprimir em 3D um modelo de prótese que seja adequado para o desenvolvimento e teste do sistema proposto;
- Dotar os modelos de prótese desenvolvidos com a capacidade de mensurar a força de mordida usando extensometria na unidade dentária;
- Investigar o efeito na medição da força de mordida aqui proposta na presença de preparos cavitários na unidade dentária;
- Realizar experimentos para a avaliação do sistema de medição de força de mordida desenvolvido;
- Comparar os modelos desenvolvidos quanto à sensibilidade, precisão, histerese e influência da temperatura.

1.2 Estrutura do Trabalho

Para introduzir os principais conceitos relacionados a este trabalho, é apresentado no Capítulo 2 a fundamentação teórica sobre medição de força, força de mordida e resinas. Em seguida, é abordada no Capítulo 3, uma revisão bibliográfica dos principais trabalhos em medição de força na literatura relacionados a esta dissertação. No Capítulo 4, é detalhada a metodologia adotada para a criação das células de carga e modelos de próteses e dos experimentos. Por fim, no Capítulo 5 são apresentados os resultados e discussões, seguidos pelas conclusões no Capítulo 6.

2 Fundamentação Teórica

Neste capítulo é apresentada a fundamentação teórica dos principais conceitos que envolvem o sistema proposto. Na Seção 3.1 é discutido sobre a medição da força e na Seção 3.2 são discutidas as resinas.

2.1 Medição de Força

De acordo com a segunda Lei de Newton, a força é definida como a variação da quantidade de movimento no tempo. No contexto da mecânica dos sólidos, quando uma força atua sobre um corpo, ela se relaciona diretamente com as respostas estruturais do material, resultando em tensão mecânica e deformação. A tensão mecânica atua como uma medida de força normalizada, sendo a razão entre a força e a área de aplicação, enquanto a deformação quantifica a resposta do material, calculada como a razão entre o alongamento sofrido e o comprimento inicial (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007).

Deformações elásticas ocorrem quando o material é submetido a tensões mecânicas, compressões uniaxiais ou cisalhamentos. Nesses casos, os átomos do material são deslocados, mas tendem a voltar para a posição de equilíbrio quando essa força é removida (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). Para fazer a medição dessa deformação, são utilizadas células de carga com diferentes princípios, como o efeito piezoelétrico e extensômetros de resistência elétrica. Na Subseção 2.1.1 é detalhado o extensômetro, principal dispositivo utilizado desta dissertação.

2.1.1 Extensômetro

Aproximadamente nove décadas após Charles Wheatstone ter mencionado o circuito em ponte de sua invenção, a atenção científica voltou-se para o efeito da variação de resistência elétrica em condutores submetidos a esforços mecânicos. Dentre esses cientistas, o engenheiro mecânico Arthur Claude Ruge, do Departamento de Sismologia do Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT), destacou-se pois buscava mensurar as tensões geradas por vibrações sísmicas simuladas em um modelo de reservatório de água elevado (HOFFMANN et al., 1989).

Para tal, Ruge fixou um fio metálico em formato de meandro sobre uma folha fina de papel de seda, adicionando conexões mais robustas às extremidades do condutor. Com o objetivo de validar o protótipo, o pesquisador aderiu o sensor a uma viga sob

flexão e comparou os resultados com os de um medidor de deformação tradicional. O experimento revelou uma relação linear entre a deformação aplicada e a resposta elétrica obtida (HOFFMANN et al., 1989).

Com base nesse efeito, o extensômetro é capaz de medir as deformações superficiais dos corpos, as quais estão relacionadas com a força mecânica aplicada (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). Os extensômetros são baseados na variação de resistência de um condutor ou de um semicondutor, no momento em que sofre uma deformação (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). Seja um fio com um comprimento l , área da seção transversal A e resistividade ρ . A resistência R do fio é dada pela 2ª Lei de Ohm por

$$R = \rho \frac{l}{A}. \quad (2.1)$$

Se um condutor é estressado ou comprimido mecanicamente, sua resistência irá mudar por causa da variação em sua dimensão (comprimento e seção transversal). Sendo R representa a resistência elétrica, ε representa a deformação, ν é a razão de Poisson e ρ é a resistividade, o fator de deformação é dado por (ERNEST, 1990)(HOFFMANN et al., 1989)

$$\frac{dR}{R_d} = \varepsilon(1 + 2\nu) + \frac{d\rho}{\rho}. \quad (2.2)$$

Para fazer a medição de força, o extensômetro deve ser fixado ao objeto que deseja medir as deformações. Quando ocorre a deformação, os fios da base são deformados e isso acarreta numa variação do comprimento, causando uma mudança na resistência elétrica (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). As resistências típicas dos extensômetros são de 120 ou 350 Ω , segundo Balbinot e os sinais são medidos na ordem de microvolts.

Dentre os tipos de extensômetros, tem-se o tipo folha, os quais são os medidores de força mais utilizados em função do seu tamanho e alta linearidade (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). Uma delas é a uniaxial que consiste em um extensômetro com formato de grades mais simples e que é fixado sempre com as linhas de grade na mesma direção em que a força vai ser aplicada. Esses extensômetros são formados por dois elementos, a base, que é uma lâmina de epóxi ou poliamida de grande elasticidade, e a grade que é formada por uma liga metálica que serve como elemento resistivo (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). É demonstrado esse tipo de geometria na Figura 1.

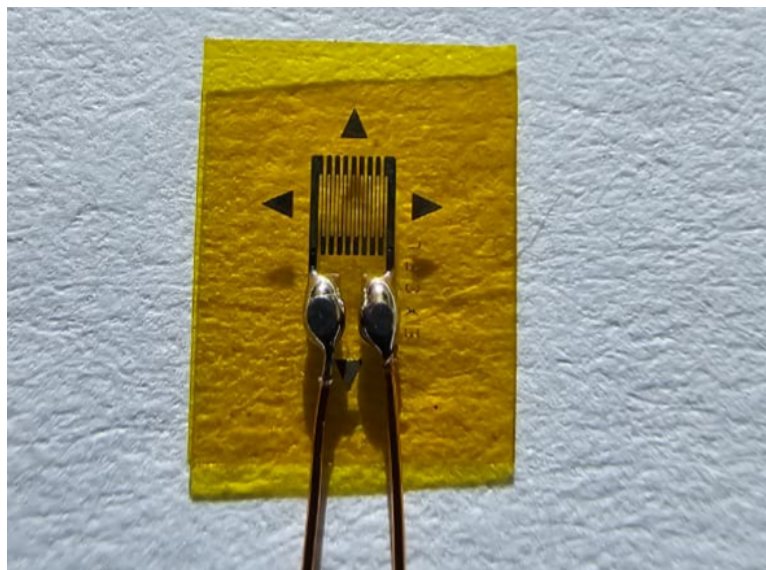


Figura 1 – Extensômetro do tipo uniaxial.

Os extensômetros do tipo roseta, ilustrados na Figura 2, são utilizados para medir tensões em mais de uma direção. Esses extensômetros apresentam mais de uma grade sensorial na mesma base e devem ser posicionados nas direções que coincidam com as componentes da tensão mecânica (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007).

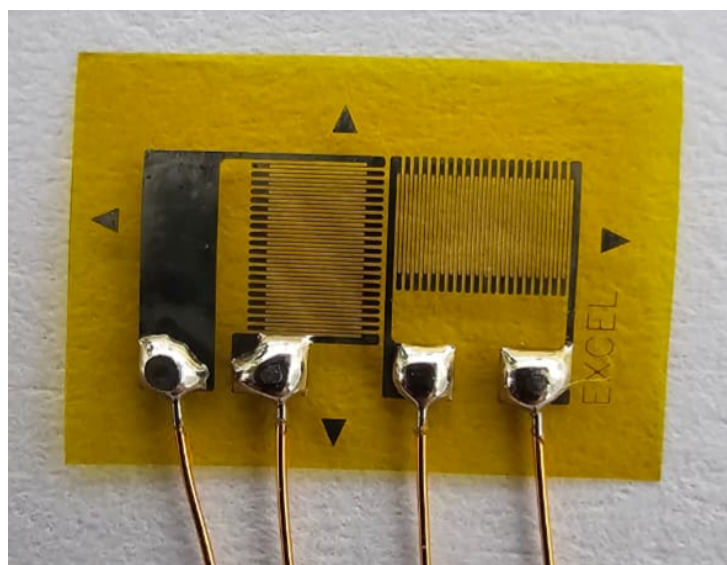


Figura 2 – Extensômetro do tipo roseta dupla.

Devido à sua fragilidade, os extensômetros não são submetidos diretamente às forças externas. Em vez disso, são fixados a um elemento elástico (corpo de prova) que sofre a deformação. A união entre este elemento estrutural e os extensômetros que constitui a célula de carga. Para fazer essa medição, segundo Balbinot, pode conectar o extensômetro, em um circuito de ponte de Wheatstone, como pode ser visualizado na Figura 3. Quando a ponte perde a sua simetria e fica desbalanceada, surge uma tensão elétrica que é proporcional ao desequilíbrio da ponte (HOFFMANN et al., 1989). Como a tensão elétrica gerada pela

ponte é na ordem de microvolts, é necessário amplificar esse sinal, para isso é utilizado o amplificador de instrumentação que consegue fornecer um ganho diferencial, com uma alta rejeição do modo comum.

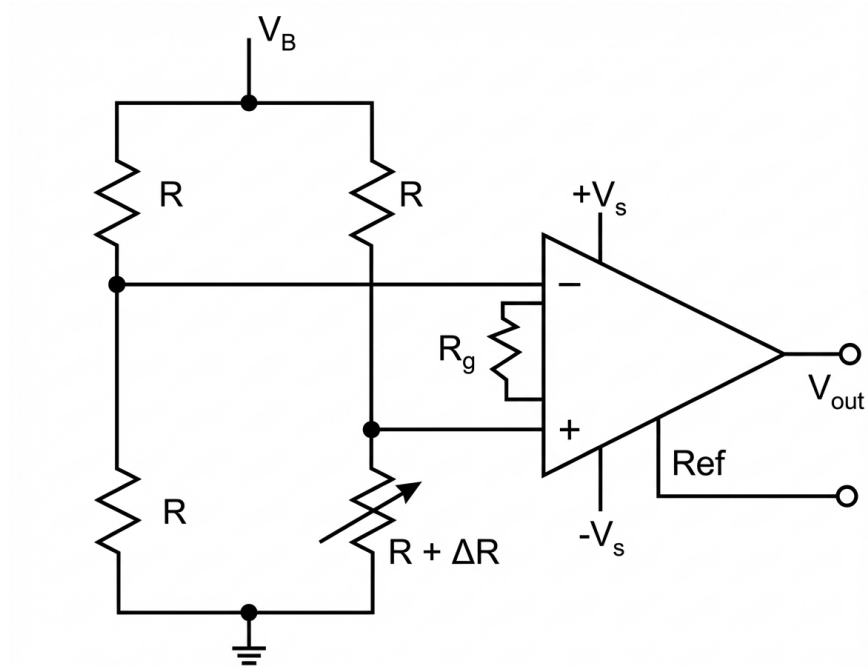


Figura 3 – Retirado de (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). Etapas de medição com o extensômetro. Circuito com a ponte de Wheatstone e amplificador de instrumentação.

Existem três configurações clássicas para o uso de extensômetros em pontes de Wheatstone. No arranjo de um quarto de ponte, utiliza-se apenas um extensômetro ativo. No caso da meia ponte, utilizam-se dois extensômetros atuando de forma complementar: ao aplicar-se força, um registra tração e o outro compressão. Essa configuração é vantajosa pois realiza a compensação de temperatura passiva. Finalmente, a ponte completa utiliza quatro extensômetros, proporcionando a maior sensibilidade entre as três configurações, mantendo também a compensação térmica (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007).

A temperatura é um dos principais fatores que influenciam a medição realizada por extensômetros. Esse fenômeno, conhecido como "deformação aparente", ocorre devido a diversos fatores, tais como a expansão térmica tanto do material da peça quanto da grade do sensor, além da mudança na resistência elétrica do próprio material da grade devido ao calor. Adicionalmente, a variação da resistência nos fios de conexão, que estão ligados em série com o extensômetro, também pode contribuir para a alteração do sinal em função da temperatura (HOFFMANN et al., 1989).

Após os estudos com extensômetros de resistência elétrica, fez-se necessária a busca, na literatura, de um material que apresentasse propriedades similares às da estrutura bucal humana. Diante disso, investigou-se a utilização de resinas dentárias. Na Seção 2.2, serão abordadas as resinas compostas e as fotopolimerizáveis.

2.2 Resinas

Neste trabalho é necessário que seja desenvolvido um sistema de medição de força que possa ser aplicada na cavidade bucal, com um material resistente aos impactos da mastigação e sensível às magnitudes de força de mordidas. Em virtude disso, os materiais odontológicos mais propícios são as resinas dentárias. Esses materiais são formados por monômeros ou macromoléculas que ao serem misturados com outros componentes, consegue-se gerar um material que apresenta um conjunto de propriedades funcionais (ANUSAVICE, 2013).

Essas resinas monoméricas são úteis na odontologia, pois uma de suas propriedades é a moldagem para ser transformada em um sólido polimerizado com forma permanente. Em virtude disso, ela é usada tanto para a fabricação de próteses, quanto para restauração de dentes. Quando a resina é usada para prótese total, pode-se construir uma base de prótese feita de dentes artificiais, conseguindo restaurar a capacidade mastigatória do paciente (ANUSAVICE, 2013).

Para esse tipo de aplicação, as principais resinas utilizadas são as resinas compostas e fotopolimerizável, que são mostradas nas Subseções 2.2.1 e 2.2.2.

2.2.1 Resinas Compostas

As resinas compostas são formadas a partir de uma matriz orgânica com alta densidade de ligações cruzadas, reforçada pela dispersão de partículas de carga mineral, de vidro ou resinosas ou fibras curtas. Elas são utilizados para repor ou restaurar tecidos dentários, esses materiais restauradores, assim como a resina composta, teve seu desenvolvimento nos últimos 55 anos. Uma das razões pelas quais a resina é empregada em restaurações é a sua capacidade de reproduzir a forma e a aparência dos dentes naturais. Além de proporcionar uma aparência estética semelhante à do dente natural, uma característica marcante dessa resina é a sua facilidade de manipulação para atingir o formato desejado. Isso ocorre porque esse tipo de resina apresenta uma consistência fluida, que, por meio da reação de polimerização, transforma-se em um material rígido, resistente, estético e durável (ANUSAVICE, 2013). Esse material é comercializado em uma faixa de preços que se estende de R\$ 20,00 a cerca de R\$ 1.000,00.

Por apresentar um módulo de elasticidade relativamente baixo (17 GPa) e uma alta resistência à tração (30 a 90 MPa), essa resina demonstra maior resistência às forças de impacto. Existem diversas classificações de resinas compostas, que variam de acordo com o tipo e a quantidade de partículas de carga. Dentre essas, destacam-se as resinas híbridas, que possuem um coeficiente de dureza de Knoop entre 50 e 60 KHN (ANUSAVICE,

2013), conferindo-lhes boa resistência mecânica e baixo desgaste superficial. Por essas características, são amplamente utilizadas na fabricação de dentes anteriores e posteriores (ROSIN et al., 2022). É apresentada na Tabela 1, propriedades das resinas compostas.

Característica/ Propriedade	Acrílico Sem Carga	Tradicional	Partículas Pequenas	Híbrido (Universal)	Microparti- culado	Híbrido Fluido	Híbrido Condensável	Esmalte	Dentina
Tamanho (μm)	–	8-12	0,5-3	0,4-1,0	0,04-0,4	0,6-1,0	Fibroso	–	–
Carga inorgânica (% volume)	0	60-70	65-77	60-65	20-59	30-55	48-67	–	–
Carga inorgânica (% peso)	0	70-80	80-90	75-80	35-67	40-60	65-81	384	–
Resistência à compressão (MPa)	70	250-300	350-400	300-350	250-350	–	–	10	297
Resistência à tração (MPa)	24	50-65	75-90	40-50	30-50	–	40-45	84	52
Módulo de elasticidade (GPa)	2,4	8-15	15-20	11-15	3-6	4-8	3-13	–	18
Coef. de expansão térmico-linear (ppm/ $^{\circ}\text{C}$)	92,8	25-35	19-26	30-40	50-60	–	–	–	–
Sorção de água (mg/cm ³)	1,7	0,5-0,7	0,5-0,6	0,5-0,7	1,4-1,7	–	–	350-430	–
Dureza Knoop (KHN)	15	55	50-60	50-60	25-35	–	–	–	68
Contração de polimerização (%)	8-10	–	2-3	2-3	2-3	3-5	2-3	2	–
Radiopacidade (mm Al)	0,1	2-3	2-3	2-4	0,5-2	1-4	2-3	–	1

Tabela 1 – Propriedades de Materiais Restauradores Compósitos. Retirado de (ANUSAVICE, 2013).

2.2.2 Resinas Fotopolimerizáveis para impressão em 3D

A partir dos anos 1970, surgiu uma nova forma de polimerização, a polimerização por luz UV. As resinas fotopolimerizadas são resinas que utilizam desse tipo de luz para polimerizar (ANUSAVICE, 2013). Ela é baseada em um monômero que forma um polímero que solidifica com a presença de luz UV (ZAHARIA et al., 2017). Esse tipo de resina é utilizada na odontologia para a criação de próteses utilizando uma impressora 3D (LIMA, 2023), tendo um módulo de flexão entre 843,22 e 1030,6 MPa, baseando-se na Resina Polimerizável Standard 2.0, enquanto a dentina e o esmalte do dente tem 18600 e 84100Mpa sucessivamente (RODRIGUES et al., 2020). Mesmo tendo módulo de flexão inferior ao do esmalte e da dentina, estão sendo muito utilizadas por dentistas, devido a rigidez do material e pela facilidade de reprodutibilidade e precisão da prótese. No mercado atual, as resinas fotopolimerizáveis convencionais são comercializadas com valores entre R\$ 140,00 e R\$ 450,00, enquanto as variantes biocompatíveis apresentam custo significativamente superior, variando de R\$ 580,00 a R\$ 2.500,00.

2.3 Oclusão

A oclusão dentária pode ser compreendida como um sistema de interação mecânica entre superfícies dentárias antagonistas, no qual forças são geradas e transmitidas durante funções como mastigação e movimentos mandibulares, estando esse sistema integrado a elementos articulares e musculares que condicionam sua resposta funcional. A oclusão ideal corresponde a uma configuração na qual os contatos dentários ocorrem de forma estável e reproduzível, favorecendo uma distribuição mais equilibrada das cargas e reduzindo a possibilidade de interferências mecânicas que possam alterar a trajetória mandibular ou sobrecarregar as articulações temporomandibulares. Nesse sistema, os dentes posteriores (molares e pré-molares) concentram as maiores magnitudes de carga e atuam como

principais elementos de suporte estrutural, de modo que a localização e a natureza desses contatos influenciam diretamente a transmissão das forças e o comportamento mecânico global do sistema. Assim, a análise dos contatos oclusais posteriores é essencial para a compreensão do desempenho estrutural da oclusão e para o desenvolvimento de modelos experimentais e analíticos que busquem representar de forma realista as condições funcionais do sistema dentário.

Após o estudo sobre extensômetros de resistência elétrica, resinas e sobre a oclusão, faz-se necessária uma verificação na literatura de trabalhos que investigaram a força de mordida e os diferentes dispositivos de medição aplicados à odontologia. Uma vez apresentados os principais conceitos usados nessa dissertação de mestrado, é apresentada no Capítulo 3 a revisão bibliográfica realizada como forma de embasar este trabalho.

3 Revisão bibliográfica

No decorrer deste trabalho foram abordados estudos sobre a utilização de células de carga na área de odontologia, para a medição de força de mastigação e tipos de medidores de força. Além disso, também foram considerados trabalhos que trazem um contexto geral sobre a internet das coisas odontológicas. Tais trabalhos e suas contribuições científicas são apresentados neste capítulo.

3.1 Medição de força na saúde bucal

Para a medição de força na saúde bucal, foram encontrados trabalhos que utilizam a célula de carga em próteses, placas ou em aparelhos intraorais. Fernandes *et al.* (2003) utilizaram o extensômetro em prótese parciais para avaliar a força de mordida de uma pessoa. A força testada nessa célula de carga foi variada de 0 a 500 N e assim, foi encontrado também que para atingir o nível desejado de força, tem-se que aplicar a mordida de 1 a 3 segundos, por fim, foi concluído que o sistema é capaz de medir forças precisas de 20 a 550 N. É mostrado nesse artigo que os aparelhos vendidos no mercado medem forças de até 800 N.

Já em (STEFANESCU; FARCASIU; TOADER, 2012), foi desenvolvido um dispositivo para avaliação das forças de descolamento de próteses dentárias ou de placas palatinas, como ilustrado na Figura 4. Esse trabalho tinha como objetivo avaliar essas placas após o tratamento específico de superfície aplicada, e também comparar dois procedimentos para melhorar sua adesão ao céu da boca.

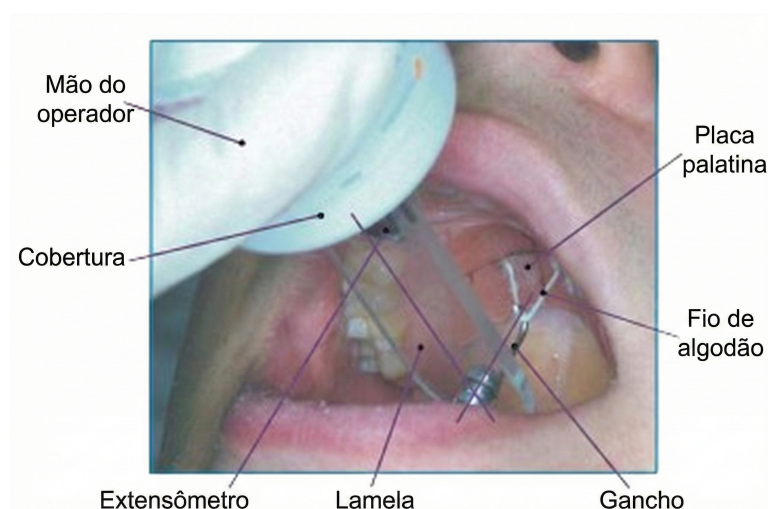


Figura 4 – Transdutor de força do tipo viga em balanço para o deslocamento de placa palatina (STEFANESCU; FARCASIU; TOADER, 2012).

Foram encontrados trabalhos que utilizam placas de oclusão para detectar força de mordida, como em (NISHIGAWA; BANDO; NAKANO, 2001), em que foi desenvolvida uma placa feita de resina acrílica, na qual foram colocadas dois extensômetros utilizados para medir a força de mordida durante o bruxismo noturno. O resultado encontrado nesse artigo foi que a força média presente em bruxômanos é de 22,5 kgf com uma duração de 7,1 s, assim como foi encontrado que a força máxima desses pacientes foi de 79 kgf, demonstrando que a força do bruxismo noturno é maior que diurno e isso pode gerar destruição dos dentes.



Figura 5 – Medição da força de mordida (LANTADA et al., 2012).

Por sua vez, Lantada *et al.*, implementaram em (LANTADA et al., 2012) um sistema para detecção de mordida utilizando um aparelho intraoral. Tal sistema é apresentado na Figura 5. Esse aparelho mede a magnitude da força de mordida através de extensômetros e, partir de um interrogador externo sem fio, envia os dados para o computador. A partir dos resultados, foi descoberto que esse sistema consegue medir faixas de forças entre 300 a 1300 N e de forma linear, além disso, pode-se detectar eventos de bruxismo de diferentes intensidades e durações.

Flanagan (2017) discute sobre a problemática da força de mordida em implantodontia, alertando para o risco de fraturas tanto nos implantes quanto na estrutura óssea. Nesse contexto, a medição da força aplicada torna-se fundamental para a correta seleção do implante e para o planejamento protético e oclusal. O autor ressalta a complexidade dessa aferição e adverte que forças excessivas podem induzir estresse prejudicial à ATM. Para avaliar a força de mordida, o estudo apresenta medidores específicos, exemplificando um dispositivo em formato de garfo capaz de medir forças entre 50 N e 800 N, com 93% de confiabilidade. Contudo, devido às variações na anatomia

oclusal de cada paciente, faz-se necessária uma calibração individualizada ou o uso complementar de eletromiografia de superfície para a obtenção de resultados mais precisos.



Figura 6 – Dispositivo posicionado entre os dentes (FLANAGAN et al., 2012).

Em (WILLIAMS et al., 1985), foi sugerido nesse trabalho que a percepção das forças nos dentes é mediada por receptores no ligamento periodontal, na articulação temporomandibular (ATM) e nos músculos da mastigação. É um consenso que indivíduos com dentaduras completas mastigam de maneira diferente daqueles com dentes naturais. O objetivo deste estudo foi avaliar se existem diferenças na discriminação da força de mordida entre esses dois grupos. Para isso, utilizou-se um dispositivo baseado em extensômetro, no qual os pacientes foram instruídos a morder enquanto monitoravam visualmente a força aplicada. Constatou-se que a capacidade de discriminar a força foi semelhante entre os dois grupos.

Para Atlas *et al.* (2022), a força de mordida constitui um indicador fundamental da integridade do sistema mastigatório, sendo essencial para auxiliar cirurgiões-dentistas no planejamento de restaurações adequadas. O estudo investigou a relevância dessa grandeza na odontologia restauradora, analisando seus métodos de aferição e efeitos associados. Observa-se que a força de mordida é predominante na região posterior, apresentando magnitude até três vezes superior à registrada nos dentes anteriores. Os autores discutem, ainda, o uso de dispositivos de medição, como o T-Scan, que avalia a intensidade dos contatos oclusais, e o Innobyte, capaz de quantificar a força total de mordida convertendo a pressão exercida sobre um volume específico durante a oclusão.

Em concordância com Atlas, Koc *et al.* (2019) afirmam que a força de mordida constitui um indicador do estado funcional do sistema mastigatório. Nesse contexto, o trabalho investiga os fatores que influenciam a medição dessa força, tais como: morfologia craniofacial, idade, gênero, suporte periodontal, sinais e sintomas de DTM e dor. Foram analisados, ainda, fatores biológicos, determinantes mecânicos, a posição dos dispositivos

no arco dentário, a lateralidade da medição (unilateral ou bilateral), bem como o uso de placas de acrílico e a amplitude de abertura bucal. O estudo conclui que a medição da força de mordida representa um método confiável para avaliar as propriedades do sistema mastigatório, ressaltando, contudo, a necessidade de considerar outras variáveis intervenientes ao comparar os resultados.

3.1.1 Tipos de medidores de força na área da odontologia

Na literatura, foram identificados estudos que empregam medidores de força para avaliar a saúde bucal, os quais utilizam diferentes métodos de medição, tais como o uso de transdutores piezoelétricos ou a implementação de extensômetros de resistência elétrica. Steffen *et al.* (2003) apresentam um dispositivo para medir força de mordida baseado em pressão. Esse dispositivo tem uma faixa de pressão ideal de 50 N/cm², consegue transmitir os dados por *Bluetooth* a uma taxa de amostragem de 100 Hz. A medição é feita através de dois bojos na parte de cima e baixo da mandíbula e como resultado traz a determinação de forças de até 600 N.

Já em (KAWASHIMA *et al.*, 2022), foi desenvolvido um sensor de força pela Murata Manufacturing Co., LTD, chamado de *Jaw Closing Force Meter* (JCF). A força resultante da mordida, aplicada na ponta do sensor, é mostrada num *display* localizado no próprio instrumento. Para fazer a medição, é necessário colocar o dispositivo na lateral da boca e a forma que o paciente insere esse dispositivo pode variar os resultados dessa medição. Apesar disso, o autor menciona que esse instrumento pode medir a força da mandíbula com confiabilidade e pode ser usado para trabalhar com pacientes idosos.

Além dos dispositivos de medição de força por pressão, têm-se também os que utilizam piezoelétricos ou piezoresistivos, como encontrado em (FLANAGAN *et al.*, 2012) que demonstra um transdutor de força que pode medir até 4000 N. Para a medição, o paciente posiciona o dispositivo na boca e morder com força total o aparelho. A resistência elétrica é então medida por meio de um multímetro e convertida em força. Esse dispositivo é utilizado para verificar se o paciente pode ou não utilizar uma prótese funcionalmente carregada. Freedman e Lemen, em (FREEMAN; LEMEN, 2008), utilizaram o dispositivo Flexiforce da Tekscan. Nesse instrumento é possível medir força a de mordida de animais por meio da variação de resistência do piezoresistor. Com esse equipamento, obteve-se uma incerteza por volta de 5,6%, valor menor comparado a células de cargas tradicionais, segundo os próprios autores.

Outro tipo de dispositivo é o baseado em extensômetros de resistência elétrica. Soni *et al.*, apresentam o medidor de força da empresa Hariom Electronics. Esse instrumento possui uma faixa de medição de 0 a 2500 N e com uma incerteza de 0,05% N. Nesse artigo, o equipamento foi utilizado para medir a força de mordida e comparar os resultados com exame eletromiográfico para pacientes com próteses, buscando a avaliação de força de

mordida e a eficiência mastigatória. Em (VERMA et al., 2017), no seu trabalho sobre dispositivos de gravação de força de mordida, apresentam o dispositivo Dentoforce 2, que também é um dispositivo baseado em extensômetros. Esse dispositivo tem um garfo de metal revestido de borracha macia, que ao ser colocado na boca do paciente, permite-se detectar a força de mordida e através de um multímetro, consegue-se saber a variação de resistência e consequentemente da força. Esse instrumento pode medir forças de até 1000 N.

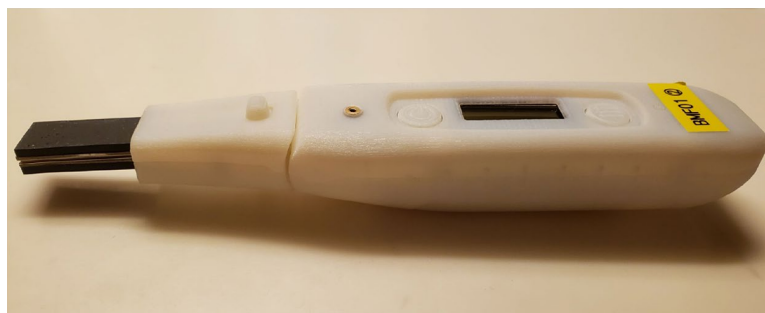


Figura 7 – Medição da força de mordida baseado em pressão (KAWASHIMA et al., 2022).

Embora sejam encontrados na literatura científica diversos trabalhos que visam a medição ou avaliação da força de mordida, não foram encontrados trabalhos que possibilitasse essa medição sem interferir na oclusão dentária, suscitando a possibilidade de erros de medição. Uma solução para esses problema, é a utilização de dentes inteligentes. Na Seção 3.1.2 são mostrados trabalhos que discutem sobre a Internet das Coisas Odontológicas.

3.1.2 Internet das Coisas Odontológicas

Do mesmo modo que a Internet das Coisas Médicas (IoMT) surgiu com o objetivo de auxiliar na prevenção e no tratamento de doenças, através do monitoramento constante dos dados da saúde, a Internet das Coisas Odontológicas (IoDT) adotou essa perspectiva na odontologia (SALAGARE; PRASAD, 2020). A exemplo de (LI et al., 2022), que apresenta uma revisão do panorama dessa área, como pode ser observado na Figura 8. Foram identificados estudos que monitoram a saúde bucal por meio do monitoramento de cáries, com protetores bucais vestíveis que aumentam a chance de encontrar cáries ocultas. Além de trabalhos que tratam sobre a saúde dos dentes, Li *et al.* (2022) relatam também trabalhos relacionados com nutrição e dieta que tem por objetivo monitorar o tipo de alimento, quantidade e frequência dos alimentos, e assim fornecer hábitos alimentares adequados.

Da mesma maneira, em (LI et al., 2013) foi desenvolvido um sistema embarcado no qual foi adicionado um acelerômetro em um dente artificial, com o objetivo de detectar atividades humanas orais, ou seja, detectar se o indivíduo está mastigando, bebendo,

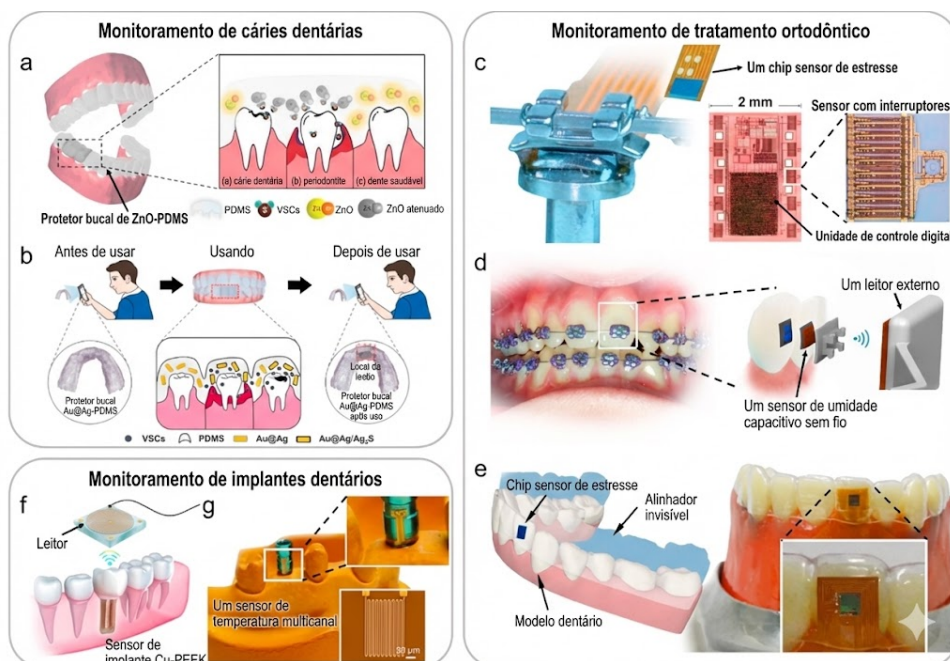


Figura 8 – Adaptado de Li *et al.* (2022) - Internet das Coisas Odontológicas. a) e b) Trabalho sobre o monitoramento de cárie; c), d) e e) dispositivos sobre o tratamento ortodôntico; f) Monitoramento de implantes dentários.

falando ou tossindo. Esse classificador que depende do usuário, alcançou uma taxa de acerto de 93,8%. No entanto, o classificador SVM que independe do indivíduo, a taxa de acerto reduziu para 59,8%. Em (ICHIKAWA *et al.*, 2024) foi construído um sensor vestível que utiliza a turbidez salivar como indicador de saúde bucal, pois a saliva é um biomarcador oral, ou seja, consegue-se medir se existe alguma patologia na boca.

Bahrami e Bahrami (2023) propõem o desenvolvimento de um braquete inteligente destinado a auxiliar o tratamento ortodôntico. O projeto prevê um circuito eletrônico miniaturizado, com dimensões de $4 \times 4 \times 2$ mm, compatíveis com a anatomia dentária e os braquetes convencionais. O objetivo do dispositivo é monitorar e regular a velocidade, a direção e a extensão da movimentação dentária. Embora a tecnologia represente um avanço promissor na área, ainda existem desafios técnicos significativos para viabilizar sua aplicação clínica no ambiente intraoral.

Salagare e Prasad (2021) propõem o desenvolvimento de uma tecnologia capaz de monitorar fatores cariogênicos, visando à prevenção e à detecção precoce da cárie dentária. Para tanto, seriam utilizados sensores intraorais sem fio integrados a aparelhos ortodônticos, viabilizando aplicações de teleodontologia. Os autores argumentam que esse sistema apresenta potencial para ser implementado em nível comunitário.

Raghavendra *et al.* (2025) investigam métodos para identificar patologias dentárias, como cáries, doenças gengivais e formação de placa. Para tal, são utilizados sensores baseados em Internet das Coisas (IoT) e algoritmos de aprendizado de máquina, como Random Forest, SVM, XGBoost e CNN. O estudo analisou também o consumo energético

na IoT e a eficiência computacional. Dessa forma, o trabalho buscou oferecer uma introdução para futuros profissionais dessas áreas, apresentando recursos relacionados à IoT e a sistemas de monitoramento de saúde.

Pourhajibagher *et al.* (2024) apresentam um sistema baseado em IoDT para aplicação fora do ambiente clínico, possibilitando o acesso remoto a dados sobre o tratamento e a desinfecção. Além disso, a integração da Inteligência Artificial (IA) ao IoDT permite potencializar a eficácia do tratamento de inflamações por meio de monitoramento em tempo real. Por fim, os autores destacam o significativo potencial dessa abordagem para transformar a assistência odontológica e aprimorar os desfechos clínicos dos pacientes.

Ganesh e Suguman (2021) ressaltam a relevância da IoT nas áreas de Odontologia, Medicina e Engenharia Biomédica. Segundo os autores, essa tecnologia desempenhará um papel fundamental nos avanços clínicos relacionados ao diagnóstico e ao tratamento de doenças bucais. Dentre as aplicações na odontologia, destacam-se a detecção de bactérias, a medição da força de mordida e o uso de protetores bucais com biossensores, capazes de monitorar, por exemplo, níveis de ácido úrico salivar. O estudo menciona ainda o uso de dispositivos como escovas de dentes inteligentes e implantes dentários.

No entanto, embora existam estudos que utilizem medidores de força disponíveis no mercado, próteses, placas ou aparelhos intraorais para a medição da força de mordida, ou até mesmo sistemas inteligentes para monitorar a saúde bucal, não foram identificados trabalhos que desenvolvam um dente funcional como célula de carga, de modo a preservar a anatomia bucal sem interferências. Portanto, neste trabalho, o objetivo é desenvolver e avaliar um sistema de medição de força de mordida baseado na interferência mínima na anatomia bucal.

4 Metodologia

Este capítulo apresenta a metodologia adotada para a medição de força de mordida proposta neste trabalho, fundamentada na teoria discutida no Capítulo 2. O conteúdo está organizado em três seções principais: a primeira aborda a confecção e fabricação da prótese de resina fotopolimerizável por impressão 3D e colagem do extensômetro, a segunda trata do circuito de aquisição de sinal e por fim os experimentos. A hipótese deste trabalho é que é viável medir a força de mordida em modelos impressos em 3D utilizando a extensometria.

4.1 Prótese de Resina Fotopolimerizável Impressa em 3D

Para a confecção dos modelos de prótese em resina fotopolimerizável, foram impressas, em impressora 3D de resina, três modelos de próteses dentária completa. O modelo utilizado é de acesso aberto e foi obtido a partir de um repositório especializado em prótese odontológica, disponibilizado pelo professor Christian Brennes ¹. A impressão foi realizada utilizando-se a impressora 3D Elegoo Mars 5 Ultra e a resina fotopolimerizável Elegoo Standard 2.0.

Após a obtenção do modelo impresso, foram realizadas adaptações geométricas na prótese por meio do *software* Meshmixer, com foco em modificações de caráter odontológico. Essas alterações envolveram principalmente a remoção e o ajuste de estruturas anatômicas não necessárias aos ensaios experimentais, tais como regiões associadas à gengiva e ao palato, preservando-se apenas as áreas relevantes para a aplicação de carga e instrumentação. Nota-se na Figura 9 o modelo de prótese original, obtida a partir de um processo de escaneamento odontológico, enquanto na Figura 10 observa-se o modelo após as modificações realizadas no Meshmixer.

Em seguida, ajustes complementares de natureza mecânica foram realizados no *software* Blender. Nessa etapa, foram incorporados elementos voltados à fixação e à aplicação controlada de carga, incluindo a modificação do formato do parafuso responsável pela aplicação de força sobre a prótese superior. Essa alteração teve como objetivo tornar a superfície de contato plana, garantindo uma melhor distribuição da carga, ao mesmo tempo em que se preservou a geometria original da peça.

¹ <https://github.com/anabedenik/Modelos-brutos-e-modelos-modificados>.

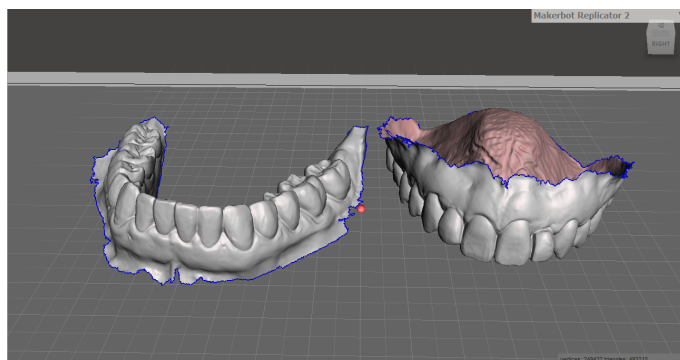


Figura 9 – Modelo real de prótese dentária, disponibilizada pelo professor Christian Brennes¹.

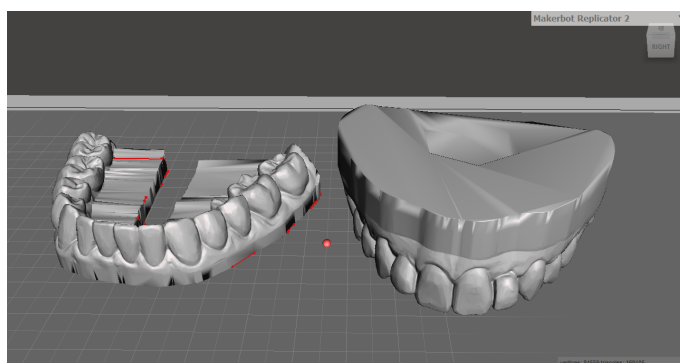


Figura 10 – Modelo de prótese modificada no *software* Meshmixer.

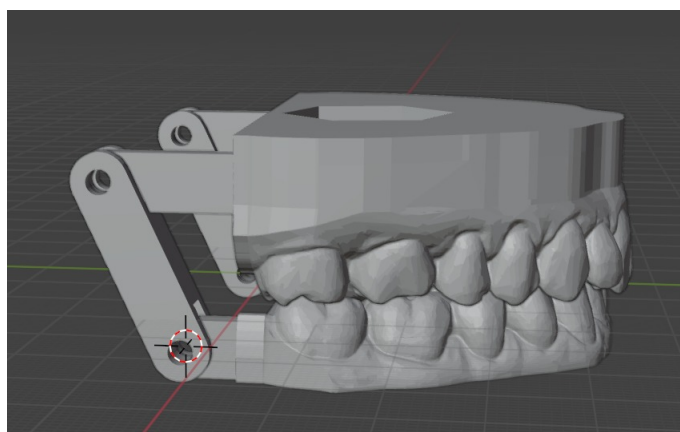


Figura 11 – Finalização do modelo com ajustes no *software* Blender

Com os três modelos impressos e mecanicamente adaptados, foram realizadas modificações físicas adicionais com o objetivo de conferir maior realismo anatômico ao modelo, as quais foram executadas em colaboração com uma estudante de odontologia. Inicialmente, procedeu-se à individualização do primeiro molar, como pode ser visto na Figura 12, dente de interesse para a aplicação de força. A escolha desse elemento deve-se ao fato de ser o maior dente da arcada dentária e de estar sujeito a cargas mastigatórias superiores às dos dentes anteriores (ATLAS; BEHROOZ; BARZILAY, 2022)(FLANAGAN et al., 2012)(NANDA, 2015).

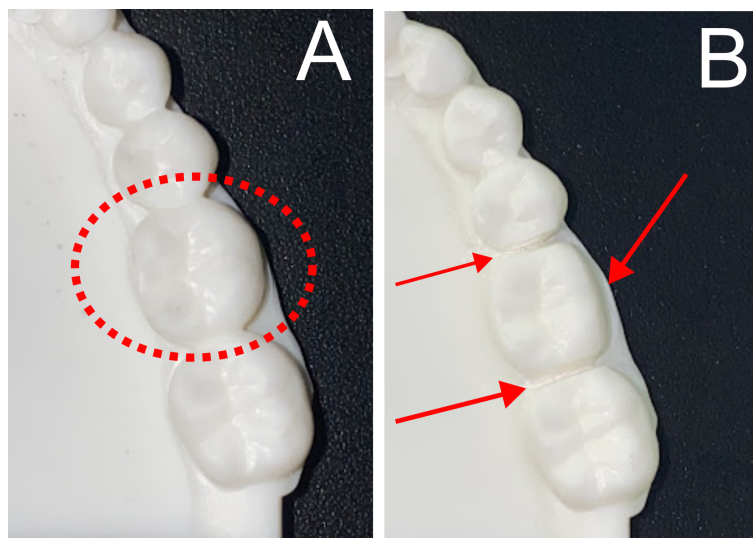


Figura 12 – Comparação entre o modelo original e após o procedimento de individualizar os dentes. a) Modelo original sem nenhum procedimento; b) Modelo após o procedimento.

Na sequência, realizou-se um desgaste controlado nos primeiros molares dos modelos das próteses inferiores. Essa intervenção teve como objetivo tornar a face lateral do dente mais plana, facilitando a colagem do extensômetro. Apesar dessa modificação localizada, a anatomia geral do elemento dentário foi preservada, todo o procedimento na prótese foi feito em um trabalho de conclusão de curso da odontologia.

Após a planificação da superfície lateral destinada à colagem do extensômetro, as próteses foram classificadas de acordo com a configuração estrutural do dente de interesse:

- **Modelo de prótese 1:** modelo de prótese com o primeiro molar de forma maciça (intacto);
- **Modelo de prótese 2:** modelo de prótese com o primeiro molar com um preparo cavitário com 3 mm de profundidade;
- **Modelo de prótese 3:** modelo de prótese com o primeiro molar com um preparo cavitário com 3 mm de profundidade e com a superfície oclusal vedada com resina composta.

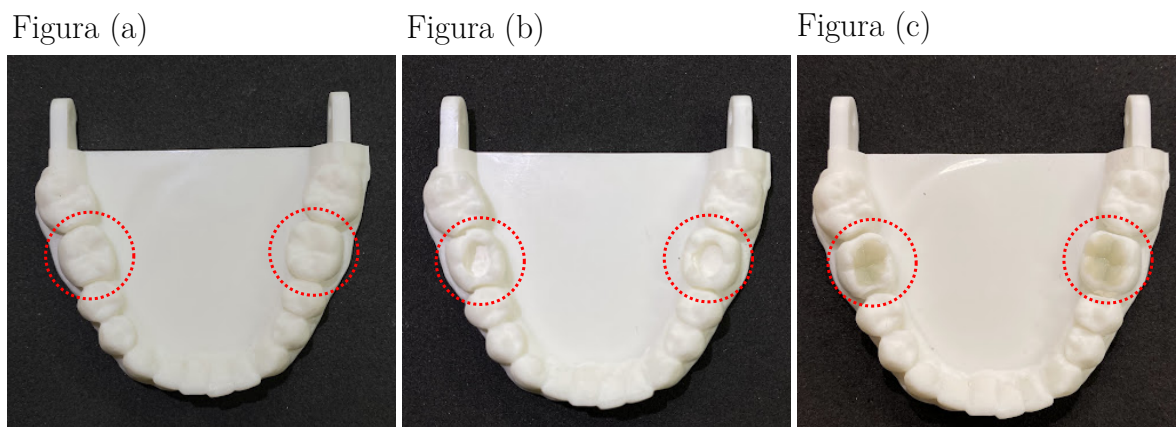


Figura 13 – Resultado do preparo cavitário dos modelos. a) Modelo de prótese 1 somente com a separação interdentária; b) Modelo de prótese 2 após a separação interdentária e o preparo cavitário com 3 mm; c) Modelo de prótese 3 com a separação interdentária, preparo cavitário de 3 mm e uso da resina composta para vedar a superfície oclusão.

No Modelo 1, foram realizados apenas os procedimentos previamente descritos, isto é, a separação interdentária (Figura 13a) e a planificação da superfície lateral do dente de interesse (primeiro molar inferior). No Modelo 2, o mesmo protocolo foi aplicado, porém, com o primeiro molar contendo um preparo cavitário de 3 mm de diâmetro, com o objetivo de avaliar a influência da presença de uma cavidade interna na sensibilidade do sistema. Já no Modelo de prótese 3, adotou-se o mesmo procedimento do 2, acrescido da inserção de uma fita para isolamento dental (*Isotape*) no interior da cavidade e do fechamento externo com uma camada de resina composta na superfície oclusal. Essa configuração permitiu manter uma cavidade no interior do dente, ao mesmo tempo em que garantiu o isolamento e a integridade estrutural da superfície externa.

Para definir a profundidade adequada da cavidade interna adotada no Modelo 3, realizou-se uma análise da literatura odontológica. A partir dessa investigação, verificou-se que profundidades superiores a 3 mm podem comprometer a integridade da polpa dentária (nervo do dente). Dessa forma, estabeleceu-se o limite de 3 mm para a profundidade da cavidade, visando preservar a possibilidade de futura aplicação clínica em dentes naturais, ainda que, no presente estudo, a técnica tenha sido aplicada em modelos.

Adicionalmente, adotou-se o preparo cavitário do tipo Classe I de *Black*, caracterizado pela preservação das paredes externas do dente e remoção restrita à região central oclusal. A escolha desse tipo de preparo deve-se ao seu caráter menos invasivo em comparação a outras abordagens que requerem o desgaste de paredes laterais ou cúspides. A aferição da profundidade da cavidade foi realizada com o auxílio de uma Sonda Periodontal da Carolina do Norte. Toda a parte do preparo cavitário foi realizada por uma estudante de Odontologia durante o trabalho de conclusão de curso (BEDENIK, 2026).

Após isso, realizou-se a fixação do extensômetro na superfície de resina. Para essa etapa, adotou-se o protocolo de colagem descrito por Balbinot *et al.* (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007), o qual consiste no lixamento prévio da superfície, seguido da limpeza da peça e do sensor com álcool isopropílico.

Em seguida, posicionou-se uma fita adesiva sobre o extensômetro para facilitar o manuseio e o alinhamento do sensor. Na sequência, aplicou-se o adesivo Loctite 496 na superfície de resina para fixar o extensômetro, uma vez que essa cola possui boas propriedades de adesão e estabilidade.



Figura 14 – Modelo de prótese inferior impresso em 3D de resina fotopolimerizável, com o extensômetro fixado na face vestibular do primeiro molar.

Além da prótese, foram utilizados dois cilindros: um maciço e um oco. Ambos foram fabricados com as dimensões aproximadas de um primeiro molar, com o objetivo de avaliar a viabilidade da medição de força utilizando o extensômetro fixado na resina fotopolimerizável. Para isso foram feitos experimentos para verificar a linearidade e o efeito da temperatura nesse objeto de superfície lisa e controlada.

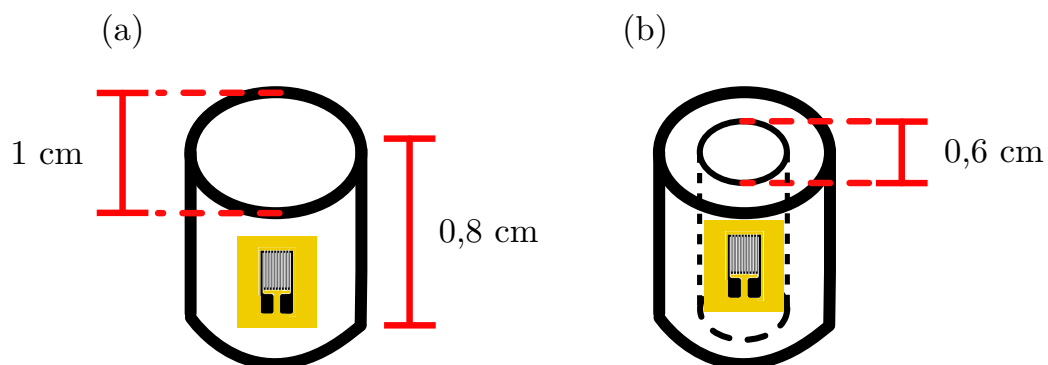


Figura 15 – Modelos das células de carga cilíndricas. a) célula de carga maciça com 0,8 cm de altura com 1 cm de diâmetro; b) célula de carga oca com 0,6 cm de orifício.

Com os modelos devidamente confeccionadas, foi confeccionado o circuito para o condicionamento do sinal. Como o extensômetro é resistivo, utilizou-se a ponte de Wheatstone. Visto que a tensão diferencial na saída da ponte é da ordem de milivolts, torna-se necessária a amplificação do sinal. Para tal, empregou-se um amplificador de instrumentação, que fornece ganho ao sinal e apresenta alta rejeição de modo comum. O circuito eletrônico desenvolvido é apresentado na Figura 16, o circuito foi implementado em placa de circuito impresso.

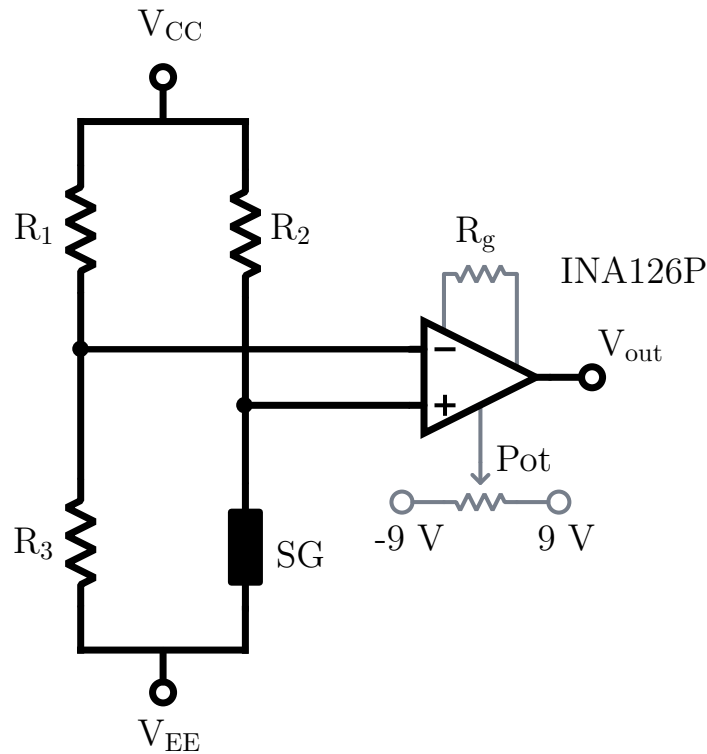


Figura 16 – Esquemático do circuito composto por uma ponte de Wheatstone com os resistores R_1 , R_2 e R_3 no valor de $120\ \Omega$ e o SG é o extensômetro de resistência elétrica. É composto também por um amplificador de instrumentação INA 126p com um potenciômetro para ajuste de desvio.

Os experimentos de aplicação de força foram realizados com forças variando entre 75 N e 400 N. Cada ensaio foi repetido três vezes, ou seja, foi feito o experimento da menor força até a maior força, finalizado isso, foi repetido mais duas vezes, com o objetivo de avaliar a repetibilidade do sistema. Para a aplicação da força, empregou-se um torno de bancada e para a medição de força, utilizou-se uma célula de carga comercial, modelo SZ51X-200, com capacidade nominal de aproximadamente 2000 N, conforme ilustrado na Figura 17.

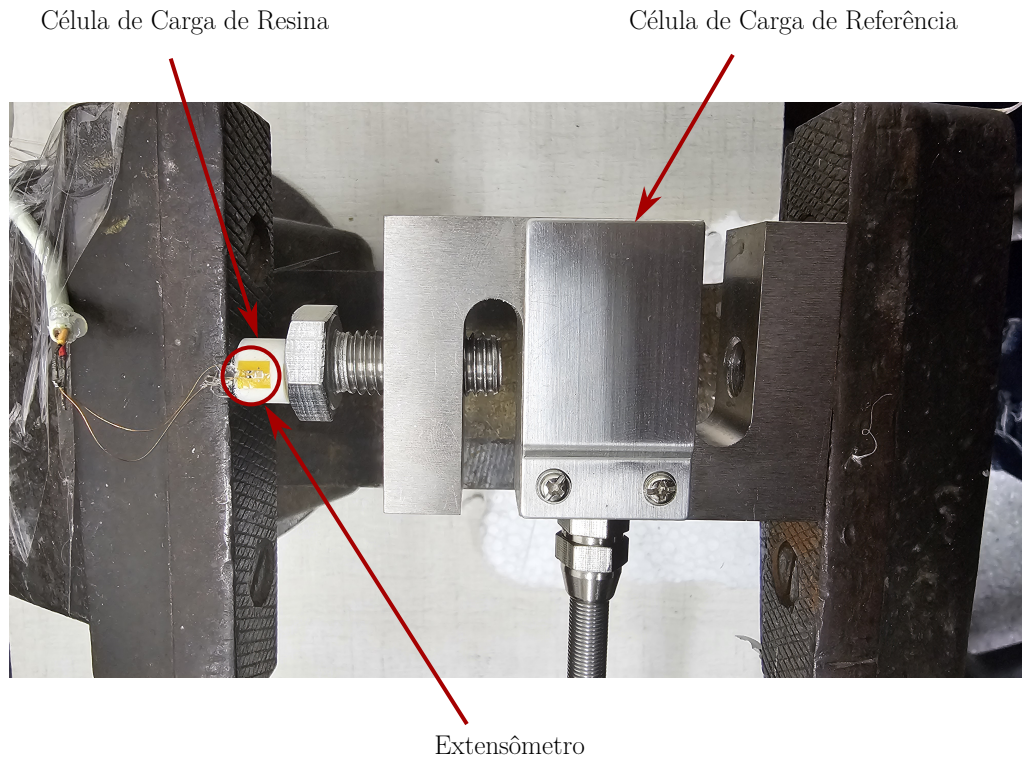


Figura 17 – Aparato experimental para a medição de força na célula de carga. a) Célula de carga comercial; b) Célula de carga cilíndrica feita de resina 3D.

Já para o modelo impresso em 3D, os ensaios de força tiveram como objetivo avaliar a linearidade e a histerese do sistema. A força foi aplicada de maneira progressiva, variando de 75 N até 780 N, faixa correspondente a valores próximos à força máxima da mordida humana. Em seguida, realizou-se o descarregamento gradual até o retorno aos 75 N iniciais, constituindo ciclos completos de carga e descarga. Esse procedimento foi repetido três vezes consecutivas, permitindo verificar se a tensão elétrica retornava ao valor inicial ou se o sistema apresentava efeitos de histerese. As análises foram realizadas nos primeiros molares, esquerdo e direito, dos modelos de prótese 1, 2 e 3.

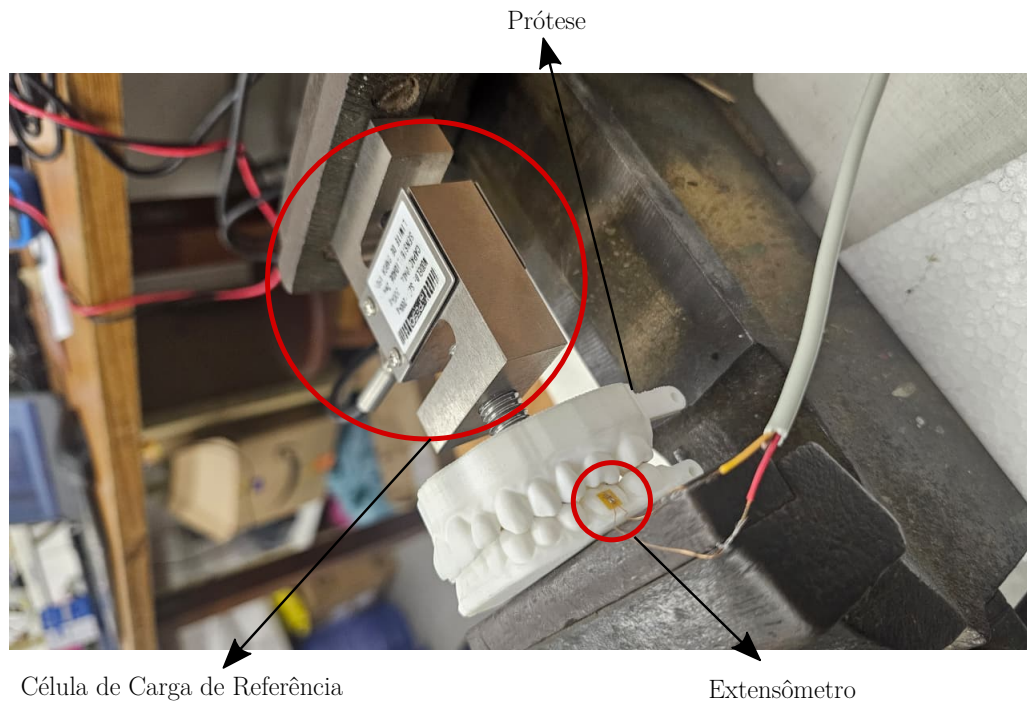


Figura 18 – Aparato experimental para os experimentos de força na prótese, composto por uma célula de carga de referência, um modelo de prótese 3D feito de resina fotopolimerizável e o extensômetro que está fixado no modelo de prótese.

Além dos ensaios mecânicos, foi avaliada a influência da variação de temperatura no comportamento das células de carga e nos modelos de prótese com extensômetro, uma vez que os extensômetros de resistência são sensíveis não apenas à deformação, mas também a outros fatores, como a temperatura. Essa questão é especialmente relevante em aplicações odontológicas, pois a temperatura no interior da cavidade bucal pode variar normalmente entre 30 e 40 °C, mesmo na ausência da ingestão de alimentos ou líquidos. Diante disso, foram considerados três diferentes temperaturas, 30 °C, 35 °C e 40 °C. Inicialmente, avaliou-se o efeito dessas temperaturas nas próteses em duas condições: sem aplicação de força (condição em vazio) e sob a aplicação de uma carga correspondente a uma massa de 20 kg para os modelos e sem força aplicada para os cilindros.

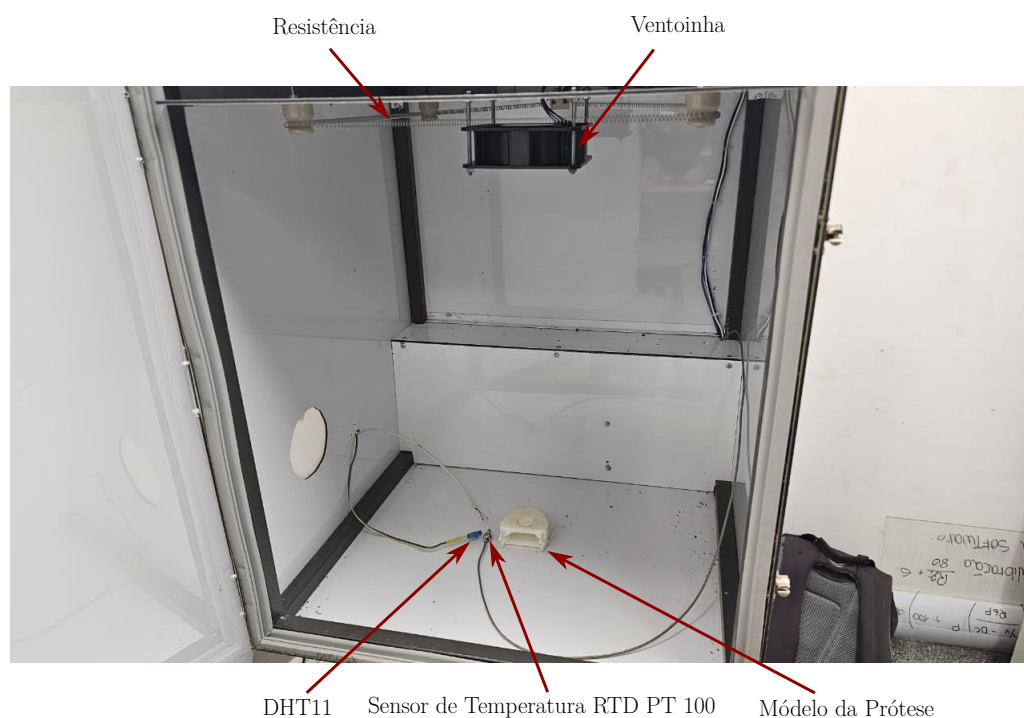


Figura 19 – Aparato experimental para a medição da influência da temperatura composto por um sensor de temperatura DHT 11, o sensor de temperatura da estufa RTD PT 100, o modelo de prótese feito de resina fotopolimerizável, uma resistência de Níquel-Cromo e uma ventoinha.

Posteriormente, analisou-se o efeito da variação da temperatura. Para tanto, aguardou-se a estabilização da temperatura no extensômetro e, na sequência, induziu-se uma variação térmica controlada, observando-se as oscilações na tensão de saída. Para a execução desses ensaios, foi utilizada uma estufa de temperatura controlada, composta por uma resistência de Níquel-Cromo de 400 W, uma ventoinha, um controlador de temperatura PID (modelo Rex C100), com um sensor de temperatura RTD PT100 e um relé de estado sólido. É possível observar na Figura 19 o sensor de temperatura, o *cooler* e a resistência de Níquel-Cromo. A aquisição dos dados foi realizada em tempo real por meio de um microcontrolador Raspberry Pi Pico e um sensor de temperatura DHT11, permitindo a coleta simultânea dos sinais de temperatura e tensão com frequência de amostragem de 100 Hz.

5 Resultados e Discussões

Neste capítulo, são apresentados os resultados da investigação sobre os efeitos da força e da temperatura nas células de carga de resina e nos modelos de prótese. Inicialmente, apresentam-se os dados de medição de força referentes às células de carga (maciça e oca) e os modelos de próteses nas seguintes configurações: maciça, com preparo cavitário de 3 mm e com preparo de 3 mm com superfície oclusal vedada. Em seguida, analisa-se o efeito da temperatura em cada uma dessas células de cargas e nos modelos de prótese. Dessa forma, é abordado na Seção 5.1 a análise da medição de força e da sensibilidade das células de carga e dos modelos de prótese, enquanto é abordado na Seção 5.2 o efeito da temperatura no sistema de medição de força de mordida proposto.

5.1 Medição de Força

Nesta seção, são apresentados os resultados para a medição de força nas células de carga cilíndricas de resina e para os modelos de próteses. Para fazer a medição de força, foi confeccionada uma placa de circuito impresso do sistema proposto. Esse circuito consistiu em uma ponte de Wheatstone com resistores de $120\ \Omega$, assim como no extensômetro, um potenciômetro para calibrar a fonte, visto que os resistores têm um erro sistemático. O próximo estágio consiste em um amplificador de instrumentação com potenciômetro de $2\ \text{k}\Omega$ no ganho e outro no *offset* do amplificador. Foi utilizado um ganho de $222\ \text{V/V}$. Por fim, a saída do INA126p era medida com multímetro digital Minipa ET-1649. Foram utilizadas duas fontes de alimentação, a primeira foi para o INA126p com uma tensão simétrica de $\pm 9\ \text{V}$ e outra fonte para alimentar a ponte de Wheatstone, foi utilizado, inicialmente $\pm 2,5\ \text{V}$. É apresentado na Figura 21 o projeto de PCI e na Figura 22 a PCI do circuito.

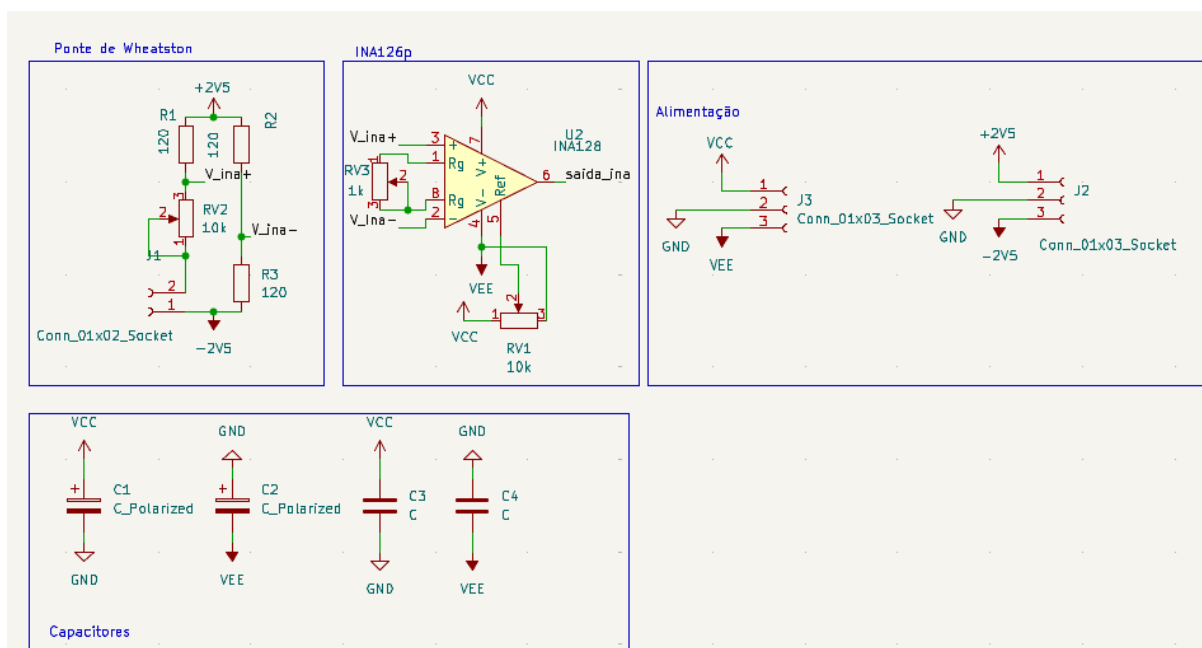


Figura 20 – Esquemático completo do circuito para medição de força. O circuito integra um amplificador de instrumentação (INA126p), uma ponte de Wheatstone, com resistores com o mesmo valor nominal do extensômetro, além de trimpots dedicados ao ajuste do ganho, à compensação de *offset* e ao equilíbrio da ponte, além disso, capacitores para filtrar ruídos provenientes da rede elétrica.

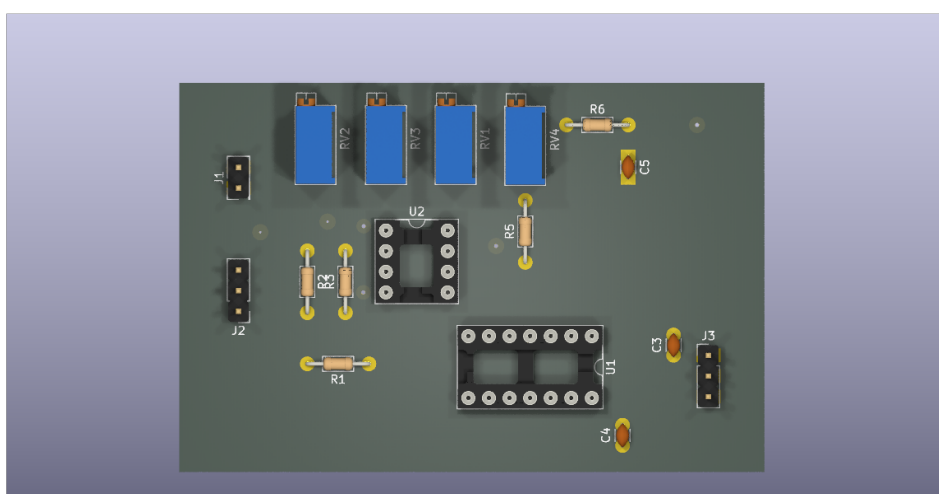


Figura 21 – Projeto da placa de circuito impresso. O circuito integra um amplificador de instrumentação e uma ponte de Wheatstone, além de trimpots dedicados ao ajuste do ganho, à compensação de *offset* e ao equilíbrio da ponte.

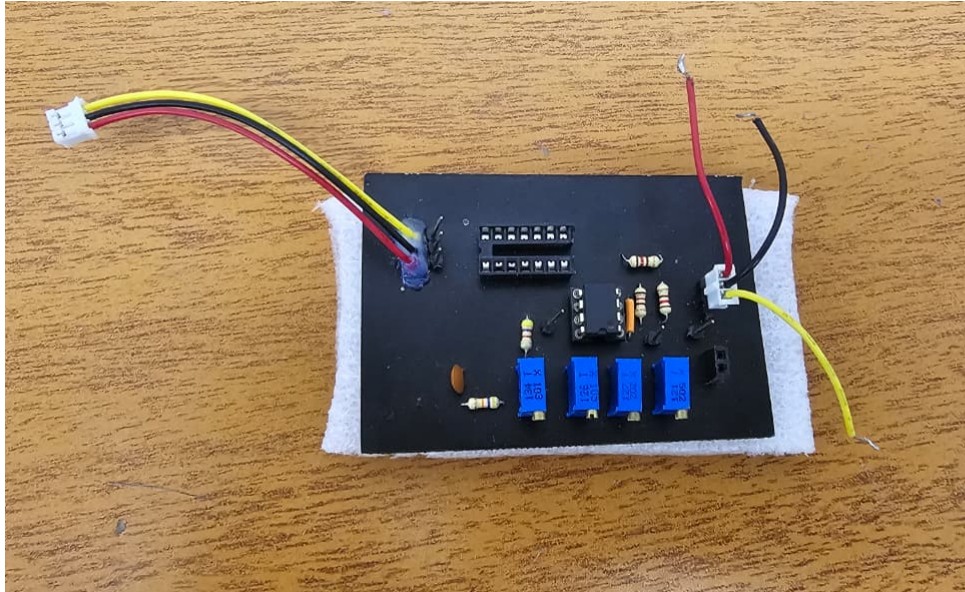


Figura 22 – Prototipagem da Placa de Circuito Impresso. O circuito integra um amplificador de instrumentação e uma ponte de Wheatstone, além de trimpots dedicados ao ajuste do ganho, à compensação de *offset* e ao equilíbrio da ponte.

Para a célula de carga cilíndrica confeccionada em resina fotopolimerizável maciça, os resultados das medições para diferentes forças são apresentados na Figura 23a. A curva em azul representa a média dos valores medidos, acompanhada do respectivo desvio padrão, enquanto a linha em vermelho corresponde à reta ajustada pelo Método dos Mínimos Quadrados. A partir desse ajuste, obtém-se a reta que descreve o modelo como

$$V = 0,00033F + 1,0242, \quad (5.1)$$

em que V refere-se a tensão de saída e F a força aplicada.

Como forma de aumentar a deformação elástica da célula de carga, e consequentemente aumentar a sensibilidade da medição, foram realizados testes com uma célula cilíndrica oca, cujos resultados são apresentados na Figura 23b. É apresentado nessa figura a curva referente à célula de carga oca, nas quais os pontos em azul indicam a média e o desvio padrão, enquanto a linha vermelha representa o modelo ajustado, no eixo das ordenadas é mostrado a tensão elétrica resultante após a aplicação da força e no eixo das abscissas a força de referência. A equação característica deste modelo é dada por

$$V = -0,00037F + 0,9115. \quad (5.2)$$

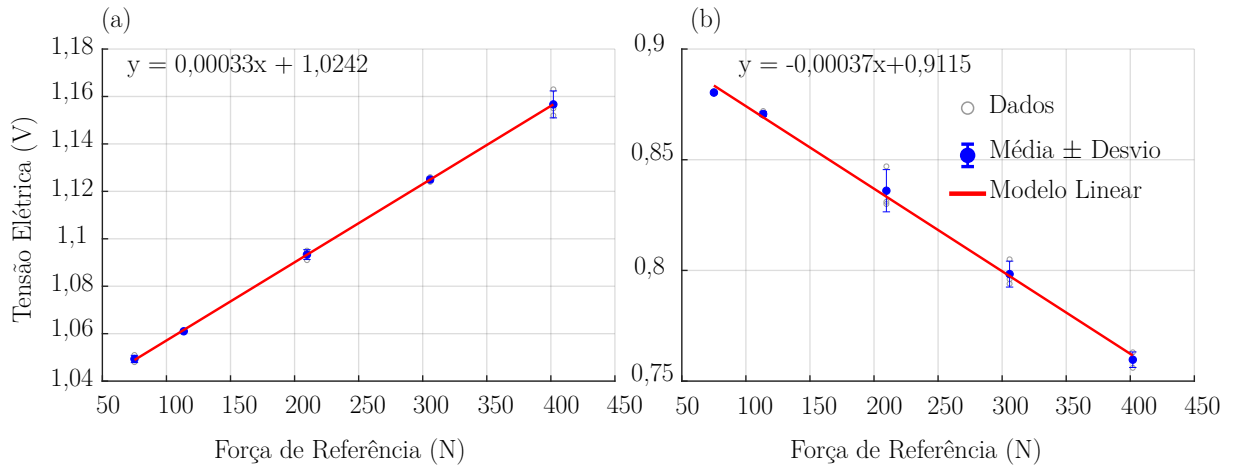


Figura 23 – Curvas de Tensão vs Força para (a) célula de carga maciça e (b) célula de carga oca.

A análise gráfica é demonstrado que a célula de carga cilíndrica apresenta comportamento linear, com um valor de coeficiente de determinação (R^2) de 0,9966 e reduzido erro quadrático médio (RMSE) de 0,0025 V. O coeficiente de determinação é calculado com a equação

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}, \quad (5.3)$$

enquanto o RMSE é calculado com a seguinte equação

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{n - 2}}, \quad (5.4)$$

em que y_i representa o valor de tensão medido, $\hat{y}_i$ é o valor de tensão do modelo, $\bar{y}$ representa a média dos valores de tensão e n o numero de pontos.

Percebe-se que a Figura 23b tem um comportamento linear, com um R^2 de 0,9886 e um RMSE de 0,0052 V, mas com o sentido contrário a 23a, isso aconteceu por uma inversão de tensão no circuito, mas sem comprometer a análise do resultado. Vale ressaltar que o dispositivo possui acabamento superficial liso, característica relevante para a consistência das medições. Outro aspecto relevante a ser destacado no gráfico é a maior variação de tensão observada na célula de carga oca em comparação à maciça, enquanto a maciça teve uma diferença de tensão de 0,107 V, a oca teve 0,121 V, considerando o intervalo máximo de aplicação de força, entre 401,96 N e 75,03 N. Esse comportamento evidencia que a presença do orifício conferiu maior sensibilidade à célula de carga. Diante desse resultado, torna-se necessário investigar, além da prótese maciça, modelos com preparo cavitário, considerando tanto a condição de cavidade exposta quanto a de superfície oclusal vedada com resina composta. Esta última configuração visa manter a estrutura interna oca, preservando a sensibilidade, ao mesmo tempo em que restabelece a superfície de contato.

Como a assimetria da força de mordida é variável clínica importante para avaliação da saúde bucal, como na avaliação de DTM, foi analisada a medição da força de mordida nos dois primeiros molares inferiores. Primeiramente será analisado o lado esquerdo dos modelos de próteses, seguido do lado direito. Na Figura 24, é mostrado a resposta da medição de força nas próteses, no eixo das abscissas é apresentado a força que foi aplicada no modelo de prótese, enquanto no eixo das ordenadas, a tensão elétrica resultante dessa aplicação de força. observa-se que, à medida que a força aumenta, a tensão elétrica diminui em todos os gráficos, essa resposta tem uma característica linear, condizente com a resposta esperada pelo extensômetro. A imagem é composta por quatro subfiguras: em (a), apresentam-se os dados do modelo de prótese 1; em (b), ilustrada na cor vermelha, têm-se os dados do modelo de prótese 2; a subfigura (c), em amarelo, refere-se ao modelo de prótese 3; e, por fim, a subfigura (d) agrupa os gráficos anteriores em uma única imagem. Identifica-se um comportamento predominantemente linear, com um R^2 de 0,9942 e um RMSE de 0,0095 V. Ademais, registrou-se uma variação de tensão (ΔV) de 0,35 V entre os valores de força de 209,65 N a 786,58 N. A equação da reta que modela esse comportamento é dada por

$$V = -0,00062F + 1,4289, \quad (5.5)$$

constata-se, mais uma vez, que a reta ajustada pelo MMQ modela o sistema de forma satisfatória.

Referente à Figura 24(b), obteve-se um R^2 de 0,9833 e um RMSE de 0,0179 V. Observa-se, ainda, uma variação de tensão (ΔV) de 0,38 V entre os valores máximo e mínimos de força, ou seja, entre 786,58 N e 209,65 N. A reta que modela este sistema, obtida pelo MMQ, é expressa por

$$V = -0,00068F + 1,5799. \quad (5.6)$$

Quanto à Figura 24(c), verificou-se uma variação de 0,78 V entre os valores de força de 209,65 N a 786,57 N, com um R^2 de 0,9577 e um RMSE de 0,0548 V. Observou-se um desvio padrão superior ao dos casos anteriores, sendo o comportamento descrito por

$$V = -0,00129F + 1,3013, \quad (5.7)$$

em que V se refere a tensão elétrica e F a força aplicada. Essas variáveis serão aplicadas em toda seção de Resultados.

Por fim, a Figura 24(d) reúne as três curvas no mesmo gráfico. Observa-se que a curva amarela apresenta inclinação superior às demais. Para o direito, foi repetido a mesma análise. Os resultados referentes ao lado direito do modelo de prótese constam na Figura 25, no eixo das abscissas é mostrado a força que foi aplicado no modelo de prótese do lado direito e no eixo das ordenadas a resposta da aplicação de força em tensão elétrica, as cores azul, vermelha e amarela representam, respectivamente, os modelos de próteses

1, 2 e 3. Para o modelo de prótese 1, obteve-se correlação linear de 0,8592 e variação de tensão de 0,18 V entre os valores de força de 209,65 N a 786,57 N. Notou-se também um RMSE de 0,0257 V. A equação que modela este sistema é dada por

$$V = -0,00031F + 1,6698. \quad (5.8)$$

Em relação à Figura 25(b), obteve-se R^2 de 0,9077 e um RMSE de 0,0304 V. Registrou-se uma variação de 0,26 V, entre 786,58 N e 209,65 N, sendo a reta que modela este sistema descrita por

$$V = -0,00047F + 1,4925. \quad (5.9)$$

Em relação à Figura 25(c), observou-se um RMSE de 0,0382 V e um R^2 de 0,8117. Registrou-se uma variação de 0,22 V entre 786,58 N e 209,65 N, sendo a equação característica dada por

$$V = -0,00039F + 1,5639. \quad (5.10)$$

Por fim, na Figura 25(d), são apresentados os três gráficos simultaneamente. Observou-se que a reta vermelha apresentou maior variação.

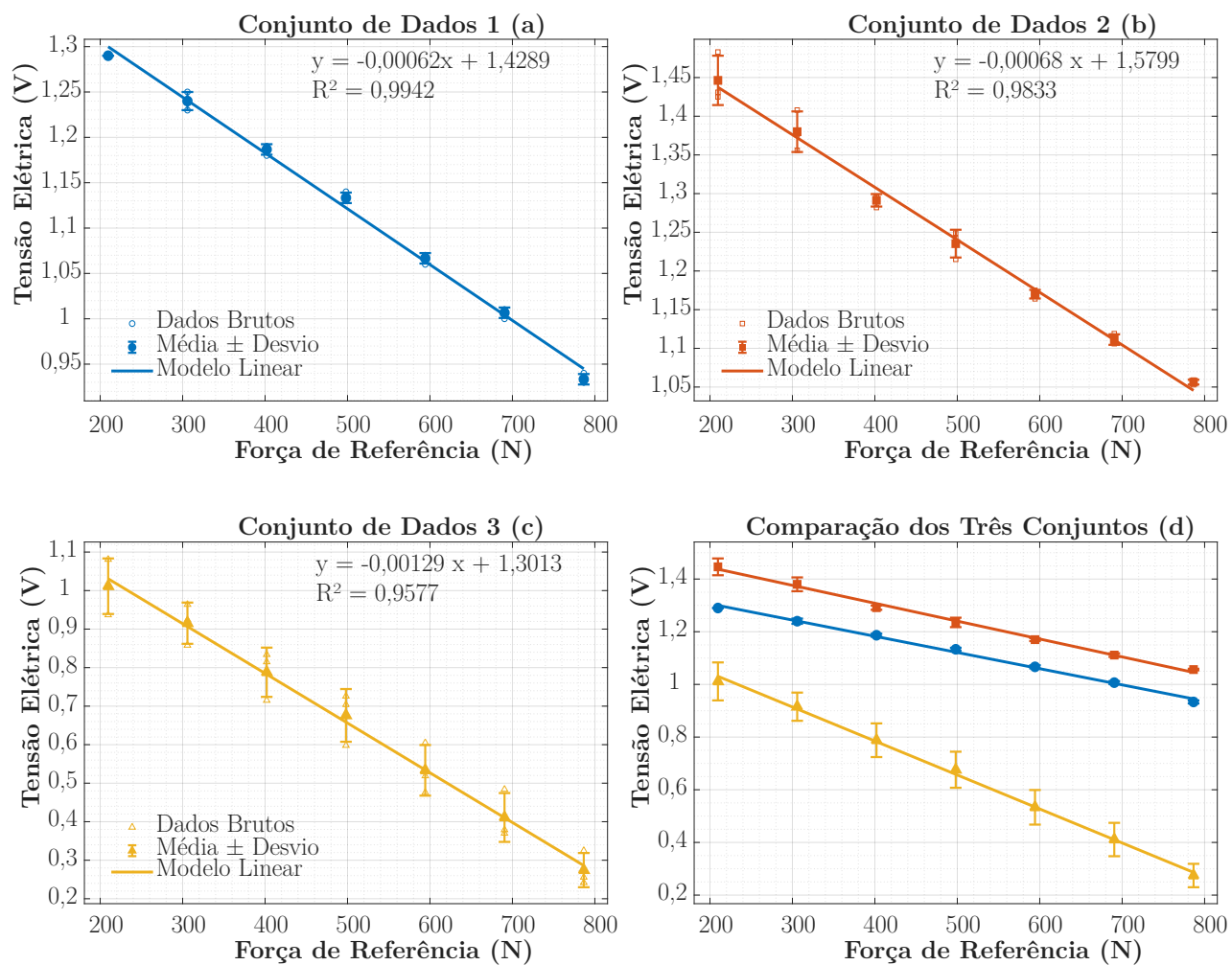


Figura 24 – Gráfico de Tensão x Força dos modelos de próteses 1, 2 e 3 do esquerdo. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3 e (d) a comparação das 3 curvas.

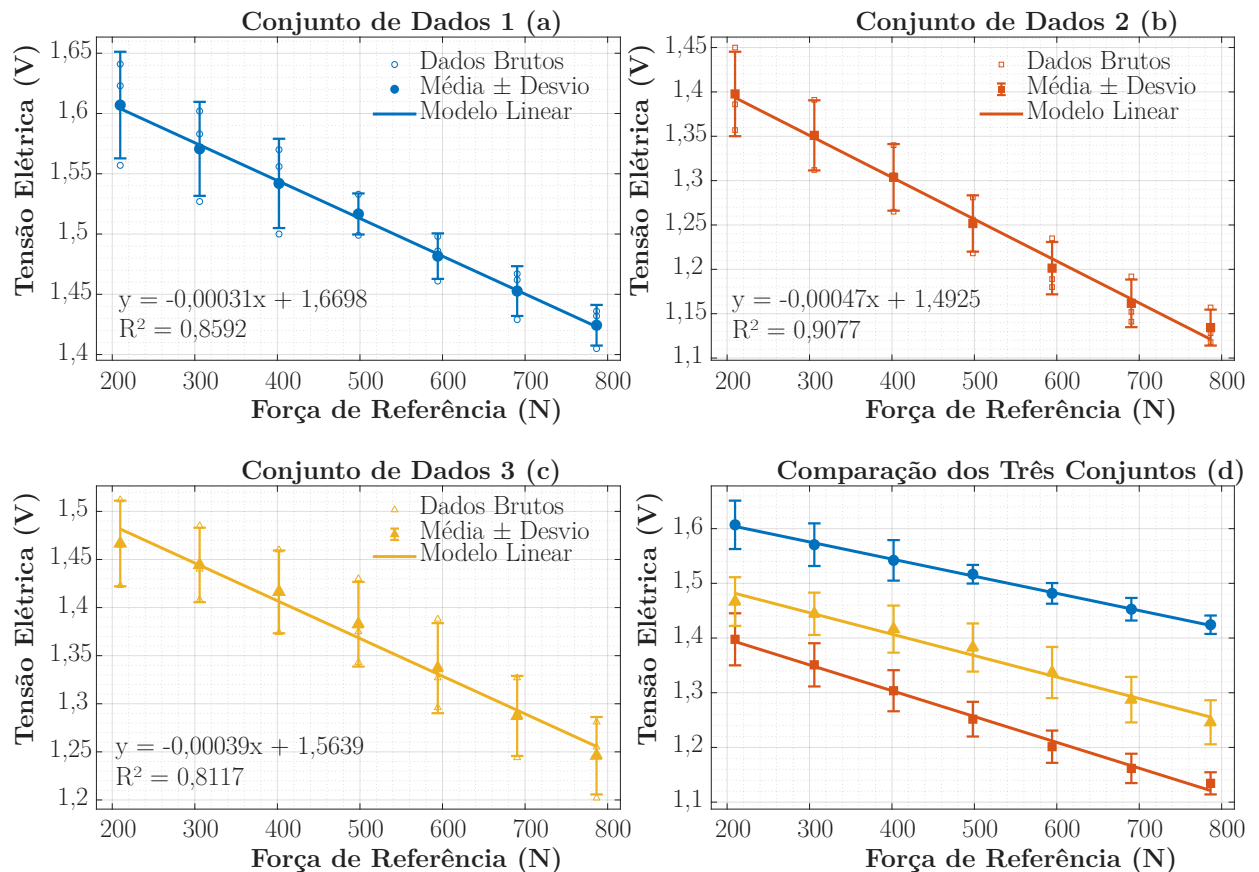


Figura 25 – Gráfico de Tensão x Força dos modelos de próteses 1, 2 e 3 do lado direito. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3.

Com base no gráfico de tensão em função da força apresentado nas Figuras 24 e 25, além das equações obtidas pelo método MMQ, foi possível estabelecer relações diretas entre a força medida e a força de referência, mostradas nas Figuras 26 e 27. Nessas figuras, o eixo vertical corresponde ao valor de referência da força, medido por uma célula de carga comercial, enquanto o eixo horizontal representa a força estimada pela célula de carga instrumentada na prótese. Assim, foi observado que a conversão adotada é linear, e que os valores do desvio padrão apresentam comportamento consistente ao longo da faixa analisada. Para a Figura 26a, é perceptível qualitativamente que ocorreu um menor erro quadrático médio e um menor desvio padrão, em relação aos modelos de prótese 2 e 3, isso é justificado para o caso do modelo de prótese 2, que esse modelo tem menos pontos de contato que podem ter causado esse desvio padrão maior, já para o modelo de prótese 3, é justificado pelo preparo cavitário, que como foi feito de forma manual, mudou-se os pontos de oclusão. O modelo de prótese 1 teve um RMSE de 15,35 N, o modelo de prótese 2 de 26,30 N e o modelo de prótese 3 teve um RMSE de 42,48 N. Enquanto na Figura 27, percebe-se uma maior variação do erro quadrático médio e um maior desvio padrão, a hipótese é que esse desvio padrão elevado em todos os casos, é explicado por causa da baixa oclusão do lado direito, em relação ao lado esquerdo. Para o modelo de prótese 1 foi

encontrado um valor de 82,81 N, para o modelo de prótese 2 de 64,74 N e para o modelo de prótese 3 de 97,86 N. Apesar do desvio padrão de 97,86 N, para as aplicações de bruxismo ou DTM, esse desvio padrão é considerado satisfatório, visto que o que importa é a força máxima e a quantidade de repetições.

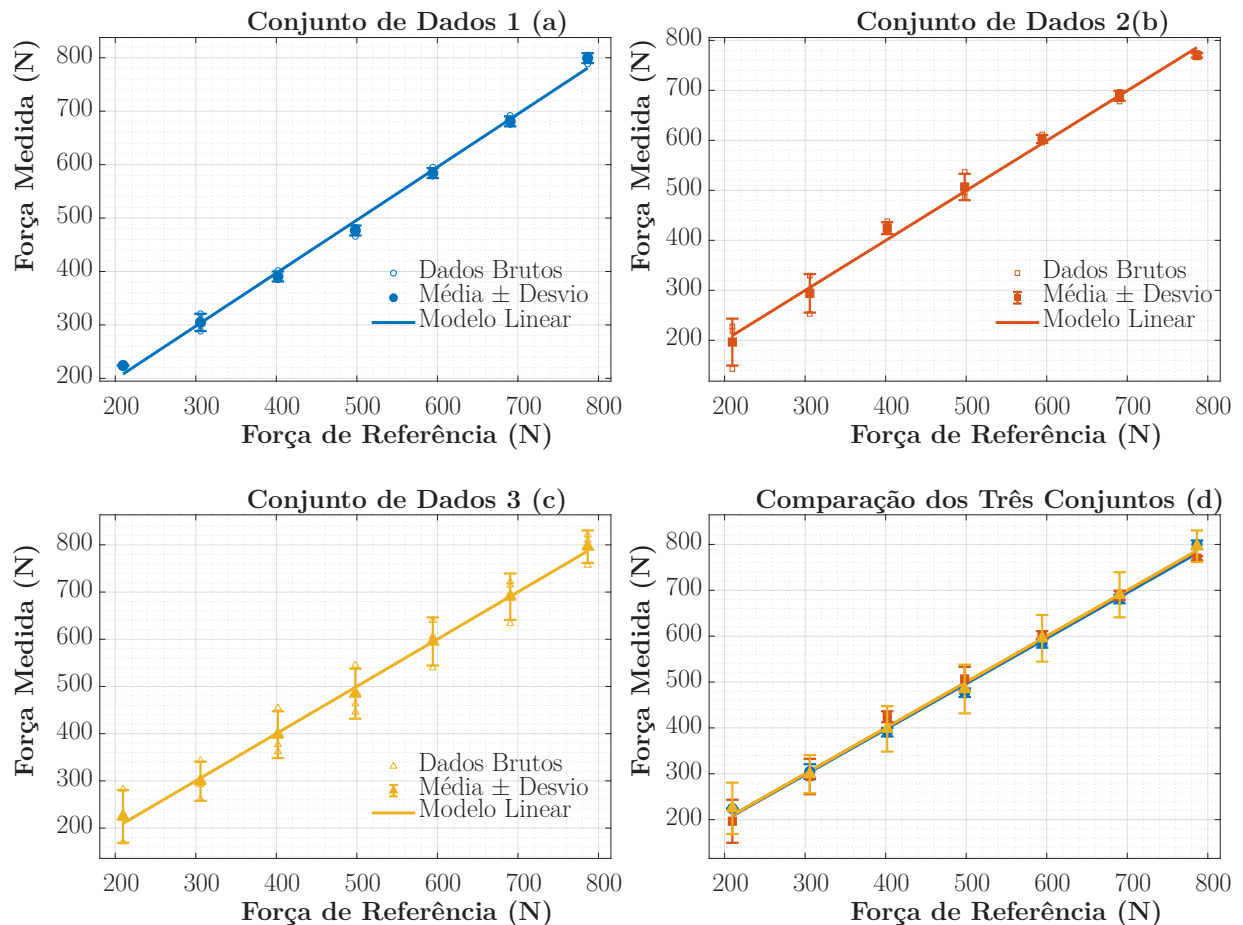


Figura 26 – Gráficos de Força medida x Força de referência das Próteses 1, 2 e 3 do lado esquerdo. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3.

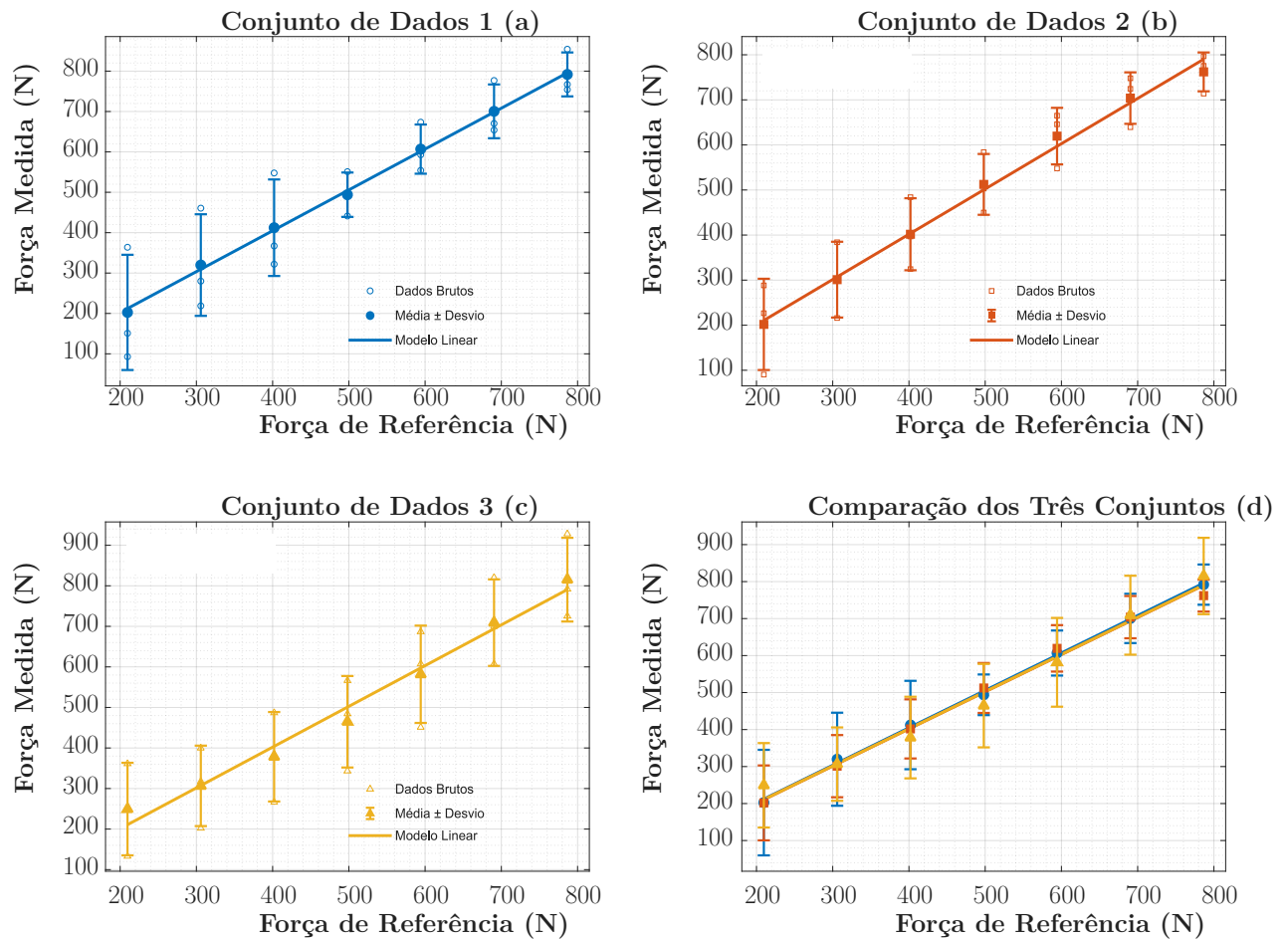


Figura 27 – Gráfico de Força medida x Força de referência das Próteses 1, 2 e 3 do lado direito. Em (a) tem-se o modelo de prótese 1, em (b) o modelo de prótese 2, (c) o modelo de prótese 3.

A partir desses resultados, analisaram-se os valores de força obtidos pelo sistema de medição de força nos modelos de próteses. Para essa análise, aplicou-se o método de Bland–Altman, uma ferramenta estatística amplamente utilizada para avaliar a concordância entre medições, com o objetivo de verificar a precisão das forças estimadas em relação aos valores de referência.

Para o lado direito, foi encontrado na Figura 28 os valores referentes ao modelo de prótese 1. Nesse gráfico, o eixo das abscissas representa a média das medições, enquanto o eixo das ordenadas indica a diferença entre o valor estimado e o valor de referência. Foi encontrado um viés de 3,53 N e um desvio padrão de 51,55 N. Os limites superiores e inferiores foram de 104,58 N e -97,51 N respectivamente.

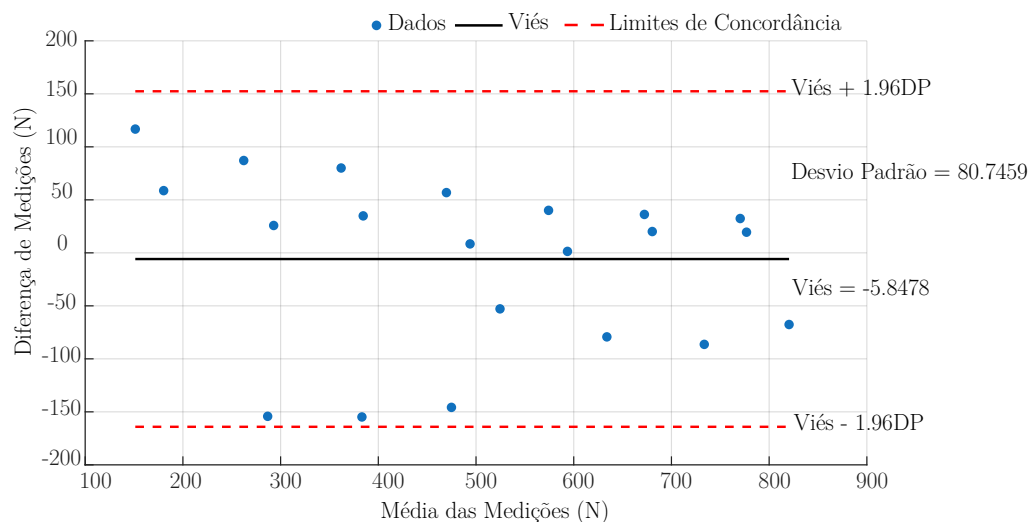


Figura 28 – Gráfico de Bland-Altman para o modelo 1 lado direito.

No gráfico de Bland-Altman do modelo de prótese 2 (Figura 29), registrou-se um viés de -0,19 N e um desvio padrão de 41,41 N. Os limites de concordância superior e inferior situaram-se em 80,96 N e -81,36 N, respectivamente.

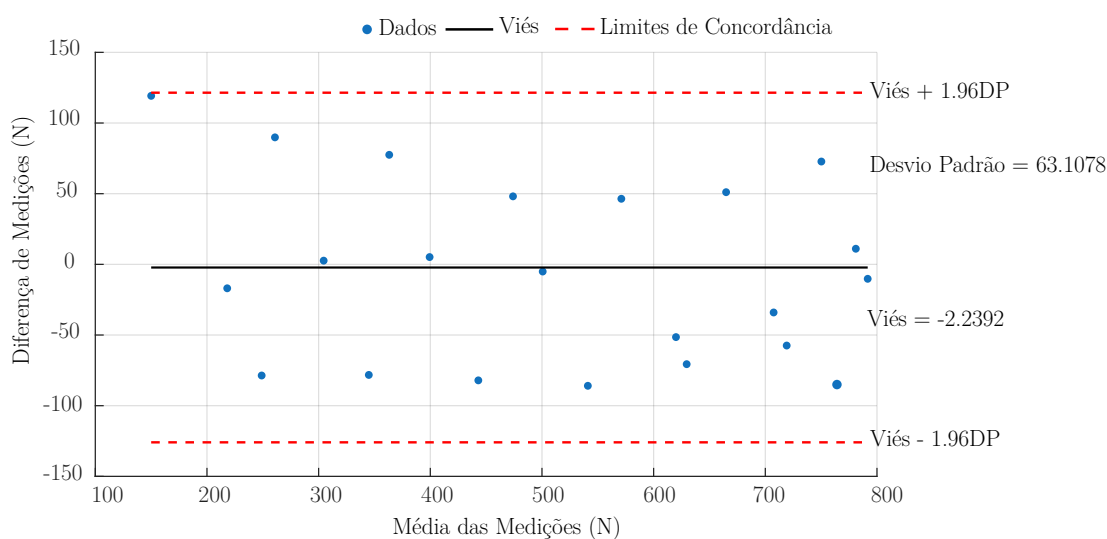


Figura 29 – Gráfico de Bland-Altman para o modelo 2 lado direito.

Por fim, os resultados referentes ao modelo de prótese 3 foi apresentado na Figura 30. Verificou-se um viés de -0,20 N e um desvio padrão de 41,41 N. Além disso, os limites de concordância superior e inferior estabeleceram-se em 80,96 N e -81,36 N, respectivamente.

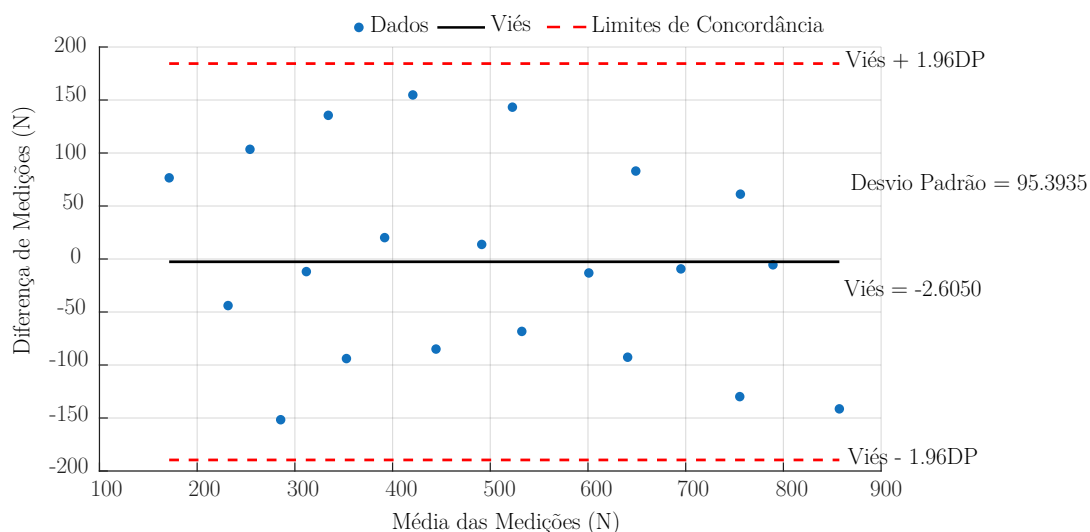


Figura 30 – Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 3 lado direito.

É apresentado na Figura 31 o gráfico de Bland-Altman referente ao modelo de Prótese 1 (lado esquerdo). Nesse gráfico, observa-se um viés (linha preta) de -5,84 N. Obteve-se, ainda, um desvio padrão de 80,75 N, com os limites de concordância situados entre 152,41 N e -164,10 N; estes valores delimitam o intervalo onde se espera encontrar 95% das diferenças entre as medições.

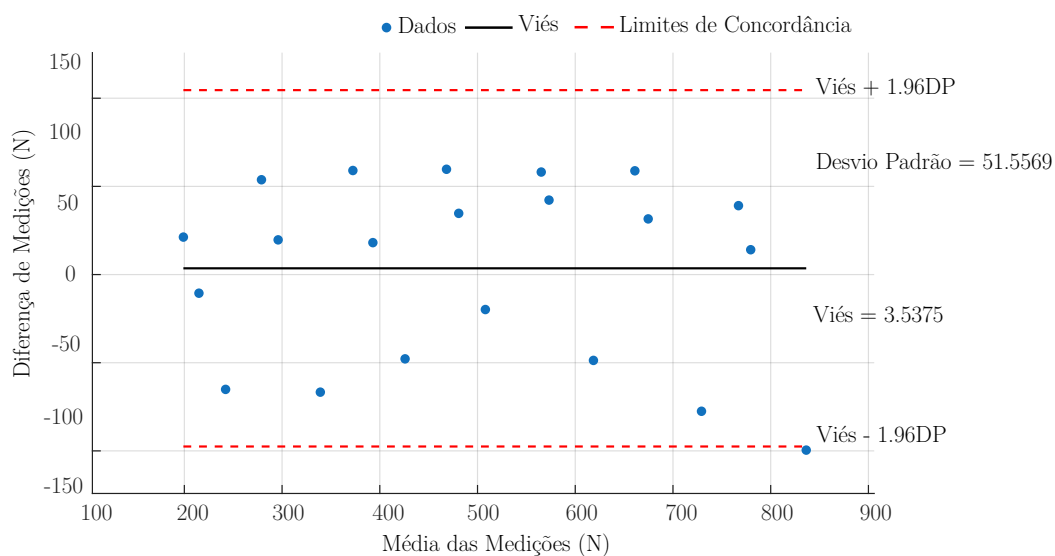


Figura 31 – Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 1 esquerdo.

No que se refere ao modelo de prótese 2, obteve-se um desvio padrão de 63,10 N e um viés de -2,24 N. Os limites de concordância superior e inferior estabeleceram-se em 121,44 N e -125,92 N, respectivamente.

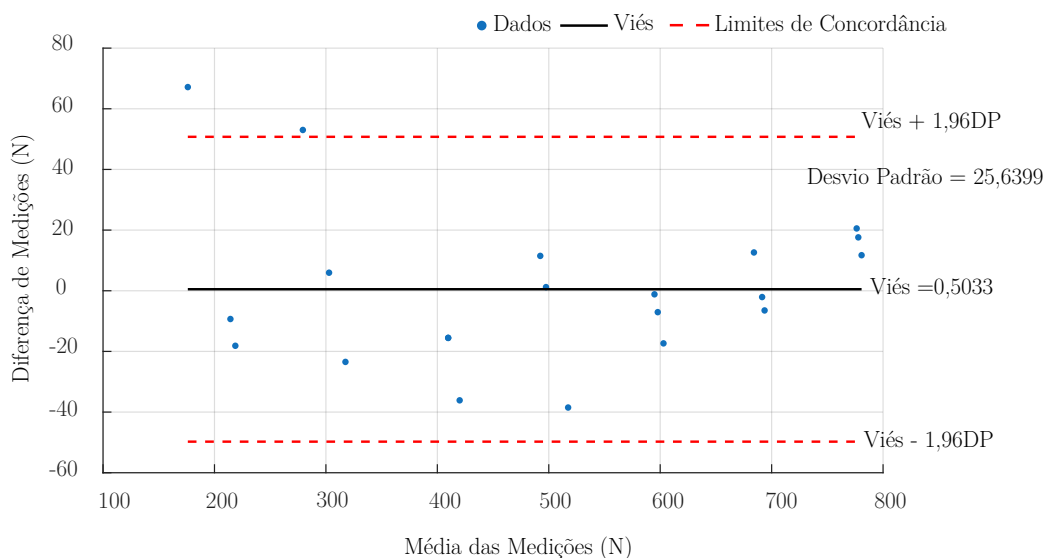


Figura 32 – Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 2 esquerdo.

E apresentado na Figura 33 o gráfico de concordância referente ao modelo de prótese 3. Obteve-se um desvio padrão de 92,39 N e um viés de -2,60 N. Ademais, os limites de concordância superior e inferior situaram-se em 184,36 N e -189,57 N, respectivamente.

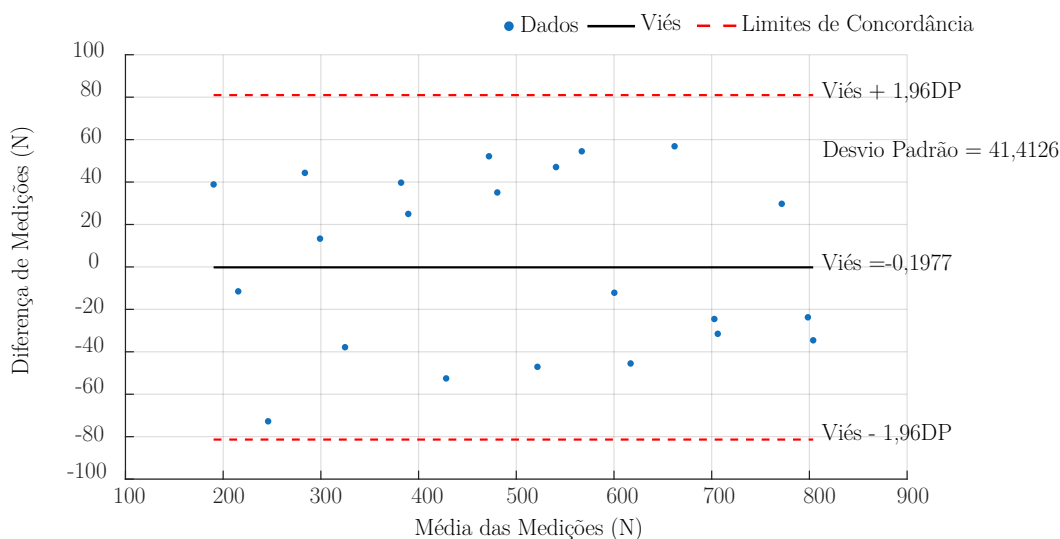


Figura 33 – Gráfico de Bland-Altman para o modelo de prótese 3 esquerdo.

Com base nos resultados obtidos, foi possível avaliar fatores críticos do sistema de medição de força nas próteses. Destaca-se, inicialmente, a linearidade da medição, mesmo o desvio padrão tendo atingido 93 N no modelo de prótese 3 (lado direito), a curva média apresentou comportamento linear, com coeficientes de correlação superiores a 98%. A hipótese para esse desvio é justificada pela má oclusão do lado direito e pelo próprio preparo cavitário que foi feito de forma manual.

Outro aspecto relevante refere-se à sensibilidade, verificou-se que o modelo de prótese 3 (lado direito) e o modelo de prótese 2 (lado esquerdo) apresentaram as maiores variações de tensão. Confirmando que a sensibilidade aumentou após a realização do

preparo cavitário. Ressalta-se que esse comportamento foi observado tanto para a célula de carga quanto para os modelos de próteses. Por fim, é percebido que o lado direito da prótese apresentou um desvio padrão menor que o lado esquerdo. Isso pode ser justificado através da geometria do encaixe das mandíbulas, ou seja, um lado obteve uma oclusão melhor que o outro. Para comprovar isso, foi feito um experimento apertando uma mandíbula superior na inferior e foi colocado um papel carbono entre eles, os resultados são encontrados nas Figuras 34 e 35.

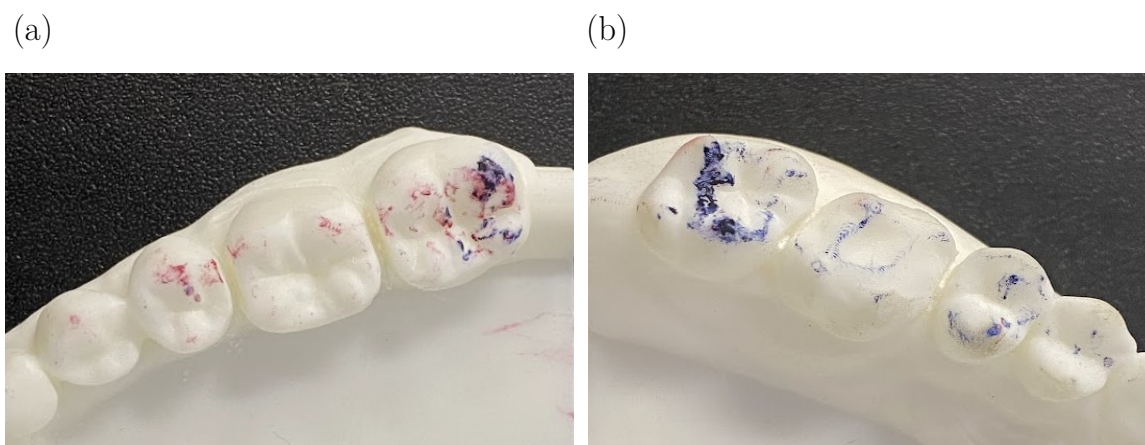


Figura 34 – Pontos de contato com papel carbono para demonstrar os maiores pontos de contato para o lado direito; a) modelo de prótese superior; b) modelo de prótese inferior.

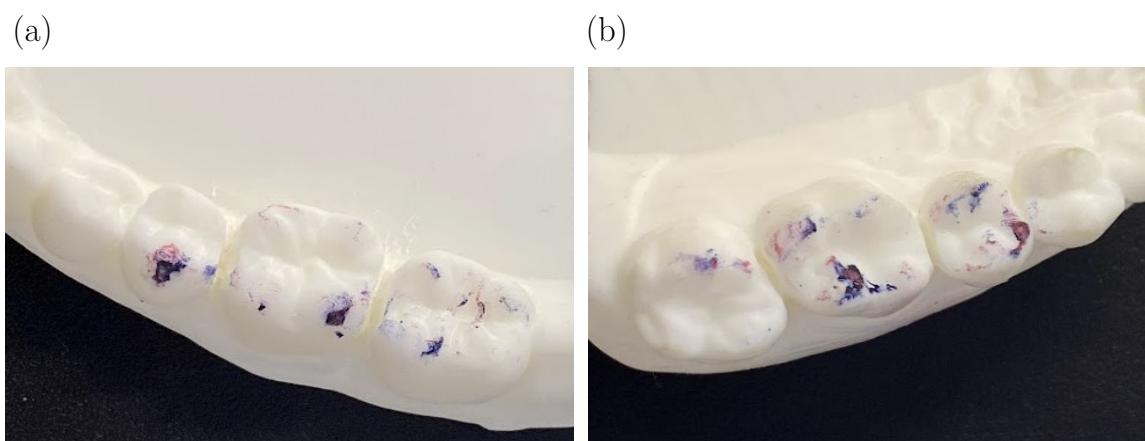


Figura 35 – Pontos de contato com papel carbono para demonstrar os maiores pontos de contato para o esquerdo; a) modelo de prótese superior; b) modelo de prótese inferior.

Na Figura 34a, corresponde a mandíbula superior, enquanto na Figura 34b a inferior. Percebe-se que tem pouca tinta no primeiro molar direito, mostrando que a oclusão não está eficiente, já na Figura 35a, corresponde a mandíbula superior e a 35b inferior. Nessa imagem, é percebido que o primeiro molar apresenta mais pontos de contato que na Figura 34. Comparando esse resultado com os gráficos de tensão $\times$ força, percebe-se a relação

entre uma boa oclusão e um desvio padrão menor. Outro resultado que comprova essa hipótese é que na célula de carga, o resultado teve menor desvio padrão, visto que a célula de carga tinha uma superfície de contato regular na aplicação da força.

Nos experimentos destinados à verificação da histerese do sistema, obtiveram-se os seguintes resultados.

Para o lado direito, tem-se a Figura 36, em que o eixo das abcissas são as forças aplicadas e o eixo das ordenadas a tensão de saída. O círculo no gráfico se relaciona com os experimentos com o incremento da força, enquanto o quadrado se refere a decremento. A cor azul clara relaciona o primeiro incremento, verde piscina relaciona o segundo incremento e por fim tem-se a cor roxa que se relaciona a terceiro incremento.

Observa-se ainda, nesta figura, que após o primeiro decremento da força, o valor inicial do segundo incremento de força difere daquele registrado no início do primeiro ciclo (incremento de força 1). Esse comportamento repete-se na transição entre o segundo e o terceiro ciclos.

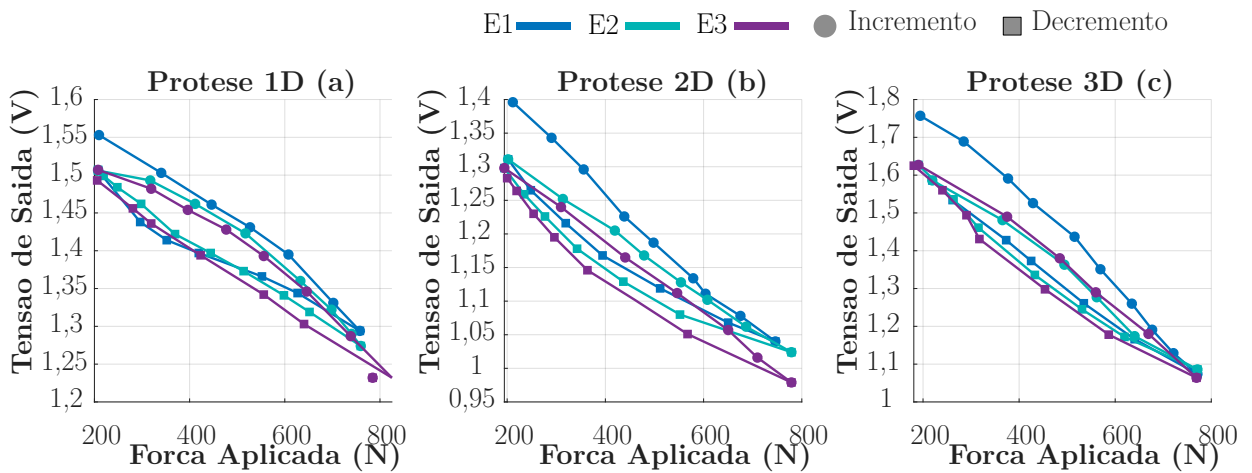


Figura 36 – Gráfico de Histerese para as próteses lado direito; a) modelo de prótese 1; b) modelo de prótese 2; c) modelo de prótese 3.

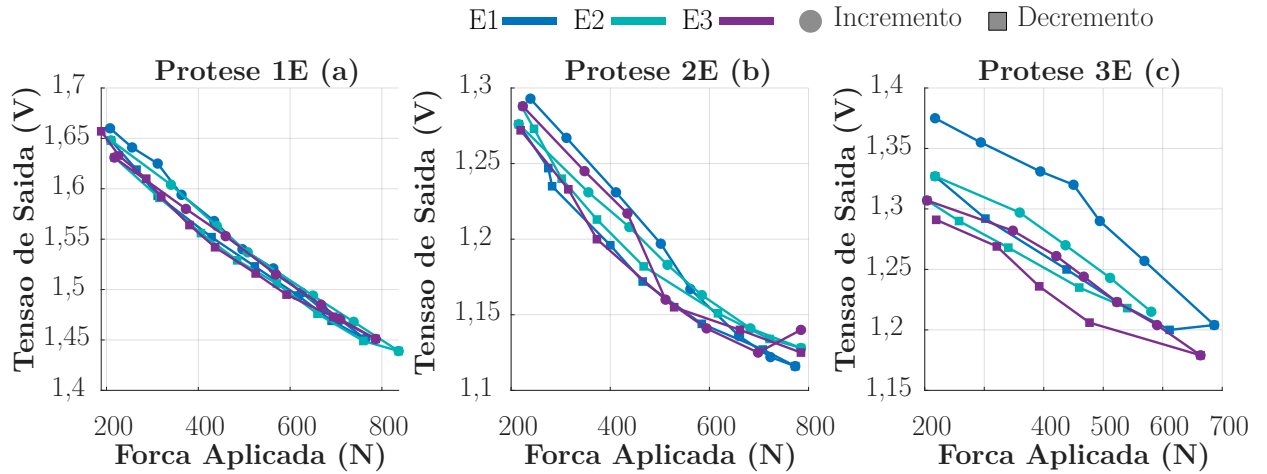


Figura 37 – Gráfico de Histerese para as próteses lado esquerdo; a) modelo de prótese 1; b) modelo de prótese 2; c) modelo de prótese 3.

Nos experimentos de histerese, constatou-se que, em todos os casos, os valores iniciais apresentaram divergências, entre cada incremento. Observou-se que todos os ciclos de incremento, iniciaram-se em patamares inferiores aos da primeira medição. Uma das hipóteses levantadas é o efeito do preparo cavitário, porque a prótese com menor desvio padrão teve menor histerese, ou seja, a maior sensibilidade da medição aliada à modificação da superfície de contato em oclusão, pode não apenas apresentar um maior desvio padrão, como também aumentar o efeito de histerese do sistema. Tal aspecto deve ser melhor investigado em trabalhos futuros. Outra hipótese é que essa variação seja ocasionada por uma variação de temperatura. Diante disso, torna-se necessário investigar a influência da temperatura na medição de força.

5.2 Experimentos de Temperatura

Para os experimentos de temperatura, foi utilizado o mesmo circuito de medição de força, composto pela ponte de Wheatstone e o amplificador de instrumentação, acrescido de um microcontrolador Raspberry Pi Pico (Figura 38) e um sensor de temperatura DHT 11. O sensor de temperatura DHT 11 foi utilizado para a medição de temperatura tanto nas células de carga, quanto nas próteses. O microcontrolador foi utilizado para adquirir os dados em tempo real da temperatura e da tensão elétrica, foi utilizado com uma taxa de amostragem de 100 Hz. Todo o experimento foi feito na estufa, ou seja, as células de cargas e os modelos de próteses ficaram dentro da estufa, enquanto o circuito ficava na parte externa, sem sofrer influência da variação de temperatura.

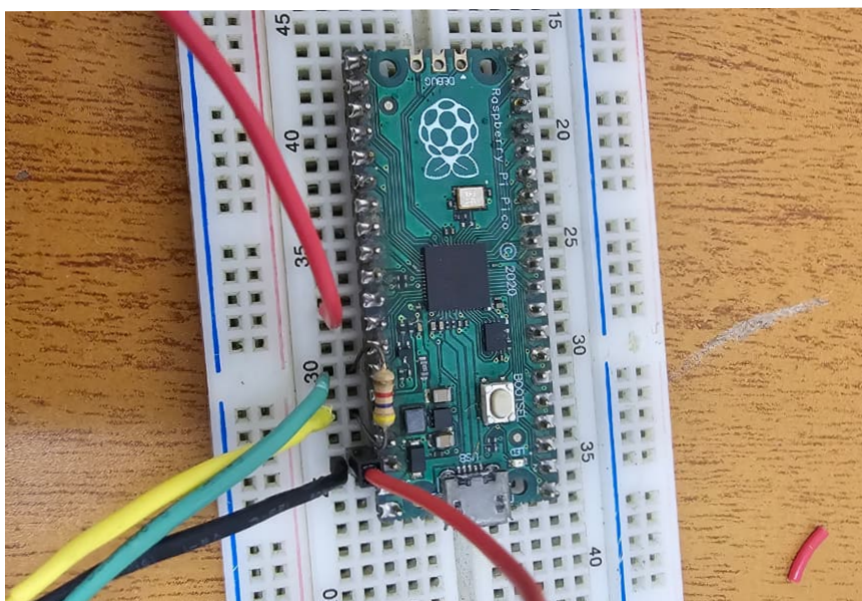


Figura 38 – Microcontrolador Raspberry Pi Pico utilizado para fazer a aquisição dos sinais de temperatura e de tensão.

Com isso, investigou-se a influência da temperatura sobre a célula de carga cilíndrica confeccionada em resina fotopolimerizável e com os modelos de prótese. São apresentados os resultados na Figura 39 os resultados do experimento para o cilindro maciço. Observou-se que a elevação da temperatura provocou um aumento correspondente na tensão elétrica.

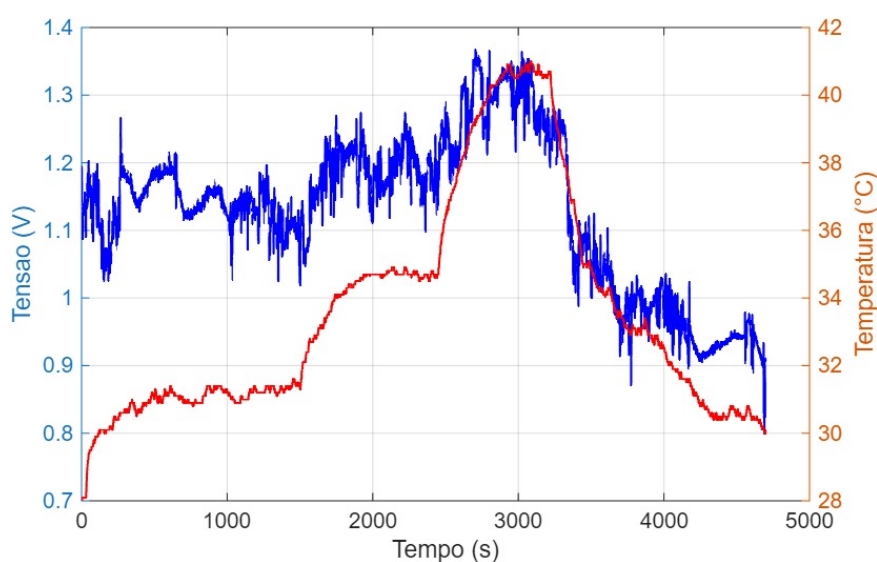


Figura 39 – Curva de temperatura da célula de carga maciça.

Já para a célula de carga oca, o comportamento não foi observado na queda da temperatura, o que precisa ser melhor avaliado em trabalhos futuros.

Para o sistema de medição de força nos modelos de próteses, foram encontrados os resultados que são apresentados na sequência do texto.

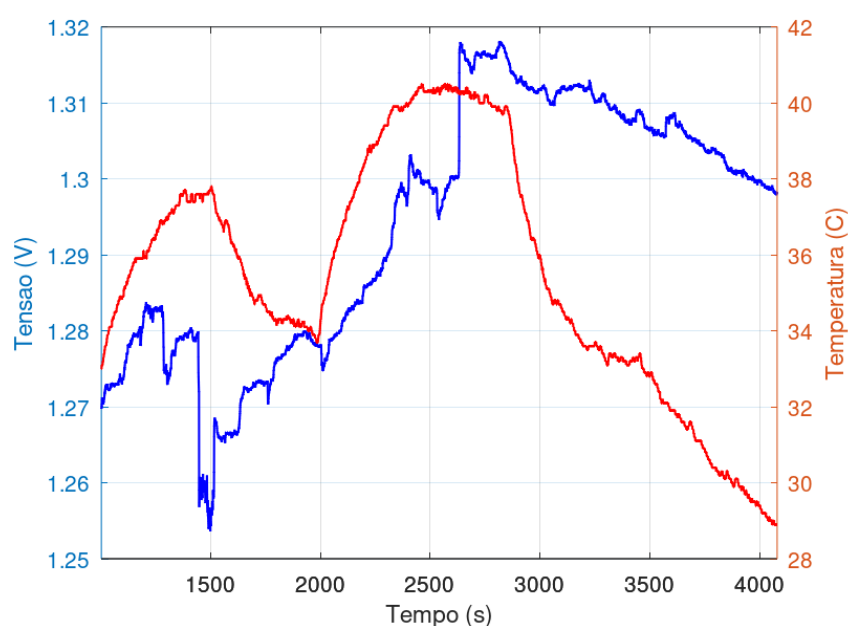


Figura 40 – Curva de temperatura da célula de carga oca.

São apresentadas na Figura 41 as curvas referentes a influência da temperatura no sistema de medição de força aplicado aos modelos de prótese. Investigou-se a influência da temperatura nas condições com e sem carga, especificamente no lado direito. A escolha por este lado justifica-se pelo fato de ter apresentado, em média, um desvio padrão inferior ao do lado esquerdo. É exibido o modelo de prótese 1 na Figura 41a com a carga de 197,4 N, na qual a curva azul representa a tensão, enquanto a curva vermelha indica a temperatura. Enquanto é representado na Figura 41b sem carga.

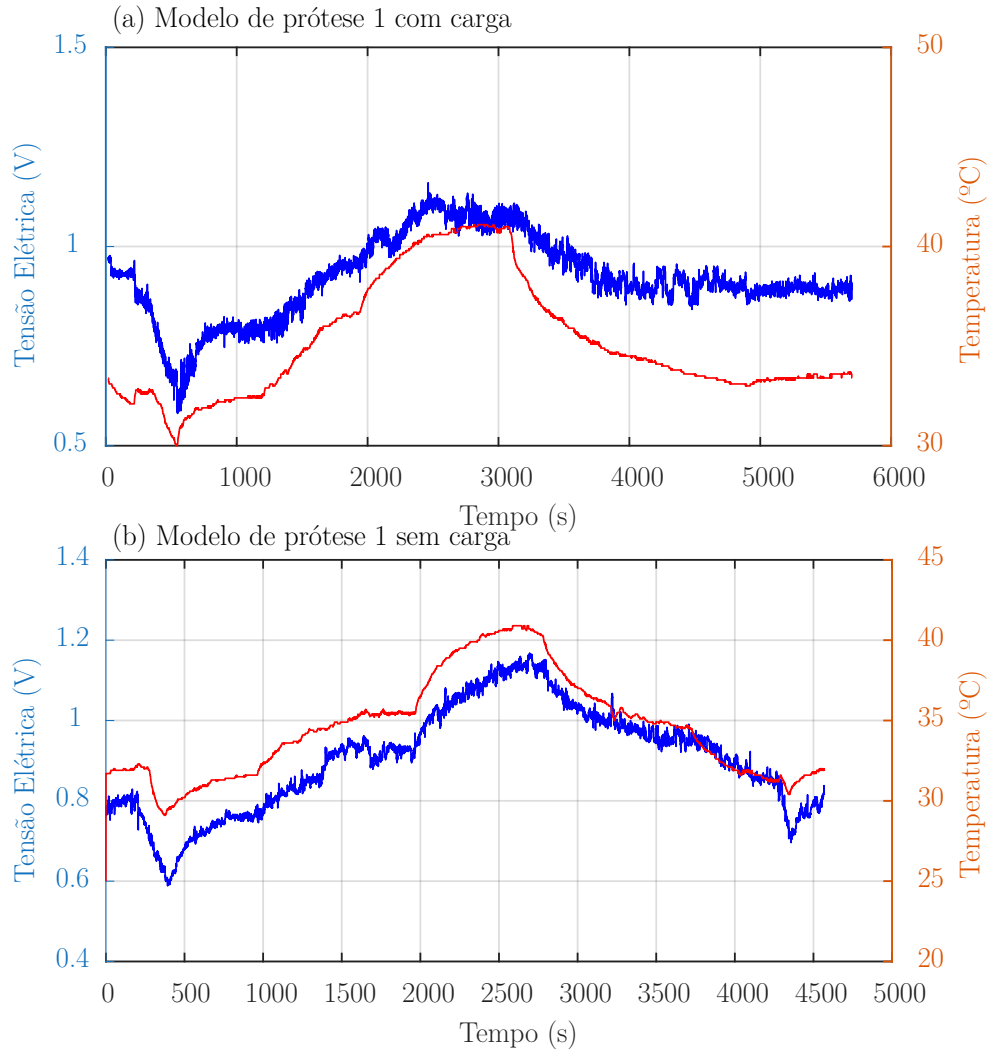


Figura 41 – Experimento de temperatura para o modelo de prótese 1. a) com carga e b) sem carga.

É apresentado na Figura 41 o experimento para o modelo de prótese 1 (maciça). É possível observar que a tensão elétrica inicia próximo de 1 V e à medida que a temperatura aumenta, a tensão elétrica, resultado da saída do circuito, também aumenta. Esse comportamento se repetiu no modelo de prótese com a carga de aproximadamente 197,4 N e sem carga. Pode-se observar na Figura 42a o modelo de prótese com a carga de 197,4 N e na Figura 42b o modelo de prótese sem carga. O comportamento tanto do (a) quanto do (b) deram resultados próximos. À medida que a temperatura aumentava, a tensão elétrica também aumentava.

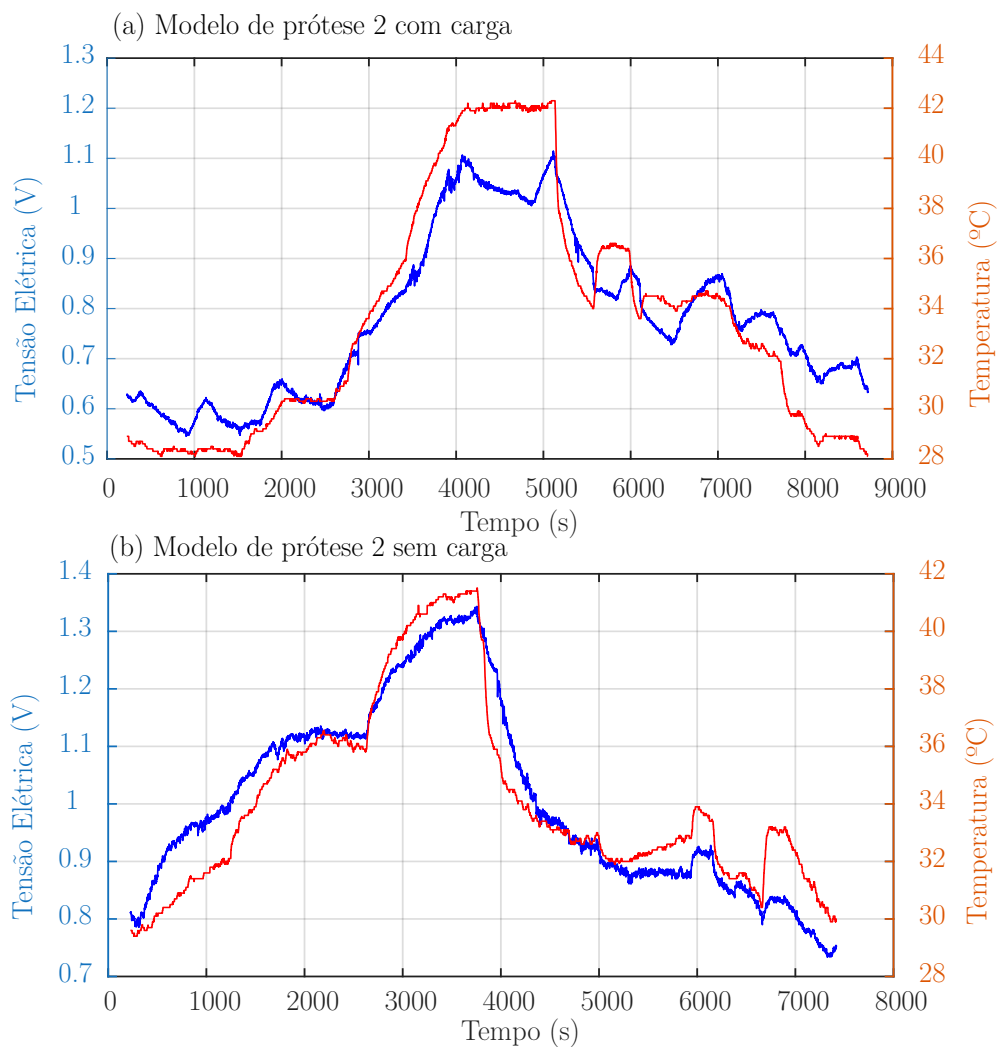


Figura 42 – Experimento de temperatura para o modelo de prótese 2; a) com carga e b) sem carga.

O resultado da temperatura no modelo de prótese 3 é mostrado na Figura 43.

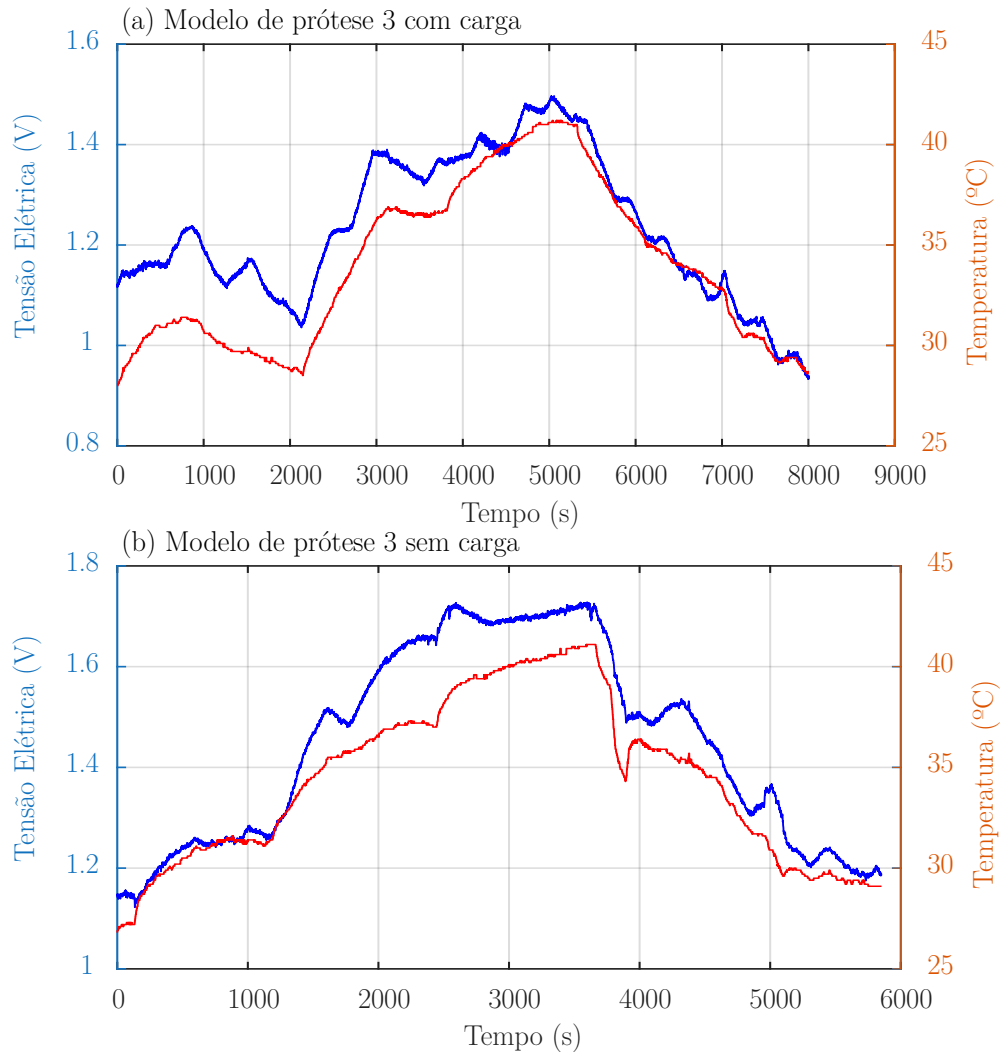


Figura 43 – Experimento de temperatura para o modelo de prótese 3. a) com carga e b) sem carga.

Durante a análise de temperatura, observou-se que, à medida que a temperatura aumentava ou diminuía, o sinal de tensão também se elevava e reduzia respectivamente, esse resultado foi semelhante para as 5 curvas, com exceção da célula de carga oca. Essa forte influência da temperatura pode ser explicada pelo alto ganho do amplificador de instrumentação, na faixa de 200 V/V, amplificando também as variações oriundas da temperatura. Então, as células de carga e as próteses ficaram sujeitas a influência da temperatura. Existem outras possibilidades para efeito da temperatura, diferente de outros materiais, o extensômetro não é fabricado para compensar a temperatura em célula de carga de resina, outro motivo é que, devido ao tamanho da unidade dentária, usou-se apenas um extensômetro na ponte de Wheatstone, não possibilitando a redução do efeito da temperatura. Como foi observado uma aparente correlação entre tensão e temperatura, existe a possibilidade da modelagem da curva e a compensação da temperatura.

6 Conclusões

Neste trabalho, realizou-se uma revisão bibliográfica abordando a medição de força na saúde bucal, os dispositivos de instrumentação aplicados à odontologia e a Internet das Coisas Odontológicas (IoDT). Identificaram-se estudos que avaliam a força de mordida por meio de próteses, placas e aparelhos intraorais, evidenciando que tal grandeza é um indicador importante da integridade do sistema mastigatório. No entanto, constatou-se uma lacuna na literatura referente a métodos capazes de realizar essa medição sem interferir na oclusão, fato que pode comprometer a confiabilidade dos dados. Adicionalmente, a revisão estendeu-se ao campo da IoDT. Embora tenham sido observadas diversas aplicações voltadas à saúde bucal, como monitoramento de cáries e braquetes inteligentes para auxílio em tratamentos ortodônticos, não foram encontrados trabalhos que propusessem medir a deformação elástica sob carga oclusal preservando a anatomia natural, visto que as soluções existentes tendem a introduzir interferências na boca.

Foram desenvolvidas células de carga cilíndricas, nas geometrias oca e maciça, fabricadas via impressão 3D em resina fotopolimerizável, com o objetivo de avaliar o comportamento desse material em aplicações de extensometria. Por meio de experimentos de força, constatou-se que ambas as células apresentaram comportamento linear, obtendo-se R^2 de 0,9966 para a maciça e 0,9886 para a oca. Observou-se, ainda, que a célula oca apresentou maior sensibilidade em relação à maciça. Com base nesses resultados, desenvolveu-se um sistema de medição integrado a um modelo de prótese impresso em 3D, visando avaliar a força de mordida diretamente na estrutura de modelo de prótese.

Para a avaliação da força de mordida, fixou-se o extensômetro de resistência elétrica no primeiro molar do modelo de prótese, utilizando o adesivo Loctite 496. Com base nos resultados obtidos nas células de carga cilíndricas, a investigação foi expandida para incluir não apenas o modelo de dente maciço, mas também a influência de preparos cavitários de 3 mm na unidade dentária. Adicionalmente, considerando que a assimetria da força de mordida é uma variável clínica relevante para o diagnóstico de patologias como a Disfunção Temporomandibular (DTM), analisou-se a resposta em ambos os primeiros molares inferiores. Foram demonstrados com os experimentos que todos os modelos apresentaram comportamento linear. Observou-se, ainda, uma correlação entre a qualidade da oclusão e o erro de medição, o lado esquerdo, que apresentou melhor estabilidade oclusal no teste com papel carbono, obteve um RMSE inferior em comparação ao lado direito. Para o lado direito foi apresentado um maior desvio padrão, justificado pela oclusão e foi percebido também um maior desvio padrão nos modelos com preparo cavitário. A

justificativa para o modelo de prótese 2 corresponde ao menor ponto de oclusão, enquanto para o modelo de prótese 3, é justificada pelo preparo cavitário que foi feito de forma manual e assim mudando os pontos de oclusão.

Foram observados também que, analogamente ao comportamento da célula de carga oca, os modelos de prótese com preparo cavitário de 3 mm apresentaram sensibilidade superior à do modelo maciço. Na análise de histerese, observou-se que os valores iniciais divergiam entre os ciclos, tendendo a iniciar em patamares inferiores a cada novo ciclo de incremento de carga. Uma das hipóteses levantadas atribui esse fenômeno à presença do preparo cavitário, o modelo que apresentou menor desvio padrão também exibiu menor histerese. Isso sugere que a alta sensibilidade da medição, combinada à modificação da superfície de contato oclusal, pode não apenas elevar o desvio padrão, mas também intensificar o efeito de histerese, somando-se à influência térmica. Quanto aos ensaios de temperatura, verificou-se em cinco das curvas analisadas uma aparente correlação positiva direta, o aumento da temperatura resultou na elevação da tensão elétrica, ocorrendo o inverso no resfriamento. Essa forte influência térmica justifica-se pelo alto ganho do amplificador de instrumentação, que amplifica inclusive as flutuações decorrentes da variação de temperatura. A exceção foi a célula de carga oca, cujo comportamento divergente demanda novos estudos para sua plena compreensão.

Como sugestão para trabalhos futuros, propõe-se expandir a investigação da força de mordida para toda a arcada dentária, visando mapear a distribuição de forças e identificar as características biomecânicas de cada unidade dentária. No que tange à instrumentação, recomenda-se um estudo aprofundado para elucidar as causas do comportamento térmico divergente observado na célula de carga oca em comparação à maciça e aos modelos protéticos. Paralelamente, sugere-se a modelagem matemática da influência da temperatura no sistema, com o intuito de implementar técnicas eficazes de compensação térmica. Em uma perspectiva de evolução tecnológica, propõe-se o desenvolvimento de um elemento dentário instrumentado *in vivo*, utilizando circuito integrado com o intuito de dispor todo o circuito eletrônico na unidade dentária. Essa abordagem permitiria não apenas a medição direta na boca do paciente, mas também a investigação de protocolos de comunicação sem fio intraoral. Por fim, almeja-se correlacionar os dados de força de mordida com a eficiência mastigatória, estabelecendo novos parâmetros para o diagnóstico e monitoramento da saúde bucal.

Referências

- ANUSAVICE, K. J. *Phillips materiais dentários*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2013. 8, 9
- ATLAS, A. M.; BEHROOZ, E.; BARZILAY, I. Can bite-force measurement play a role in dental treatment planning, clinical trials, and survival outcomes? a literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*, v. 53, n. 7, p. 632–642, 2022. 1, 13, 19
- BAHRAMI, R.; BAHRAMI, R. A new model for managing tooth movement: smart orthodontic brackets in the internet of dental things (iodt). *Medical Hypotheses*, Elsevier, v. 179, p. 111168, 2023. 16
- BAKKE, M. Bite force and occlusion. In: ELSEVIER. *Seminars in orthodontics*. [S.l.], 2006. v. 12, n. 2, p. 120–126. 1
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. Instrumentação e fundamentos de medidas—vols. i e ii. *LTC, Rio de Janeiro*, 2007. I, 4, 5, 6, 7, 22
- BEDENIK, A. B. Mensuração da força de mordida sem interferência oclusal: um estudo piloto. 2026. 21
- DAVIES, S.; GRAY, R. What is occlusion? *British dental journal*, Nature Publishing Group, v. 191, n. 5, p. 235–245, 2001. 1
- DECHOW, P. C.; CARLSON, D. S. A method of bite force measurement in primates. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 16, n. 10, p. 797–802, 1983. 1
- ERNEST, O. D. Measurement systems: Application and design. *McGrawHill book Co., Singapore*, 1990. 5
- FELÍCIO, C. M. d. et al. Masticatory performance in adults related to temporomandibular disorder and dental occlusion. *Pró-Fono Revista de Atualização Científica*, SciELO Brasil, v. 19, p. 151–158, 2007. 1
- FERNANDES, C. P. et al. A novel sensor for bite force determinations. *Dental materials*, Elsevier, v. 19, n. 2, p. 118–126, 2003. 11
- FLANAGAN, D. Bite force and dental implant treatment: A short review. *Medical Devices: Evidence and Research*, Taylor & Francis, p. 141–148, 2017. 1, 2, 12
- FLANAGAN, D. et al. Jaw bite force measurement device. *The Journal of oral implantology*, Allen Press Inc., v. 38, n. 4, p. 361, 2012. I, 13, 14, 19
- FREEMAN, P. W.; LEMEN, C. A. Measuring bite force in small mammals with a piezo-resistive sensor. *Journal of Mammalogy*, American Society of Mammalogists, v. 89, n. 2, p. 513–517, 2008. 14
- HOFFMANN, K. et al. *An introduction to measurements using strain gages*. [S.l.]: Hottinger Baldwin Messtechnik Darmstadt, 1989. 4, 5, 6, 7
- ICHIKAWA, K. et al. Mouthguard-type wearable sensor for monitoring salivary turbidity to assess oral hygiene. *Sensors*, MDPI, v. 24, n. 5, p. 1436, 2024. 16

- KAWASHIMA, M. et al. Usefulness and validity of a jaw-closing force meter in older adults. *Geriatrics*, MDPI, v. 7, n. 6, p. 145, 2022. 1, 14, 15
- KOC, D.; DOGAN, A.; BEK, B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *European journal of dentistry*, Thieme Medical and Scientific Publishers Private Ltd., v. 4, n. 02, p. 223–232, 2010. 1, 2, 13
- LANTADA, A. D. et al. Novel system for bite-force sensing and monitoring based on magnetic near field communication. *Sensors*, Molecular Diversity Preservation International (MDPI), v. 12, n. 9, p. 11544–11558, 2012. 1, 12
- LI, C.-Y. et al. Sensor-embedded teeth for oral activity recognition. In: *Proceedings of the 2013 international symposium on wearable computers*. [S.l.: s.n.], 2013. p. 41–44. 15
- LI, Y. et al. Oral wearable sensors: health management based on the oral cavity. *Biosensors and Bioelectronics: X*, Elsevier, v. 10, p. 100135, 2022. 15
- LIMA, M. M. *Análise comparativa da microdureza e da rugosidade superficial de resinas para base de próteses totais obtidas por impressão 3D e resinas termopolimerizáveis convencionais*. [S.l.: s.n.], 2023. 9
- NANDA, R. *Estratégias biomecânicas e estéticas em ortodontia*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2015. 2, 19
- NISHIGAWA, K.; BANDO, E.; NAKANO, M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of oral rehabilitation*, Wiley Online Library, v. 28, n. 5, p. 485–491, 2001. 1, 2, 12
- PATIL, S. R. et al. Bite force: a contemporary narrative review. *Int J Health Sci Res*, v. 12, n. 5, p. 108–16, 2022. 1
- POURHAJIBAGHER, M.; BAHRAMI, R.; BAHADOR, A. Revolution of artificial intelligence in antimicrobial, anti-biofilm, and anti-inflammatory techniques: Smart photo-sonodynamic appliance in the internet of dental things (iodt). *Medical Hypotheses*, Elsevier, v. 184, p. 111270, 2024. 17
- RAGHAVENDRA, N. et al. Integrating internet of things (iot) in remote dental health monitoring: A smart approach for preventive care. In: IEEE. *2025 First International Conference on Advances in Computer Science, Electrical, Electronics, and Communication Technologies (CE2CT)*. [S.l.], 2025. p. 794–800. 16
- RODRIGUES, M. d. P. et al. Direct resin composite restoration of endodontically-treated permanent molars in adolescents: bite force and patient-specific finite element analysis. *Journal of Applied Oral Science*, SciELO Brasil, v. 28, p. e20190544, 2020. 2, 9
- ROSIN, M. et al. Resinas compostas: uma revisão de literatura. *Research, Society and Development*, v. 11, n. 13, p. e257111335128–e257111335128, 2022. 9
- S, B. G.; SUGUMAR, K. Internet of things—a novel innovation in dentistry. *Journal of Advanced Oral Research*, SAGE Publications Sage India: New Delhi, India, v. 12, n. 1, p. 42–48, 2021. 17

- SALAGARE, S.; PRASAD, R. An overview of internet of dental things: new frontier in advanced dentistry. *Wireless Personal Communications*, Springer, v. 110, n. 3, p. 1345–1371, 2020. 15
- SALAGARE, S.; PRASAD, R. Internet of dental things (iodt), intraoral wireless sensors, and teledentistry: a novel model for prevention of dental caries. *Wireless Personal Communications*, Springer, p. 1–12, 2022. 16
- SONI, R. et al. Comparative evaluation of biting force and chewing efficiency of all-on-four treatment concept with other treatment modalities in completely edentulous individuals. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, Medknow, v. 20, n. 3, p. 312–320, 2020. 14
- STEFANESCU, D. M.; FARCASIU, A.-T.; TOADER, A. Strain gauge force transducer and virtual instrumentation used in a measurement system for retention forces of palatal plates or removable dentures. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 12, n. 10, p. 2968–2973, 2012. I, 11
- STEFFEN, C. et al. Clinical and technical validation of novel bite force measuring device for functional analysis after mandibular reconstruction. *Diagnostics*, MDPI, v. 13, n. 4, p. 586, 2023. 14
- VERMA, T. P. et al. Bite force recording devices-a review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, v. 11, n. 9, p. ZE01, 2017. 15
- WILLIAMS, W. et al. Bite force discrimination by individuals with complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Elsevier, v. 54, n. 1, p. 146–150, 1985. 13
- YAP, A. U. Oral health equals total health: A brief review. *Journal of Dentistry Indonesia*, v. 24, n. 2, p. 59–62, 2017. 1
- ZAHARIA, C. et al. Digital dentistry-3d printing applications. *J Interdiscip Med*, v. 2, n. 1, p. 50–3, 2017. 9