

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**

Departamento de Engenharia Mecânica

Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica

Elizabeth Akemi Fujito

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DE  
SINAIS PARA MEDIÇÃO DE FORÇA DE MORDIDA DE SERES HUMANOS**

Belo Horizonte

2023

Elizabeth Akemi Fujito

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DE  
SINAIS PARA MEDIÇÃO DE FORÇA DE MORDIDA DE SERES HUMANOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de concentração de Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Coorientador: Prof. Dr. Eduardo José Lima II

Coorientador: Prof. Dr. Jean Andrade Canestri

Belo Horizonte

2023

F961d

Fujito, Elizabeth Akemi.

Desenvolvimento de um sistema de aquisição e tratamento de sinais para medição de força de mordida de seres humanos [recurso eletrônico] / Elizabeth Akemi Fujito. - 2023.

1 recurso online (128 f.: il. color.) : pdf.

Orientador: Rudolf Huebner.

Coorientadores: Jean Andrade Canestri, Eduardo José Lima II.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndices e anexos: 107-128.

Bibliografia: f. 103-106.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Arcada dentaria - Teses. 3. Deformações (Mecânica) - Teses. 4. Oclusão (Odontologia) - Teses. 5. Arduino (Controlador programável) - Teses. I. Huebner, Rudolf. II. Lima II, Eduardo José. III. Canestri, Jean Andrade. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. V. Título.

CDU: 621(043)

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Roseli Alves de Oliveira CRB/6 2121  
Biblioteca Prof. Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

### FOLHA DE APROVAÇÃO

## ***“DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DE SINAIS PARA MEDIÇÃO DE FORÇA DE MORDIDA DE SERES HUMANOS”***

ELIZABETH AKEMI FUJITO

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr. Rudolf Huebner (Orientador–Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Jean Andrade Canestri (Co-orientador – Empresa da Tecnologia da Informação-IntellisenseIO/Londres), Dr. Eduardo Jose Lima II (Co-orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG) e Dr. Meinhard Sesselmann (Departamento de Engenharia Mecânica-UFMG) ,como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de “Mestre em Engenharia Mecânica”, na área de concentração de “Bioengenharia”.

Dissertação aprovada no dia 04 de agosto de 2023.

Por:



Documento assinado eletronicamente por Rudolf Huebner, Professor do Magistério Superior, em 15/08/2023, às 13:25, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Jean Andrade Canestri, Usuário Externo, em 17/08/2023, às 17:27, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Eduardo Jose Lima II, Professor do Magistério Superior, em 17/08/2023, às 20:10, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Meinhard Sesselmann, Membro, em 17/08/2023, às 23:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior, em 18/08/2023, às 15:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site

[https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0)

, informando o código verificador 2510587 e o código CRC 3AE21926.

Às crianças do SUS.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por tudo em minha vida.

Agradeço à minha família por ter me proporcionado condições para fazer este mestrado.

Agradeço ao caríssimo Prof Hegler Kelser de Araujo Rocha da PUC-MG por ter me auxiliado, orientado e acompanhado do início ao fim deste projeto.

Agradeço ao orientador e aos coorientadores, bem como aos professores que compuseram a banca pelas orientações e contribuições concedidas a este projeto.

Agradeço ao Prof. Dr. Hélio de Assis Pegado, por ter cedido a máquina de testes Oswaldo Filizolla 20KN para realização dos testes; ao Prof. Renan Kozan por ter autorizado a utilização do laboratório da Engenharia Elétrica para realização dos testes; ao Prof. Dr. Maurilio Nunes Vieira pela indicação do livro Instrumentação e Fundamentos de Medidas e orientações na confecção da placa.

Agradeço à Universidade Federal de Minas Gerais e à CAPES pelo apoio designado a este projeto.

Agradeço a Marina Cândida de Miranda Costa, secretária do Departamento de Pós-graduação de Engenharia Mecânica, por todo auxílio prestado a este mestrado.

Agradeço ao Sr. Altamiro José da Silva da Alumina por ter gentilmente fornecido as tiras de alumínio, e aos Irmãos Alberto Siqueira da Serralheria Santa Elisa por terem gentilmente fornecido as tiras de aço inox para realização dos testes.

Agradeço ao Pedro Humberto Jacinto Vilker, Pedro Ivo Santos Rodrigues, Henrique Rodrigues Pinheiro e Matheus Giacomini Alves Pereira pelas contribuições oferecidas para o bom funcionamento do projeto.

Agradeço ao Eng. Rangel de Brito Rodrigues pela sugestão de armazenar os dados no cartão SD.

Agradeço à toda equipe Labbio, especialmente Guilherme de Paula Rúbio, Matheus Mugayar Monteiro e Wellingtânia Domingos Dias pelo suporte oferecido ao longo do projeto.

Agradeço a Ir. Maria Helena Brinati (*in memoriam*), Heloísa Helena Rocha Silveira e a Ir. Judith de Moura por terem me proporcionado local para trabalhar no projeto durante a pandemia.

Agradeço às caríssimas Geralda Antônia Silva, Nives Falcoz e ao caríssimo Mucio Brum Cardoso pelas orações.

## RECOMEÇAR

Gen Rosso

Recomeçar é como renascer, ver de novo o sol,  
Mas num mundo de liberdade.  
É acreditar que a vida floresce ao teu olhar, sem escuridão;  
É saber que tudo podes esperar...  
Recomeçar é como renascer  
Da sombra de um passado que afinal nunca existiu;  
Poder ser sempre simples  
E descobrir nas pequenas coisas a felicidade,  
É construir cada dia o teu amanhã...  
Recomeçar é dizer ainda sim, à vida,  
E então voar na liberdade até horizontes sem confins,  
Onde o pensamento já não tem medo,  
Ver agora a tua casa, tornar-se tão grande como o mundo;  
Recomeçar é acreditar no Amor,  
É sentir que até mesmo na dor,  
A alma pode cantar sem nunca mais parar....



## RESUMO

Os primeiros estudos definindo força interoclusal foram realizados por Borelli em 1681, e Black em 1893, originando o Gnatodinamômetro. Inicialmente, os estudos da força de mordida tinham como objetivo avaliar as propriedades físicas dos materiais a serem utilizados na odontologia. Desde então, a força de mordida tem se tornado cada vez mais uma medida comum de desempenho, auxiliando os profissionais da área odontológica a diagnosticarem anormalidades na arcada dentária dos pacientes. Neste projeto, foi desenvolvido um sistema de aquisição e tratamento de sinais, a fim de medir a força de mordida de seres humanos. O dispositivo consiste dos componentes: extensômetro de 120 ohms, INA 125, Arduino Nano, módulo RTC *Real Time Clock* DS3231, *display* de LCD 16x2 com I<sup>2</sup>C e cartão micro SD. O extensômetro deforma de acordo com a força de mordida aplicada e essa deformação é percebida pela Ponte de *Wheatstone*, do qual ele faz parte. Esse sinal é amplificado pelo INA 125 e enviado para o Arduino Nano, que processará o sinal e encaminhará para o *display* de LCD 16x2 com I<sup>2</sup>C, onde o valor da força de mordida é visualizado. Os dados obtidos são armazenados no cartão micro SD na forma de relatórios. Finalizada as medições, o cartão SD pode ser inserido em um computador ou um dispositivo móvel, para impressão e/ou envio dos dados à Internet, respectivamente. O DS3231 fornece a data e a hora em que as medições são realizadas. Neste projeto, foi desenvolvido um dispositivo capaz de mensurar a força de mordida dos pacientes, gerar um relatório com os dados coletados e após análise, encaminhar os pacientes para o devido tratamento odontológico. A faixa de operação do dispositivo é de 0 a 500N. A análise dos dados, por profissionais da saúde, poderá também contribuir na melhoria das políticas de saúde oral.

**Palavras-chave:** gnatodinamômetro; força de mordida; extensômetro; INA 125; HX711; arduino nano.

## ABSTRACT

The first studies defining interocclusal strength were carried out by Borelli in 1681, and Black in 1893, originating the Gnatodynamometer. Initially, bite force studies aimed to evaluate the physical properties of materials to be used in dentistry. Since then, bite force has become an increasingly common measure of performance, helping the dental professionals to diagnose abnormalities in the dental arches of patients. In this project, an acquisition and treatment of signals system was developed to measure the bite force of human beings. The device consists of the 120 ohms strain gauge, INA 125, Arduino Nano, DS3231 Real Time Clock module, LCD display 16x2 with I<sup>2</sup>C and microSD card. The strain gauge deforms according to the bite force applied and this deformation is perceived by the Wheatstone Bridge, of which it is a part. This signal is amplified by the INA 125 and sent to the Arduino Nano, which will process the signal and forward it to the LCD display with I<sup>2</sup>C, where the bite force value is visualized. The obtained data are stored on the microSD card as a report. Once the measurements are finished, the SD card can be inserted into a computer or a mobile device, for printing and/or sending the data to the Internet, respectively. The DS3231 module provide the date and time when measurements are performed. In this project, a device was developed able to measure the bite force of patients, generate a report with the data collected and, after analysis, forward the patients to the appropriate dental treatment. The operating range of the device is from 0 to 500N. The analysis of the data, by health professionals, may also contribute to the improvement of oral health policies.

**Keywords:** gnathodynamometer; bite force; strain gauge; INA 125; HX711; arduino nano.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - DENTES PERMANENTES SUPERIORES E INFERIORES.....	21
FIGURA 2 - O DENTE E AS ESTRUTURAS PERIODONTAIS DE SUPORTE .....	22
FIGURA 3 - COMPONENTES ESQUELÉTICOS QUE CONSTITUEM O SISTEMA MASTIGATÓRIO .	22
FIGURA 4 - OSSOS DO CRÂNIO .....	23
FIGURA 5 - O VISCEROCRÂNIO .....	24
FIGURA 6 - O NEUROCRÂNIO .....	25
FIGURA 7 - MAXILA: PROCESSOS ZIGOMÁTICO, FRONTAL E ALVEOLAR.....	26
FIGURA 8 - O PROCESSO PALATINO .....	27
FIGURA 9 – O CORPO DA MAXILA .....	27
FIGURA 10 – OS PILARES DA MAXILA.....	28
FIGURA 11 - REFORÇOS HORIZONTAIS.....	29
FIGURA 12 - MANDÍBULA (A) VISTA ANTERIOR E (B) VISTA LATERAL.....	30
FIGURA 13 - MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO .....	31
FIGURA 14 - FÓVEA SUBLINGUAL E FÓVEA SUBMANDIBULAR .....	31
FIGURA 15 - TRAJETÓRIAS .....	32
FIGURA 16 - (A) GNATODINAMÔMETRO; (B) <i>DISPLAY</i> DE LCD;.....	41
FIGURA 17 - MEDIÇÃO DA FORÇA DE MORDIDA COM GARFO DE MORDIDA .....	42
FIGURA 18 - UNIDADE SENSORIAL. FEIXE DE SILÍCIO VISÍVEL.....	42
FIGURA 19 - APLICAÇÃO CLÍNICA DO GRAVADOR DA FORÇA DE MORDIDA.....	43
FIGURA 20 - VISÃO ESQUEMÁTICA E DIMENSÕES DO SENSOR .....	43
FIGURA 21 - REGISTRADOR DE FORÇA DE MORDIDA.....	44
FIGURA 22 - DISPOSITIVO <i>DENTAL PRE SCALE</i> .....	44
FIGURA 23 - DISPOSITIVO <i>SILVER INK</i> .....	45
FIGURA 24 - DIAGRAMA INICIAL DO GNATODINAMÔMETRO .....	50
FIGURA 25 - TESTE COM EXTENSÔMETRO DE 120 OHMS .....	51
FIGURA 26 - DIMENSÕES DAS LÂMINAS EM MILÍMETROS.....	51
FIGURA 27 - PONTE DE <i>WHEATSTONE</i> .....	52
FIGURA 28 - DIAGRAMA DO GNATODINAMÔMETRO .....	53
FIGURA 29 - TESTE DO INA 125 .....	53
FIGURA 30 - TRECHO DO CÓDIGO DO GNATODINAMÔMETRO .....	54
FIGURA 31 - FLUXOGRAMA DO DISPOSITIVO .....	54

FIGURA 32 - MONTAGEM DO PROTÓTIPO NO <i>PROTOBOARD</i> .....	55
FIGURA 33 - BANCADA DE TESTES .....	55
FIGURA 34 - CROQUI DA BANCADA DE TESTES.....	56
FIGURA 35 - O CIRCUITO.....	58
FIGURA 36 - PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO EXTENSÔMETRO DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA.....	59
FIGURA 37 - (A) REPRESENTAÇÃO DE UM EXTENSÔMETRO DE FIO; (B) EXTENSÔMETRO DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA DO TIPO FOLHA UNIAXIAL .....	59
FIGURA 38 - EXTENSÔMETRO DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA TÍPICO .....	61
FIGURA 39 - PONTE DE <i>WHEATSTONE</i> .....	63
FIGURA 40 - AMOSTRAGEM DE UM SINAL ANALÓGICO SENOIDAL.....	65
FIGURA 41 - CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL .....	66
FIGURA 42 - O COMPONENTE HX711 .....	66
FIGURA 43 - SIMBOLOGIA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL .....	67
FIGURA 44 - SIMBOLOGIA DO AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE INSTRUMENTAÇÃO.....	68
FIGURA 45 - O COMPONENTE INA 125 .....	69
FIGURA 46 - O COMPONENTE ARDUINO NANO.....	70
FIGURA 47 - AMBIENTE IDE DO ARDUINO .....	71
FIGURA 48 - <i>DISPLAY</i> LCD COM $\dot{P}C$ .....	73
FIGURA 49 - MÓDULO RTC DS3231 .....	73
FIGURA 50 - CARTÃO MICRO SD .....	75
FIGURA 51 - MÓDULO CARTÃO MICRO SD .....	75
FIGURA 52 - CÉLULA DE CARGA DE AÇO MARTENSÍTICO AISI 420.....	76
FIGURA 53 - (A) EXTENSÔMETRO ALOCADO NA PARTE EXTERNA DA CÉLULA DE CARGA. (B) EXTENSÔMETRO ALOCADO NA PARTE INTERNA DA CÉLULA DE CARGA, COMPONDO A CONFIGURAÇÃO DE MEIA PONTE DE <i>WHEATSTONE</i> .....	77
FIGURA 54 - MÁQUINA UNIVERSAL DE TESTES BME.....	78
FIGURA 55 - TELA PRINCIPAL DO <i>DYNAVIEW PRO M</i> .....	79
FIGURA 56 - TELA DE ACIONAMENTO DO <i>DYNAVIEW PRO M</i> .....	79
FIGURA 57 - MÁQUINA DE TESTES CSA/ZL – 200 .....	80
FIGURA 58 - DISPOSITIVOS MESTRE E ESCRAVO .....	81
FIGURA 59 - CURVA COM 1 EXTENSÔMETRO 120 OHMS.....	86
FIGURA 60 - CURVA COM 2 EXTENSÔMETROS DE 120 OHMS.....	87
FIGURA 61 - CURVA DO INA 125 .....	88

<b>FIGURA 62 - CURVA DO GNATODINAMÔMETRO AISI 420 .....</b>	<b>90</b>
<b>FIGURA 63 - CÉLULA DE CARGA (SEM O TRATAMENTO TÉRMICO).....</b>	<b>90</b>
<b>FIGURA 64 - CURVA DA CÉLULA DE CARGA COM TÊMPERA .....</b>	<b>91</b>
<b>FIGURA 65 - PONTAS PIVOTANTES A 0 GRAUS.....</b>	<b>92</b>
<b>FIGURA 66 - PONTAS PIVOTANTES A 90 GRAUS.....</b>	<b>93</b>
<b>FIGURA 67 - AJUSTE DA CURVA DE RESPOSTA DO GNATODINAMÔMETRO .....</b>	<b>94</b>
<b>FIGURA 68 - DIAGRAMA DE CAIXA OBTIDO APLICANDO-SE CARGAS.....</b>	<b>97</b>
<b>FIGURA 69 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA CARGA DE 20N .....</b>	<b>97</b>
<b>FIGURA 70 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA CARGA DE 50N .....</b>	<b>98</b>
<b>FIGURA 71 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA CARGA DE 100N .....</b>	<b>98</b>
<b>FIGURA 72 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA CARGA DE 200N .....</b>	<b>99</b>
<b>FIGURA 73 - DIAGRAMA DE CAIXA PARA CARGA DE 300N .....</b>	<b>99</b>
<b>FIGURA 74 - TELA DO <i>DISPLAY</i> LCD 16X2 COM UMA MEDIÇÃO .....</b>	<b>100</b>
<b>FIGURA 75 - PROTÓTIPO DO GNATODINAMÔMETRO .....</b>	<b>101</b>
<b>FIGURA 76 - O <i>DISPLAY</i> APRESENTA O DISPOSITIVO .....</b>	<b>109</b>
<b>FIGURA 77 - AVISO DE AUSÊNCIA DO CARTÃO SD.....</b>	<b>109</b>
<b>FIGURA 78 - AVISO DE INÍCIO DAS MEDIÇÕES.....</b>	<b>109</b>
<b>FIGURA 79 - VALOR DA MEDIÇÃO DA FORÇA DE MORDIDA .....</b>	<b>110</b>
<b>FIGURA 80 - INFORMA QUE A ÚLTIMA MEDIÇÃO FOI CANCELADA .....</b>	<b>110</b>
<b>FIGURA 81 - EXTENSÔMETRO DE USO GERAL .....</b>	<b>113</b>
<b>FIGURA 82 - ILUSTRAÇÃO DA MÉDIA DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NA REGIÃO SOB A GRADE SENSORA DO EXTENSÔMETRO DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA, RESULTANDO EM UMA SAÍDA MAIS BAIXA QUE O PICO MÁXIMO.....</b>	<b>114</b>
<b>FIGURA 83 - ERRO DEVIDO A SENSIBILIDADE TRANSVERSAL PARA VÁRIAS RELAÇÕES DE DEFORMAÇÃO .....</b>	<b>117</b>
<b>FIGURA 84 - ETAPAS DE TRANSDUÇÃO EM UM TRANSDUTOR EXTENSOMÉTRICO.....</b>	<b>118</b>
<b>FIGURA 85 - TENSÃO DE SAÍDA E ERRO DE LINEARIDADE PARA UMA ALIMENTAÇÃO EM TENSÃO CONSTANTE EM DIFERENTES CONFIGURAÇÕES E PONTE.....</b>	<b>119</b>
<b>FIGURA 86 - DIMENSÕES DO CORPO DA CÉLULA DE CARGA .....</b>	<b>121</b>
<b>FIGURA 87 - DIMENSÕES DAS PONTAS PIVOTANTES .....</b>	<b>122</b>
<b>FIGURA 88 - PROCEDIMENTO DE LIMPEZA INICIAL DO CORPO DE PROVA.....</b>	<b>124</b>
<b>FIGURA 89 - PROCEDIMENTO DE ABRASÃO DO CORPO DE PROVA .....</b>	<b>124</b>
<b>FIGURA 90 - PROCEDIMENTO DE LIMPEZA DO CORPO DE PROVA.....</b>	<b>125</b>
<b>FIGURA 91 - TRAÇADO DAS LINHAS DE ORIENTAÇÃO .....</b>	<b>125</b>

<b>FIGURA 92 - CUIDADOS NO MANUSEIO DO EXTENSÔMETRO.....</b>	<b>126</b>
<b>FIGURA 93 - PREPARAÇÃO DA COLA DO FABRICANTE.....</b>	<b>126</b>
<b>FIGURA 94 - COLAGEM DO EXTENSÔMETRO.....</b>	<b>126</b>
<b>FIGURA 95 - PRESSÃO DO EXTENSÔMETRO PARA COLAGEM.....</b>	<b>127</b>
<b>FIGURA 96 - (A) REMOÇÃO DA FITA E (B) SOLDAGEM DOS CONDUTORES.....</b>	<b>127</b>
<b>FIGURA 97 - APLICAÇÃO DA CAMADA DE SILICONE .....</b>	<b>127</b>

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – TABELA COMPARATIVA DE ALGUNS DISPOSITIVOS MEDIDORES DA .....	48
TABELA 2 - DEFINIÇÕES DO REGISTRADOR DE CONTROLE DA SPI .....	82
TABELA 3 - MEDIÇÕES COM O EXTENSÔMETRO DE 120 OHMS.....	84
TABELA 4 - MEDIÇÕES COM O EXTENSÔMETRO DE 350 OHMS.....	84
TABELA 5 - TESTE COM 1 EXTENSÔMETRO DE 120 OHMS .....	85
TABELA 6 - TESTE COM 2 EXTENSÔMETROS DE 120 OHMS .....	86
TABELA 7 - TESTE DO INA 125.....	88
TABELA 8 - TESTE DA CÉLULA DE CARGA.....	89
TABELA 9 - TESTE DA CÉLULA DE CARGA COM TÊMPERA.....	91
TABELA 10 - TESTE COM PONTA PIVOTANTE A 0 GRAUS.....	92
TABELA 11 - TESTE COM PONTAS PIVOTANTES A 90 GRAUS.....	92
TABELA 12 - AJUSTE DA CURVA DE RESPOSTA.....	93
TABELA 13 - MEDIÇÕES REALIZADAS COM CARGAS FIXAS DE 20, 50N, 100N,.....	94
TABELA 14 - CÁLCULO DO INTERVALO DE CONFIANÇA .....	95

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>18</b>
<b>1.1</b>	<b>JUSTIFICATIVA E PROBLEMA .....</b>	<b>19</b>
<b>1.2</b>	<b>OBJETIVO GERAL .....</b>	<b>20</b>
<b>1.2.1</b>	<b><i>Objetivos específicos.....</i></b>	<b>20</b>
<b>1.3</b>	<b>ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....</b>	<b>20</b>
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO/ REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>21</b>
<b>2.1</b>	<b>A ANATOMIA DO CRÂNIO .....</b>	<b>23</b>
<b>2.1.1</b>	<b><i>Viscerocrânio .....</i></b>	<b>23</b>
<b>2.1.2</b>	<b><i>Neurocrânio .....</i></b>	<b>25</b>
<b>2.2</b>	<b>A MAXILA .....</b>	<b>26</b>
<b>2.3</b>	<b>A MANDÍBULA.....</b>	<b>29</b>
<b>2.4</b>	<b>A IMPORTÂNCIA DA FORÇA DE MORDIDA.....</b>	<b>32</b>
<b>2.5</b>	<b>ESTADO DA ARTE .....</b>	<b>41</b>
<b>2.5.1</b>	<b><i>Tabela comparativa dos dispositivos.....</i></b>	<b>48</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>49</b>
<b>3.1</b>	<b>DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO .....</b>	<b>50</b>
<b>3.1.1</b>	<b><i>Curva de resposta do dispositivo.....</i></b>	<b>55</b>
<b>3.1.2</b>	<b><i>Intervalo de Confiança.....</i></b>	<b>56</b>
<b>3.1.2.1</b>	<b><i>Estimativas do intervalo de confiança das médias .....</i></b>	<b>57</b>
<b>3.2</b>	<b>MATERIAIS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....</b>	<b>58</b>
<b>3.2.1</b>	<b><i>Extensômetro de resistência elétrica (strain gages).....</i></b>	<b>58</b>
<b>3.2.1.1</b>	<b><i>Colagem do extensômetro.....</i></b>	<b>62</b>
<b>3.2.2</b>	<b><i>Ponte de Wheatstone .....</i></b>	<b>63</b>
<b>3.2.2.1</b>	<b><i>Fontes de alimentação das Pontes de Wheatstone.....</i></b>	<b>64</b>
<b>3.2.3</b>	<b><i>Descrição dos componentes HX711 e INA125 .....</i></b>	<b>64</b>
<b>3.2.3.1</b>	<b><i>Conversor analógico-digital HX711 .....</i></b>	<b>65</b>
<b>3.2.3.2</b>	<b><i>Amplificador Operacional de Instrumentação INA 125 .....</i></b>	<b>67</b>
<b>3.2.4</b>	<b><i>Arduino Nano.....</i></b>	<b>70</b>
<b>3.2.4.1</b>	<b><i>Composição do Arduino .....</i></b>	<b>70</b>
<b>3.2.5</b>	<b><i>Display de LCD .....</i></b>	<b>72</b>
<b>3.2.5.1</b>	<b><i>Display LCD com I<sup>2</sup>C.....</i></b>	<b>73</b>



3.2.6	<i>O módulo Real Time Clock RTC DS3231</i> .....	73
3.2.7	<i>Cartão SD</i> .....	74
3.2.8	<i>Módulo cartão micro SD</i> .....	75
3.2.9	<i>A célula de carga</i> .....	76
3.2.9.1	<i>Célula de carga de aço inoxidável AISI 420</i> .....	76
3.2.10	<i>Equipamentos utilizados</i> .....	78
3.2.10.1	<i>Multímetro de bancada</i> .....	78
3.2.10.2	<i>Máquina de testes</i> .....	78
3.2.11	<i>Protocolos</i> .....	80
3.2.11.1	<i>Protocolo I<sup>2</sup>C</i> .....	80
3.2.11.2	<i>Protocolo SPI</i> .....	81
3.2.11.3	<i>Protocolo UART</i> .....	83
4	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	84
4.1	<b>TESTES PARA SELECIONAR O TIPO DE EXTENSÔMETRO</b> .....	84
4.2	<b>TESTES PARA SELECIONAR A CONFIGURAÇÃO DA PONTE DE WHEATSTONE</b> .....	85
4.3	<b>TESTE COM O INA 125</b> .....	87
4.4	<b>TESTES COM A CÉLULA DE CARGA</b> .....	89
4.5	<b>AJUSTE DA CURVA DE RESPOSTA</b> .....	93
4.6	<b>INTERVALO DE CONFIANÇA</b> .....	94
4.6.1	<i>Cálculo do intervalo de confiança</i> .....	95
4.6.2	<i>Diagrama de caixa</i> .....	96
4.7	<b>O PROTÓTIPO</b> .....	100
4.7.1	<i>O funcionamento do protótipo</i> .....	101
5	<b>CONCLUSÕES</b> .....	102
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	103
	<b>APÊNDICE A - RELATÓRIO DO GNATODINAMÔMETRO</b> .....	107
	<b>APÊNDICE B – MANUAL DE INSTRUÇÃO DO GNATODINAMÔMETRO</b> .	109
	<b>ANEXO A - PROPRIEDADES DOS EXTENSÔMETROS DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA</b>	111
	<b>A.1 - EXTENSÔMETROS DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA COM COMPENSAÇÃO DE TEMPERATURA</b> .....	111
	<b>A.2 - ASPECTOS PARA ESCOLHA DE EXTENSÔMETROS DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA</b> ...	112

<b>A.3- CAMPO DE DEFORMAÇÕES E FATOR DE SENSIBILIDADE TRANSVERSAL NOS EXTENSÔMETROS.....</b>	<b>115</b>
<b>A.4 - INTRODUÇÃO AO PROJETO DE TRANSDUTORES DE FORÇA.....</b>	<b>118</b>
<b>A.5 - CIRCUITOS ELETRÔNICOS APLICADOS EM EXTENSÔMETROS DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA.....</b>	<b>119</b>
<b>ANEXO B – DIMENSÕES DA CÉLULA DE CARGA .....</b>	<b>121</b>
<b>B.1 - AS DIMENSÕES DA CÉLULA DE CARGA .....</b>	<b>121</b>
<b>B.2 - DIMENSIONAMENTO DA CÉLULA DE CARGA .....</b>	<b>122</b>
<b>ANEXO C - ETAPAS DA COLAGEM DO EXTENSÔMETRO DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA.....</b>	<b>124</b>
<b>ANEXO D – DATASHEET DO EXTENSÔMETRO.....</b>	<b>128</b>
<b>D.1 - EXTENSÔMETRO DA EXCEL SENSORES .....</b>	<b>128</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A mastigação desempenha uma importante função na formação do bolo alimentar, bem como no processo de deglutição. Os componentes fundamentais do aparelho mastigatório ou estomatognático são os dentes, sustentados e protegidos pelo periodonto, segundo Alves (2008). Dentro da função mastigatória, os diferentes grupos de dentes podem ter atuações específicas, de acordo com sua morfologia: os incisivos realizam principalmente apreensão e incisão do alimento, pela ação da borda incisal cortante; entre os caninos estabelece-se ação de rasgamento, pelo contato do alimento com sua borda incisal lanceolada; nos dentes posteriores, o contato entre os pré-molares e molares superiores e inferiores estabelece a relação de atrito entre as diversas vertentes da coroa, que proporciona a trituração do alimento, conforme Rossi (2017). Os dentes funcionam como uma caixa de ressonância do trato vocal e atuam na articulação do som, pelo contato da língua e lábios; desempenham a função não somente de um sorriso bonito, mas também de suporte (juntamente com a maxila e a mandíbula) para musculatura e demais tecidos periotais, sendo que a perda do dente leva a remodelação do alvéolo dental e, conseqüentemente a atrofia óssea, segundo Rossi (2017). Os dentes trituram os alimentos iniciando a digestão na mastigação, facilitando assim a absorção dos nutrientes pelo organismo.

O primeiro estudo experimental definindo força intraoral, foi realizado por Borelli em 1681 que o denominou de Gnatodinamômetro. Borelli fixou pesos diferentes a uma corda, que passava sobre os dentes molares na mandíbula aberta, e com o fechamento da mandíbula, eram levantados até 2000N. Black fez a primeira examinação científica de forças de mordida em 1893, segundo Koc, Dogan e Bek (2010).

O estudo da força de mordida possibilita avaliar tratamentos odontológicos e diagnosticar anomalias na arcada dentária dos pacientes, tendo se tornado cada vez mais uma medida comum de desempenho, auxiliando profissionais da área odontológica, conforme Koc, Dogan e Bek (2010). Inicialmente, o estudo da força de mordida teve como principal objetivo avaliar as propriedades físicas dos materiais a serem utilizados na odontologia, segundo Black (1895). A OBF (*Occlusal Bite Force*) pode ser entendida como o esforço exercido entre os dentes superiores e inferiores quando a mandíbula é elevada pelos músculos mastigatórios. É uma importante ferramenta para avaliar o estado funcional do sistema mastigatório e pode ser utilizada para avaliar a função oral em diferentes más oclusões, nas cirurgias orais, nas disfunções temporomandibulares e nas doenças neuromusculares, conforme Vilela *et al.*

(2017). A força de mordida aumenta com a idade começando na infância, mantém-se constante dos 20 aos 40 anos e então declina, segundo Owais, Shaweesh e Abu (2012). A OBF pode ser medida utilizando-se um transdutor adequado posicionado entre um par de dentes, conforme Koc, Dogan e Bek (2010). Desta forma, o estudo da força de mordida pode diagnosticar distúrbios no sistema estomatognático, segundo Subramanian, Girisa e Ifzah (2016), avaliar o efeito do tratamento ortodôntico na correção da má oclusão, conforme Koc, Dogan e Bek (2010), compreender os mecanismos da mastigação a fim de avaliar os efeitos terapêuticos de dispositivos protéticos, segundo Vilela *et al.* (2017), entre outros. A força de mordida pode sofrer influência de acordo com a morfologia craniofacial, gênero, idade, número de dentes e sintomas de disfunção temporomandibular, conforme Koc, Dogan e Bek (2010). Medidas de força de mordida também são propensas a variações de métodos experimentais, incluindo o formato do instrumento, a abordagem feita pelo pesquisador, o grau de cooperação do indivíduo participante, a posição da cabeça, segundo Mountain e Wood (2011) e a presença de dor orofacial e disfunção temporomandibular, ou mesmo se a medição é unipolar ou bipolar, conforme Koc, Dogan e Bek (2010).

Existe uma variedade de métodos para medir a força de mordida humana, como o dispositivo de mola, os dispositivos de alavanca-mola, manômetro-mola e alavanca, dispositivos micrometros e extensômetros, segundo Koc, Dogan e Bek (2010); dispositivos de pressão hidráulico, conforme Owais, Shaweesh e Abu (2012) e *Dental Prescale System* odontológico, segundo Subramanian, Girisa e Ifzah (2016).

O elevado custo dos dispositivos existentes no mercado, serviu de motivação para buscar novas alternativas a fim de realizar as medições das forças de mordida.

## **1.1 Justificativa e problema**

Atualmente existem diversos dispositivos de força de mordida, porém de alto custo, inviabilizando sua utilização à maioria da população. Sendo a força de mordida uma medida de desempenho bastante significativa, neste projeto foi desenvolvido um dispositivo com a finalidade de possibilitar uma maior acessibilidade à população. Visando atender a locais com poucos recursos, foi desenvolvido um dispositivo portátil, de fácil manuseio e transporte.

## **1.2 Objetivo Geral**

Desenvolver um Sistema de Aquisição e Tratamento de Sinais para Medição da Força de Mordida de Seres Humanos, com o intuito de auxiliar profissionais da área odontológica a diagnosticar anormalidades na arcada dentária dos pacientes, por meio da medição da força de mordida dos mesmos e encaminhá-los para o tratamento adequado.

### ***1.2.1 Objetivos específicos***

O dispositivo deve medir a força de mordida em newtons e suportar a carga máxima de 1000N, por ser um valor de força de mordida máxima coerente do ponto de vista fisiológico. O dispositivo deve também ser compacto, de fácil manuseio e ter um baixo custo de produção.

## **1.3 Estrutura da dissertação**

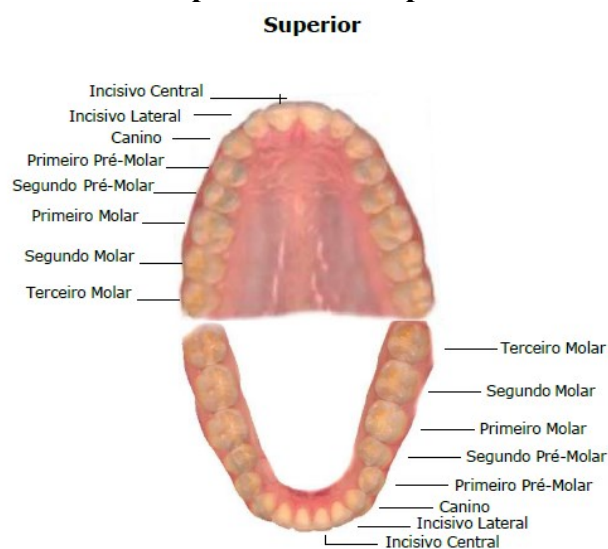
Essa dissertação é constituída de 6 capítulos. No Capítulo 1 é apresentada a Introdução. No Capítulo 2 é apresentado o Referencial teórico/Revisão da literatura, descrevendo sobre a anatomia do maxilar, a importância da força de mordida e o estado da arte. No Capítulo 3 é apresentado Materiais e Métodos, descrevendo o desenvolvimento do protótipo e os materiais e equipamentos utilizados. No Capítulo 4 é apresentado Resultados e Discussão, mostrando os testes realizados com o dispositivo, bem como o ajuste da curva de resposta e o intervalo de confiança. No Capítulo 5 são apresentadas as Conclusões. A dissertação também inclui as Referências Bibliográficas, o APÊNDICE A – Relatório do Gnatodinamômetro e o APÊNDICE B – Manual de instrução do Gnatodinamômetro; bem como os seguintes anexos: ANEXO A – Propriedades dos extensômetros de resistência elétrica, ANEXO B – Dimensões da célula de carga, ANEXO C – Etapas da colagem do extensômetro de resistência elétrica e ANEXO D – Datasheet do extensômetro.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO/ REVISÃO DA LITERATURA

Segundo Okeson (2013), o sistema mastigatório é a unidade funcional do corpo primordialmente responsável pela mastigação, fala e deglutição. Os seus componentes também desempenham um importante papel no paladar e na respiração. Ele é extremamente complexo, sendo composto basicamente de ossos, músculos, ligamentos e dentes. São necessários movimentos precisos da mandíbula pela musculatura para movimentar os dentes eficientemente sobre si mesmos durante a função. Uma sólida compreensão de sua anatomia funcional e da biomecânica é essencial para o estudo da oclusão.

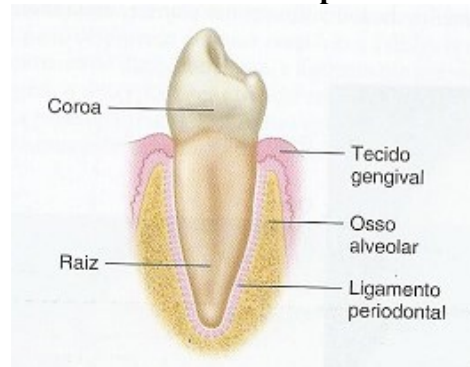
Conforme Okeson (2013), a dentição humana é composta por 32 dentes permanentes apresentados na Figura 1. Cada dente pode ser dividido em duas partes básicas: a coroa, que é vista sobre o tecido gengival e a raiz, que fica submersa e é circundada pelo osso alveolar. A raiz está ligada ao osso alveolar por numerosas fibras de tecido conjuntivo que se estendem a partir da superfície do cemento da raiz para o osso. A maioria destas fibras corre obliquamente do cemento numa direção cervical até o osso, conforme Figura 2. Essas fibras são coletivamente conhecidas como ligamento periodontal. O ligamento periodontal não só fixa o dente firmemente ao seu alvéolo ósseo, mas também ajuda a dissipar as forças aplicadas ao osso durante o contato funcional dos dentes. Nesse sentido, ele pode ser considerado um amortecedor natural.

**Figura 1 - Dentes permanentes superiores e inferiores**



Fonte: Gonçalves, 2021

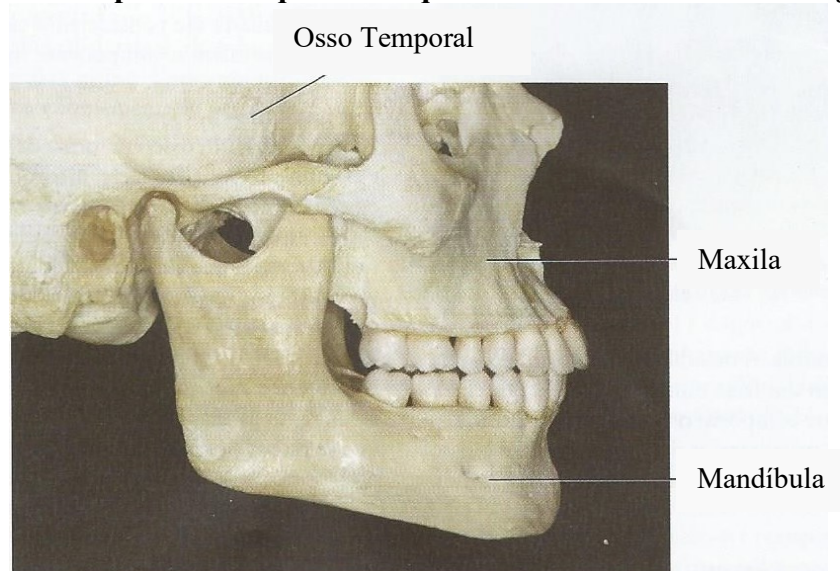
**Figura 2 - O dente e as estruturas periodontais de suporte**



Fonte: Okeson, 2013

Segundo Okeson (2013), os 32 dentes permanentes estão distribuídos igualmente no osso alveolar dos arcos maxilar e mandibular: os 16 dentes maxilares estão alinhados no processo alveolar da maxila, que está fixada à porção anteroinferior do crânio; os outros 16 dentes estão alinhados no processo alveolar da mandíbula, que é a parte que se movimenta. O arco maxilar é ligeiramente maior do que o arco mandibular. O sistema mastigatório é constituído por três componentes esqueléticos principais: dois deles suportam os dentes na maxila e na mandíbula (Figura 3) e o terceiro, o osso temporal, suporta a mandíbula em sua articulação com o crânio.

**Figura 3 - Componentes esqueléticos que constituem o sistema mastigatório**

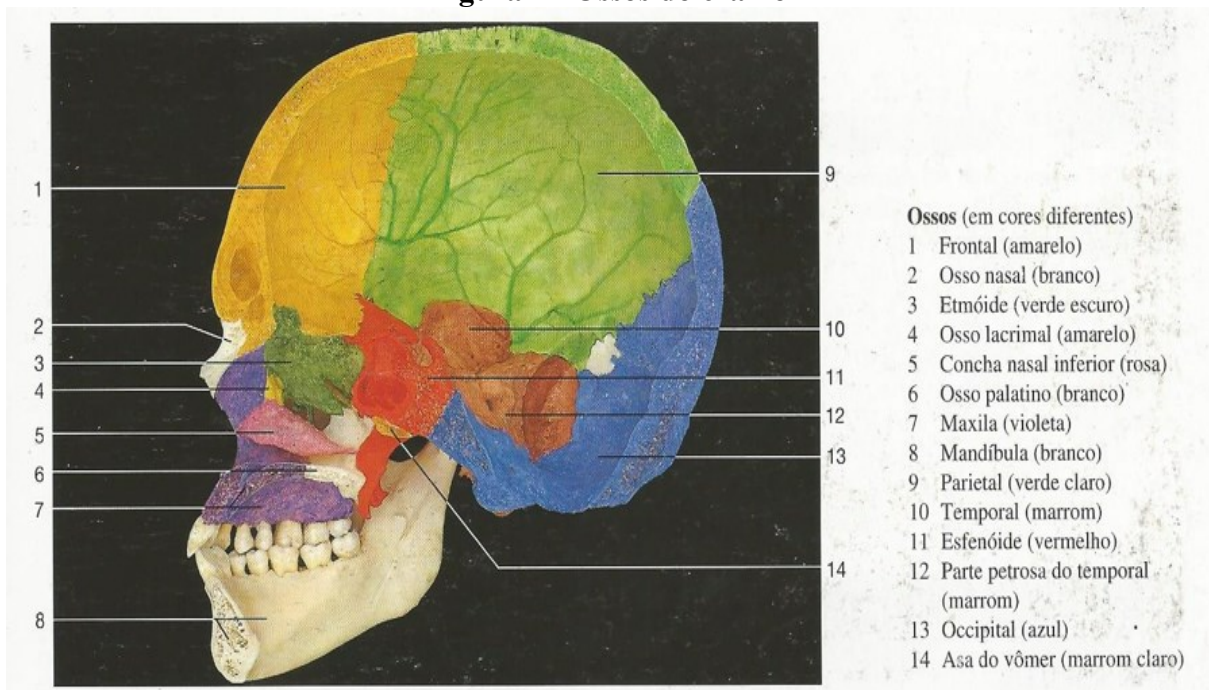


Fonte: Okeson, 2013

## 2.1 A anatomia do crânio

O crânio do ser humano é constituído do neurocrânio e do viscerocrânio. A maxila e a mandíbula, responsáveis pela mastigação e portanto, a força de mordida dos dentes, estão alojadas no viscerocrânio. A Figura 4 mostra os ossos que compõem o crânio.

**Figura 4 - Ossos do crânio**

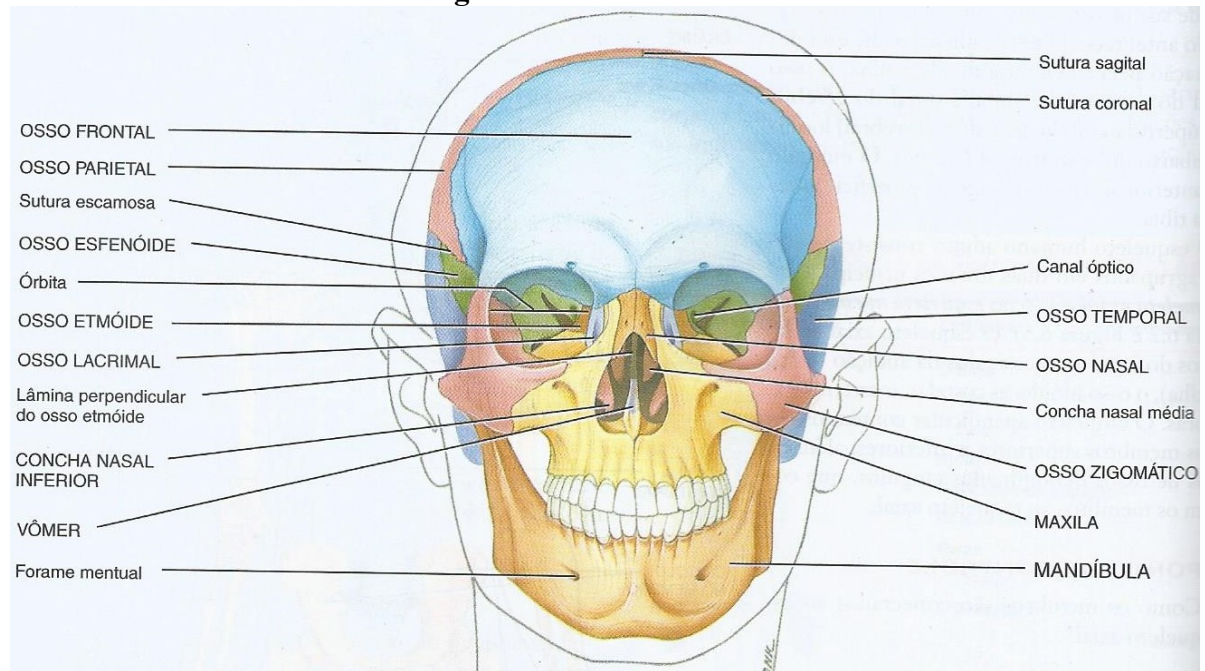


Fonte: Yokoshi, 1998

### 2.1.1 Viscerocrânio

Segundo Rossi (2017), o viscerocrânio ou esqueleto da face corresponde a 2/3 na parte inferior do crânio. Recebe este nome, porque nele estão aberturas de vísceras do sistema respiratório e do sistema digestivo. Ele é composto por 14 ossos, conforme Figura 5.



**Figura 5 - O viscerocrânio**

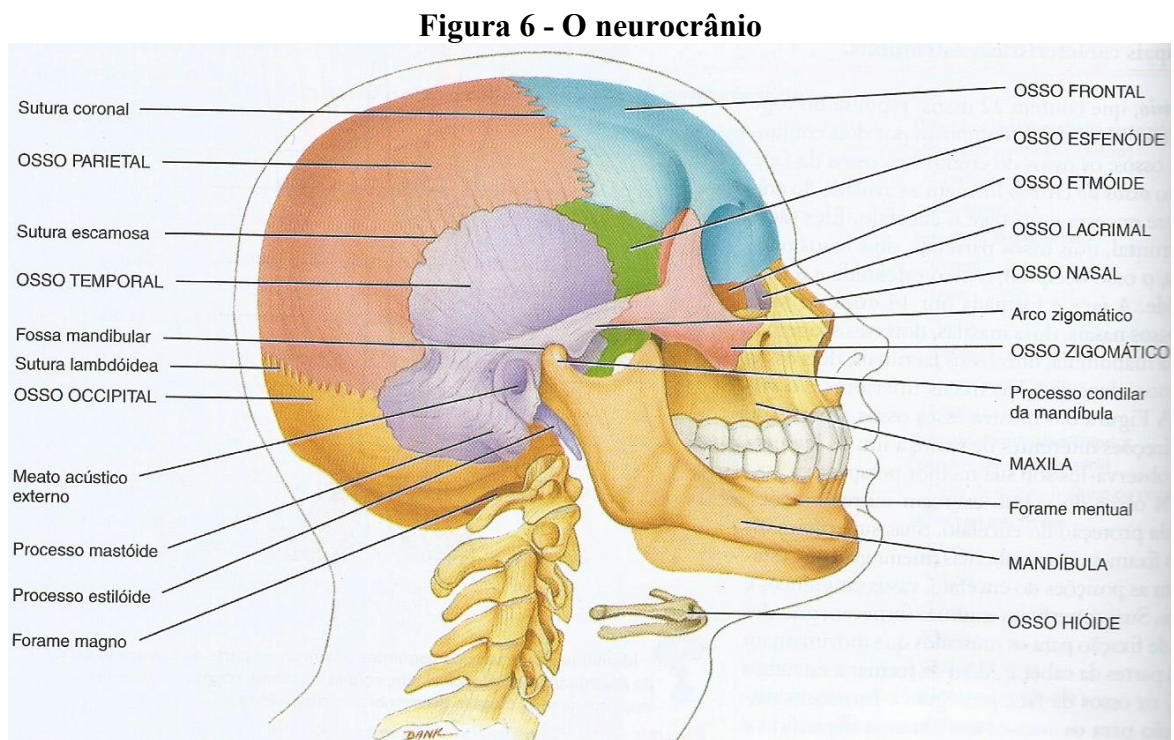
Fonte: Tortora, 2006

- . 2 lacrimais
- . 2 nasais
- . 1 vômer
- . 2 conchas nasais inferior
- . 2 palatinos
- . 2 maxilas
- . 1 mandíbula
- . 2 zigomáticos

Conforme Rossi (2017), os ossos lacrimais se localizam na parte medial e anterior da cavidade orbital. É o menor e mais frágil osso da face. Os ossos nasais se articulam na linha mediana pela sutura internasal e se localizam na raiz do nariz. O vômer está dentro da cavidade nasal, e juntamente com a lâmina perpendicular do etmoide, formam a parte óssea do septo nasal. O zigomático é a maior zona de resistência da face. É um osso resistente que tem o formato de um quadrilátero com uma superfície externa convexa (maçã do rosto) e uma superfície interna côncava. As conchas nasais inferiores são ossos separados do viscerocrânio que se prendem na maxila. As lâminas horizontais dos ossos palatinos se articulam com os processos palatinos das maxilas, formando a parte óssea do palato duro. A posteriori, está uma breve descrição sobre essas duas importantes estruturas: a maxila e a mandíbula.

### 2.1.2 Neurocrânio

Segundo Rossi (2017), o neurocrânio ou esqueleto do crânio envolve e fornece sustentação ao encéfalo. Ele ocupa 1/3 na região superior do crânio. O neurocrânio é composto por 8 ossos, conforme Figura 6.



Fonte: Tortora, 2006

- . 1 frontal
- . 2 parietais
- . 2 temporais
- . 1 occipital
- . 1 esfenoide
- . 1 etmoide

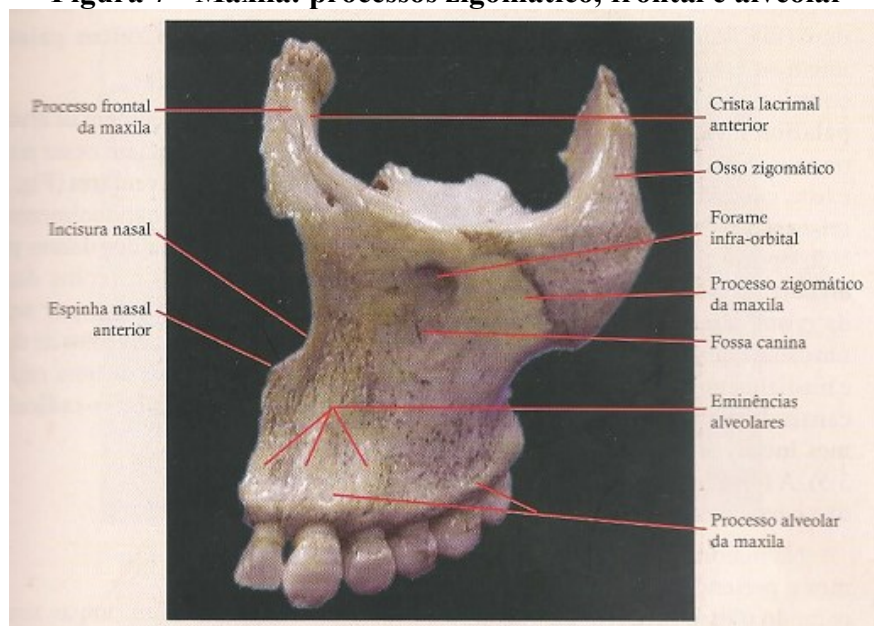
Conforme Rossi (2017), o neurocrânio é constituído da base e da calvária. A base é subdividida em fossa craniana anterior, média e posterior. A calvária é a parte superior do neurocrânio (teto), composto pelo osso frontal, parietal e occipital. Com o passar da idade, ocorre a ossificação e a calvária se torna um único osso por meio do processo da sinostose.

Segundo Rossi (2017), o osso frontal é um osso pneumático, que contém o seio frontal: cavidade revestida de mucosa e preenchida por ar. Os ossos parietais podem ser uma área doadora de enxerto ósseo. Os ossos temporais são ossos complexos pois alojam os órgãos da audição e do equilíbrio, participam da articulação temporomandibular e neles estão forames para passagem de vasos importantes da cabeça e do pescoço. Os ossos temporais são compostos da parte timpânica, da parte escamosa e da parte petrosa. O osso esfenóide é um osso pneumático que contém o seio esfenóide e possui a forma de um morcego. O osso etmoide é um osso pneumático com células etmoidais que se comunicam com a cavidade nasal; possui a forma de peneira por conter lâmina crivosa cheia de furos, por onde encontram-se prolongamentos dos neurônios olfatórios.

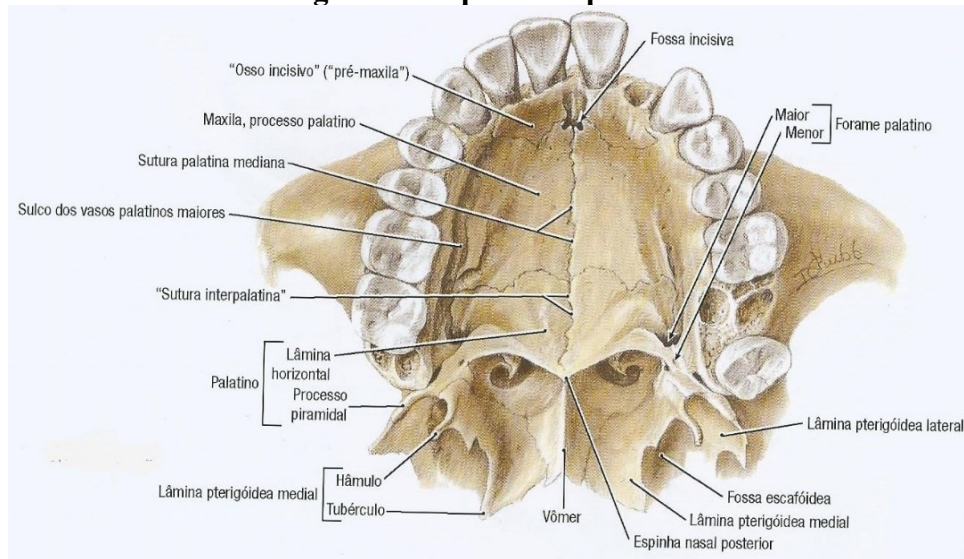
## 2.2 A maxila

Conforme Rossi (2017), a maxila é um osso par, pneumático, que constitui a porção mais central do esqueleto da face, articulando-se com todos os ossos do viscerocrânio, com exceção da mandíbula. A maxila direita se une à maxila esquerda na linha mediana por meio da sutura intermaxilar. Cada maxila é formada por um corpo central e 4 processos: zigomático, frontal, alveolar e palatino mostrados na Figura 7 e Figura 8.

**Figura 7 - Maxila: processos zigomático, frontal e alveolar**

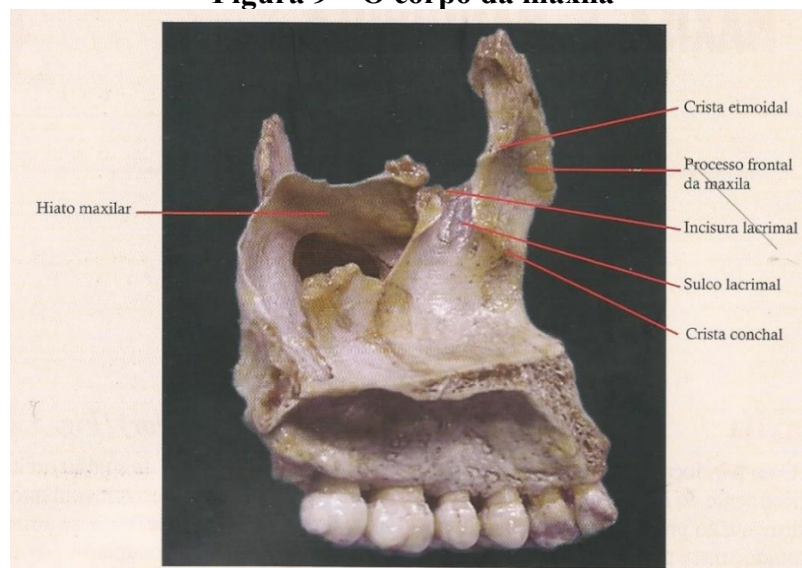


Fonte: Alves, 2008

**Figura 8 - O processo palatino**

Fonte: Agur, 2011

Segundo Rossi (2017), o corpo é a parte central da maxila, e nele está contido o seio maxilar (osso pneumático cuja cavidade é revestida de mucosa e preenchida com ar). O corpo é composto da face anterior, face medial ou nasal, face superior ou orbital e a face posterior ou infratemporal, conforme Figura 9. Processos são bordas ou faixas do osso que se relacionam com outros ossos ou outras estruturas. O processo (apófise) alveolar é provavelmente a parte mais importante de todo o osso, pois nele estão os alvéolos dentais: a parte mais dinâmica da maxila. Em cada alvéolo dental está alojado o dente, por meio de um mecanismo articular conhecido como gonfose.

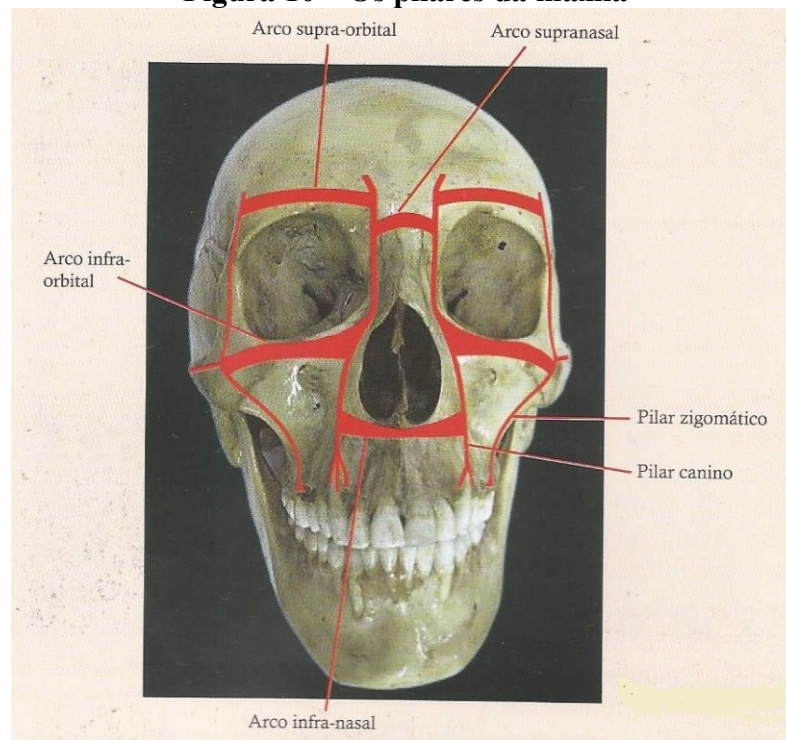
**Figura 9 – O corpo da maxila**

Fonte: Alves, 2008

Conforme Rossi (2017), a maxila é um osso que fica no centro do viscerocrânio, sendo fundamental para distribuição da força absorvida na mastigação. Ela não se movimenta, portanto não sofre tração muscular, apenas recebe força da mastigação e distribui para os demais ossos do crânio. Possui uma quantidade de osso esponjoso abundante, indicando que há predomínio de parte esponjosa e fina camada de osso cortical. Entretanto existem locais onde o osso cortical é mais espesso, e o esponjoso bem condensado a fim de ter resistência para distribuição das forças.

Segundo Rossi (2017), os pilares da maxila são: canino, zigomático e pterigoideo. Os pilares canino e zigomático estão mostrados na Figura 10. Os pilares ocupam áreas estratégicas para distribuir forças oriundas das regiões anterior e posterior, a fim de atingir áreas estratégicas da base do crânio e regiões anteriores do crânio.

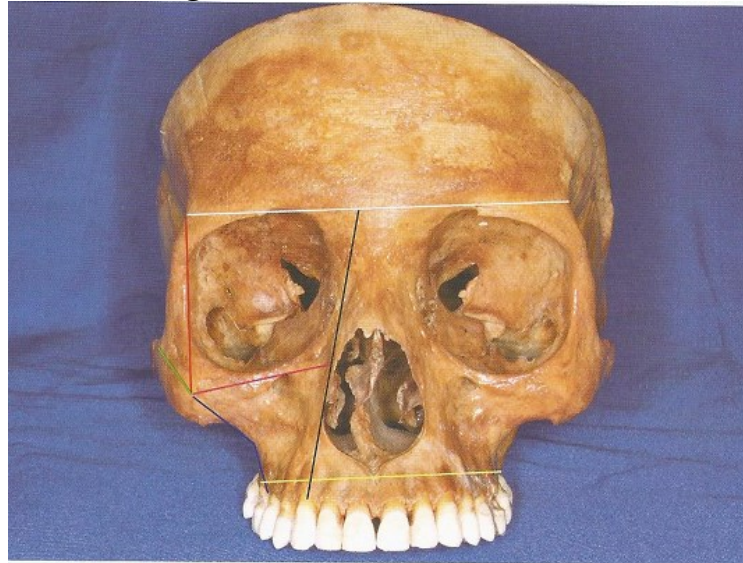
**Figura 10 – Os pilares da maxila**



**Fonte: Alves, 2008**

Conforme Rossi (2017), no viscerocrânio estão os reforços horizontais superior e inferior, por onde são distribuídas as forças oriundas do canino e dos alvéolos. A Figura 11 mostra esses reforços.

**Figura 11 - Reforços Horizontais**



Fonte: Rossi, 2017

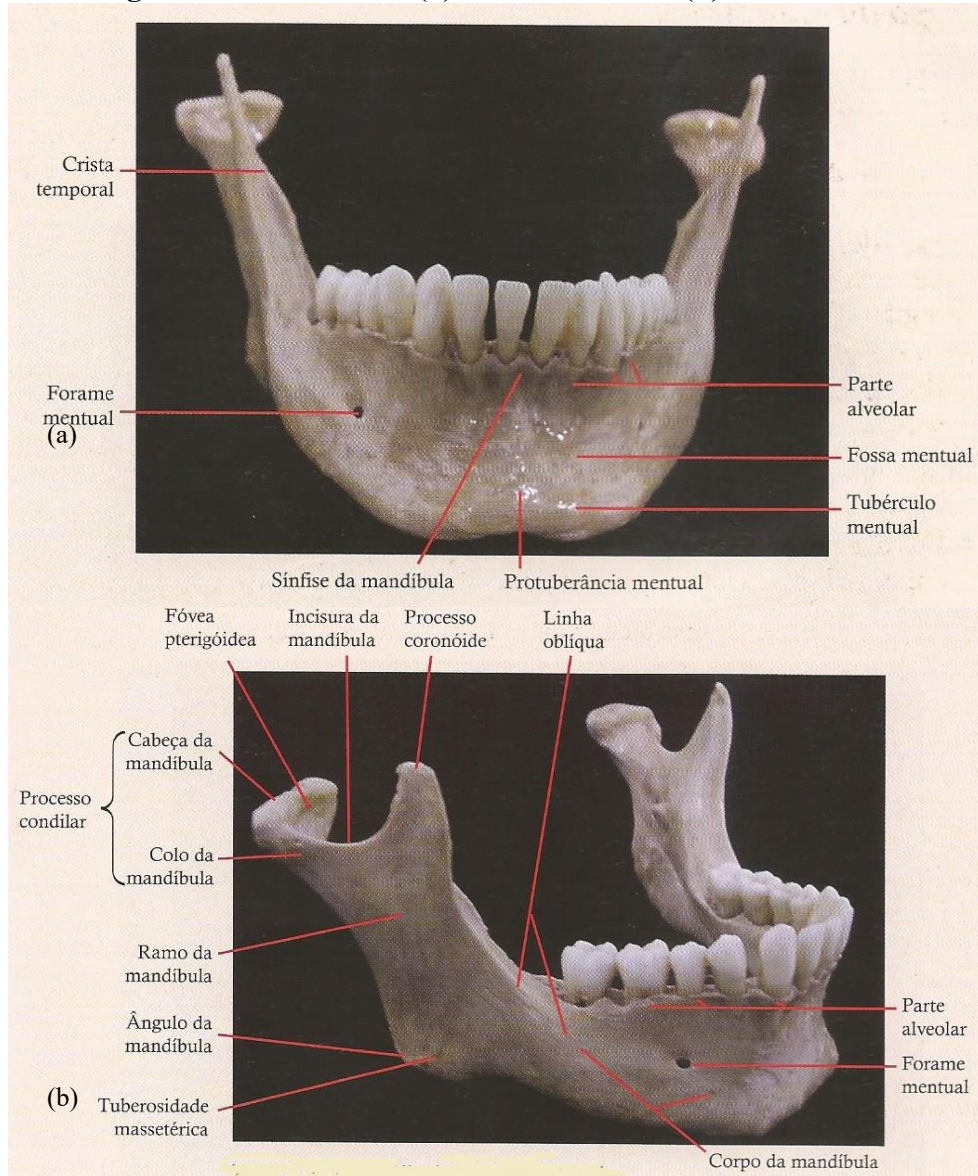
### 2.3 A mandíbula

Segundo Alves (2008), a mandíbula é um osso ímpar, simétrico, que forma o terço inferior da face. Esse osso é constituído por um corpo arqueado em forma de ferradura e por dois ramos que se desprendem dos extremos posteriores do corpo, seguindo uma direção cranial. Serve como local de inserção de vários músculos, inclusive o da mastigação, e articula-se através da cabeça da mandíbula com a fossa mandibular, formando bilateralmente as articulações temporomandibulares (ATMs).

Conforme Rossi (2017), a mandíbula é o único osso do crânio que tem mobilidade, portanto sofre muita tração muscular. Todos os músculos da mastigação estão na mandíbula para movimentá-la a fim de realizar a mastigação. Na mandíbula também estão os músculos supra hioideos, com a função de abaixá-la, os músculos da língua e os músculos da expressão facial. Assim, a mandíbula é um osso que tem uma resistência maior, possuindo aspectos mais fortes, duros, cortical mais espessa e parte espinhosa condensada. A mandíbula é composta de um corpo (corpo da mandíbula) e 2 ramos (ramos da mandíbula), conforme Figura 12 (a) e Figura 12 (b). O corpo é a parte horizontal e os ramos são as partes verticais retangulares. O corpo se subdivide em base e parte alveolar, onde se encontram os alvéolos. Os ramos se dividem em borda anterior e borda superior. Na margem inferior do ramo está o ângulo da

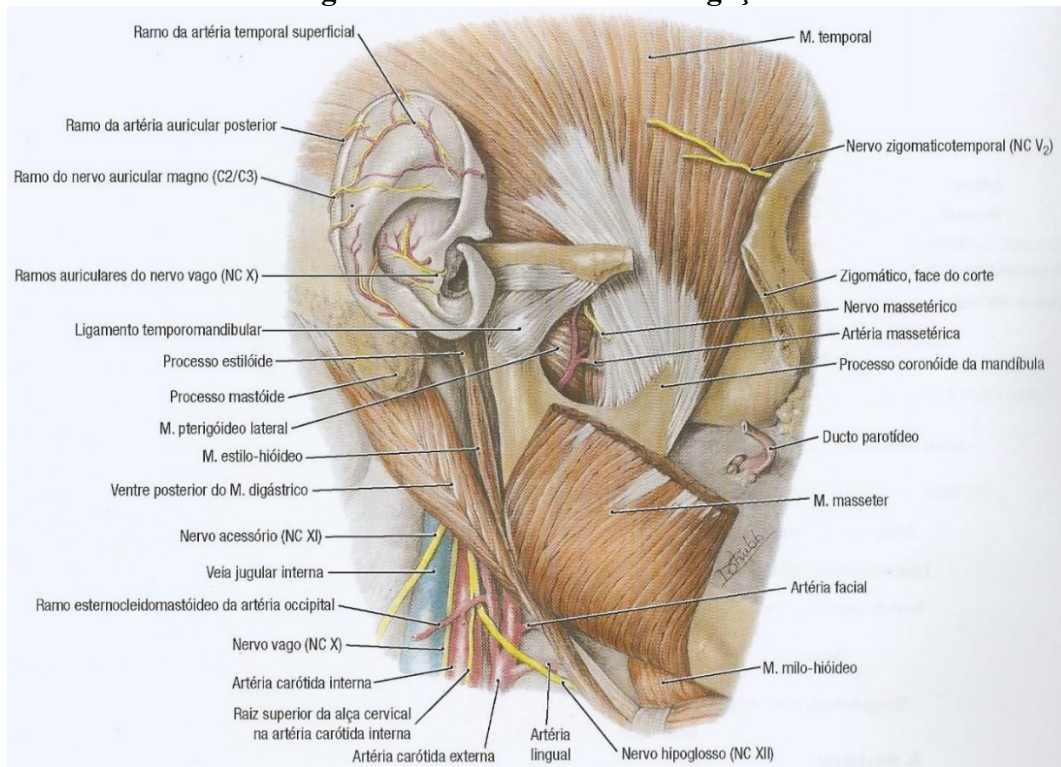
mandíbula. Na margem superior do ramo estão: a cabeça da mandíbula, a incisura mandibular e o processo coronóide.

**Figura 12 - Mandíbula (a) Vista anterior e (b) Vista lateral**



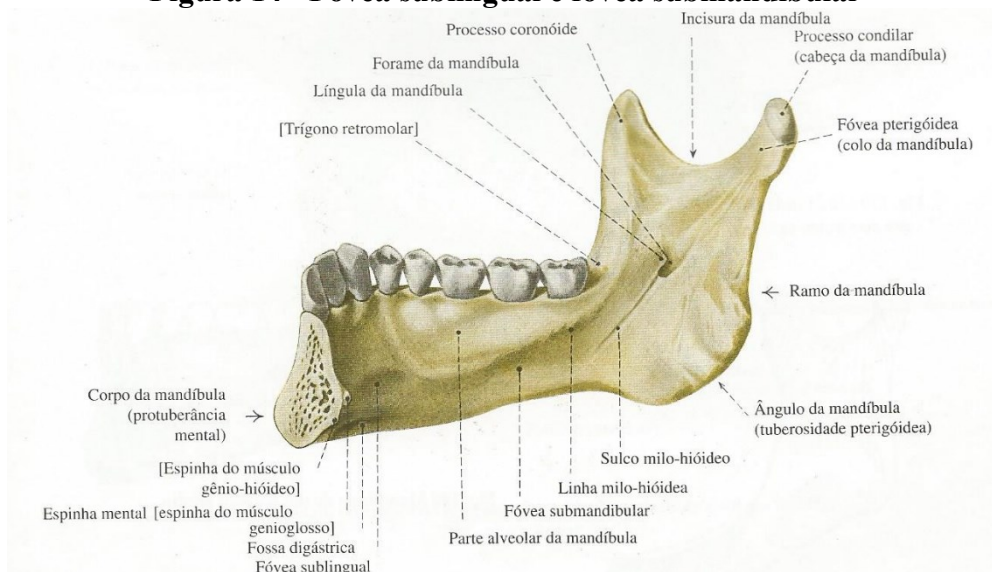
**Fonte: Alves, 2008**

A Figura 13 mostra as inserções musculares responsáveis pela movimentação da mandíbula: músculos masseter, músculo temporal, músculo pterigoideo lateral e medial, músculo supra-hióideos e músculo genioglosso.

**Figura 13 - Músculos da mastigação**

Fonte: Agur, 2011

Segundo Rossi (2017), na mandíbula estão a lingula e o canal mandibular que percorre do forame mandibular ao forame mental. Dentro desse canal, encontram-se artérias, veias e nervos alveolares inferiores que suprem o dente e todo o osso. A Figura 14 mostra a face medial da mandíbula em que existem depressões que acomodam glândulas salivares: fóvea submandibular e fóvea sublingual.

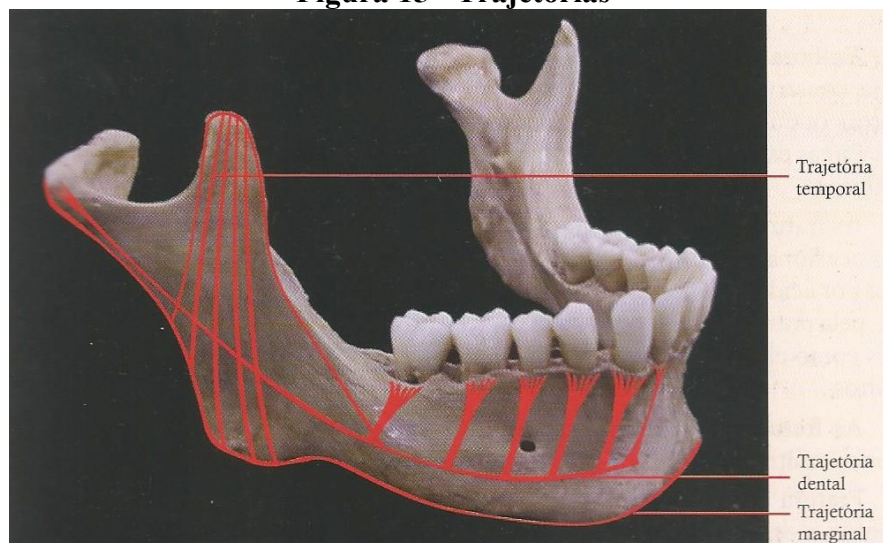
**Figura 14 - Fóvea sublingual e fóvea submandibular**

Fonte: Heidegger, 1972



Conforme Rossi (2017), a linha oblíqua é uma estrutura importante da mandíbula por ser o local de maior densidade óssea e distribuição de forças, sendo uma das áreas de escolha para doação de enxerto. Entre os forames mentuais fica a região do mento (queixo), onde se encontra a protuberância mental e os tubérculos mentuais. Trajetórias são locais onde a cortical é mais espessa para suportar a distribuição de forças. Sendo elas: trajetória dental, marginal, temporal e mental. A Figura 15 mostra as trajetórias temporal, dental e marginal.

**Figura 15 - Trajetórias**



Fonte: Alves, 2008

#### 2.4 A importância da força de mordida

Segundo Lucas e Omar (2012), o dente humano é utilizado várias vezes ao dia, uma quantidade que é provavelmente da ordem de magnitude inferior aos nossos ancestrais, devido ao consumo de comidas cozidas que reduzem a necessidade da quebra do alimento na boca. No dia a dia, pessoas fazem milhões de contatos mecânicos prejudiciais, e não há solução atual de engenharia, de qualquer material, que se compare à excepcional tolerância ao dano que o esmalte dental humano possui. A consequência mais comum desses contatos mecânicos prejudiciais, são o desgaste da coroa dentária, que é a perda de volume causado por perdas acumuladas de quantidades microscópicas de tecido duro durante um longo período de tempo. Esse desgaste dentário é um aspecto extremamente importante da biologia oral. Acredita-se que o desgaste seja devido às forças mecânicas, mas na opinião dos profissionais da área odontológica, a dissolução química está sempre envolvida. O aspecto mais importante da

interação entre a superfície do dente e as partículas de desgaste, parece ser o tamanho da partícula, a forma da partícula, suas propriedades mecânicas com respeito ao tecido dentário e a influência da saliva. Os padrões de tensão no tecido dentário são influenciados pela direção variável da força de mordida.

A importância da força de mordida está descrita na literatura conforme segue:

Vuuren *et al.* (2020) desenvolveram um transdutor de força de mordida a fim de medir a força máxima entre as superfícies individuais opostas dos dentes. Segundo declaram, na odontologia a máxima força de mordida pode ser estudada a fim de entender o estado funcional e os mecanismos do sistema mastigatório; na pesquisa, a força de mordida pode prover informações sobre como o sistema mastigatório muda durante o crescimento, desenvolvimento, envelhecimento e a patologia; em condições clínicas, a informação da força de mordida pode ajudar no diagnóstico e planejamento do tratamento de desordem da junção temporomandibular. Alguns estudos indicaram que o grau de separação da mandíbula tem uma influência na força de mordida e na mastigação. Uma compreensão da força de mordida máxima é importante no campo da prótese dental, pois a medida da força de mordida pode prover valores de referência para avaliar a biomecânica e a eficiência do tratamento protético. Ademais, a força de mordida máxima pode ser considerada na seleção do material apropriado para construir a restauração protética que irá assegurar que a carga do material esteja dentro das forças de mordida comumente encontradas.

Conforme Vuuren *et al.* (2020), a faixa de força de mordida máxima relatada na literatura é muito extensa: de 300 a 1600N. Essa larga faixa pode ser atribuída devido a inúmeros fatores como idade, gênero, etnia e a condição de dentição ou o uso de diferentes dispositivos de gravação e locais de medição na boca. Vários transdutores como extensômetros, sensores de pressão e filme fino, têm sido utilizados para este propósito, sendo os transdutores utilizando extensômetros, os dispositivos mais largamente aceitos.

Subramanian, Girisa e Ifzah (2016) avaliaram o impacto do tratamento dentário na força de mordida oclusal em crianças. A saúde dental precária impacta na qualidade de vida do indivíduo como um todo devido a inúmeros elementos, sendo a cárie um desses elementos. A presença de cárie dentária pode afetar a habilidade de mastigação para quebrar e processar o alimento. Ela é usualmente associada a consequências negativas como: desconforto, dor e comprometimento funcional, afetando o crescimento, ganho de peso e bem-estar geral. Isto pode causar a perda do dente, levando a má oclusão. Atividades diárias podem ser afetadas pela presença de cárie em crianças, como dificuldade de comer, dormir e fraco desempenho escolar.

Segundo Subramanian, Girisa e Ifzah (2016), a eficiência da mastigação pode ser medida por diferentes meios e um deles é a avaliação da força de mordida. A força de mordida é um dos componentes funcionais da mastigação que depende do volume e atividade de coordenação entre os vários músculos mastigatórios. A força de mordida e função de mastigar, ambos afetam o desenvolvimento da função mastigatória, sendo fundamental o estabelecimento dessas variáveis durante o crescimento e desenvolvimento, bem como sua associação com características morfológicas da arcada dentária. A força de mordida aumenta com a necessidade de mastigação, mas decresce com a deterioração da dentição. Preferência alimentar também pode influenciar a magnitude da força de mordida oclusal. Crianças com cáries em todos os quadrantes mostraram um significativo aumento na média da força de mordida máxima após a restauração do dente, possivelmente devido a eliminação da dor e desconforto do lado afetado.

Conforme Subramanian, Girisa e Ifzah (2016), observou-se um aumento significativo de 68,5N para 133,9N na força de mordida oclusal no lado direito, seguidas da restauração do dente cariado em um único quadrante. Um aumento da força de mordida do lado esquerdo também foi observado, onde havia somente dentes saudáveis. Após a restauração do dente cariado do lado esquerdo, a força de mordida aumentou significativamente de 90,50N para 145,39N. Isto resultou no aumento da força de mordida do lado direito, onde havia somente dentes saudáveis. Com o tratamento dentário, a área da superfície disponível para mordida aumenta, o que pode acarretar um aumento no número de contatos de oclusão. Assim, a restauração dos dentes contribui para aumentar a força de mordida nos dois lados, possibilitando as crianças mastigarem a comida utilizando os dentes nos dois lados igualmente e eficientemente, levando a uma melhor habilidade mastigatória, nutrição e bem-estar. A avaliação da força de mordida oclusal é uma das chaves determinantes da performance mastigatória e foi comprovada por ser benéfica, sendo utilizada amplamente na odontologia.

Mountain *et al.* (2010) realizaram o estudo da força de mordida medida em crianças com dentição primária. O estudo foi realizado em crianças de 3-6 anos na dentição primária visando determinar a magnitude da força de mordida e analisar os efeitos potenciais de cáries e má oclusão na força de mordida máxima. A determinação dos níveis da força de mordida tem sido largamente utilizada na odontologia para compreender atividades musculares, o movimento mandibular durante a mastigação e a performance mastigatória, a fim de estudar a influência de fatores psicológicos na mudança das forças oclusais. A medição da força de mordida é influenciada por diversos fatores como variações em métodos experimentais, incluindo desenho instrumental, o enfoque do pesquisador, o grau de cooperação da criança participante, a posição dentro da arcada dentária que a força de mordida medida é obtida, a

posição da cabeça, e a extensão da separação vertical do dente e da mandíbula quando acomoda o dispositivo. A força oclusal também está relacionada a muitas outras variáveis independentes: idade, gênero, tamanho, espessura e atividade do músculo mastigatório, oclusão dental, o número de dentes em contato oclusal, o número de dentes presentes, estágios de erupção dental, condição de dentição, morfologia crânio facial, junção temporomandibular, a forma da arcada e a dor. Essas são algumas das variações individuais encontradas para influenciar a magnitude da força de mordida. Entretanto alguns desses fatores estão correlacionados. Por exemplo, com o aumento da idade, cresce o tamanho do corpo e conseqüentemente a força, juntamente com alterações na dentição, aumento do contato oclusal, alterando assim a capacidade de aplicar maior força de mordida. A prevalência de cárie dentária e má oclusão em crianças de 3-6 anos foi de 30,4% e 17,1%, respectivamente. Os níveis de força de mordida registrados apresentaram variação infra e interindividual comparativamente ampla, com a força de mordida máxima variando de 12,61N a 353,64N (M = 196,60 e DP = 69,77).

Owais, Shaweesh e Abu (2012) realizaram o estudo da MOBF (*Maximum Occlusal Bite Force*) em crianças com diferentes estágios de dentição e o estudo da relação da força oclusal em relação ao peso, altura e gênero. Para isso foram divididos 5 grupos: fase inicial da dentição decídua, fase da dentição decídua tardia, fase da dentição mista precoce, fase da dentição mista tardia e estágio de dentição permanente. Os valores da força de mordida obtidos foram: 176N na fase inicial da dentição decídua, 240N na fase dentição decídua tardia, 289N na dentição mista precoce, 433N na fase dentição mista tardia e 527N no estágio de dentição permanente. Diferença de gênero foi detectada nos grupos de dentição decídua tardia, dentição mista precoce e dentição mista tardia. Idade e altura foram significativamente correlacionadas com a MOBF em todos os estágios de dentição exceto no grupo de crianças na fase inicial de dentição decídua.

Usui (2007) descobriu que a MOBF tende a aumentar até a idade de 20 anos em homens, e 17 anos nas mulheres. Palinkas *et al.* (2010) relataram que dentre todos os grupos de idade entre 7-80 anos, o gênero foi um fator significativo associado com MOBF mostrando 30% de média maior em homens do que em mulheres. Proffit *et al.* (1983) constataram que a média *Occlusal Bite Force* (OBF) na região molar é duas vezes maior em indivíduos normais do que em indivíduos de rosto comprido. E indivíduos de rosto curto geram forças ainda maiores do que os indivíduos normais. Neste estudo, peso e altura mostraram uma correlação significativamente positiva, mas correlação fraca com o MOBF. Concluíram que o MOBF aumenta com a idade, e que idade, gênero e altura são significantes preditores do MOBF.

Vilela *et al.* (2016) investigaram a influência da mordida cruzada posterior na força isométrica máxima de mordida (FIMM) em crianças na fase de dentição mista. A mordida

cruzada posterior é uma má oclusão nas regiões dos caninos, pré-molares e molares, em que as cúspides vestibulares dos dentes superiores ocluem lingualmente às cúspides vestibulares dos dentes inferiores correspondentes. Pode ocorrer unilateralmente ou bilateralmente e estar presente nas diferentes fases da dentição. Considerada um dos tipos de má oclusão mais frequente na fase da dentição decídua e mista, a mordida cruzada posterior apresenta prevalência de 7,2% a 23%. Pode produzir alterações na simetria mandibular, na atividade eletromiográfica dos músculos mastigatórios, na coordenação e padrão mastigatório, na deglutição e na força de mordida. A força de mordida pode ser influenciada conforme o grau de inclinação axial dos dentes em mordida cruzada. A presença de obstrução nasal pode influenciar nos valores da força de mordida. Concluiu-se que a presença de mordida cruzada posterior não influenciou a força de mordida em crianças na fase de dentição mista.

Kobayashi *et al.* (2012) avaliaram a performance mastigatória e a força de mordida em crianças com bruxismo. Observou-se que a força de mordida não difere entre crianças com e sem bruxismo. O acréscimo da idade e o tamanho do corpo estão relacionados com a maturação do dente e pode levar ao aumento das dimensões do músculo e da força de mordida máxima. O tamanho da boca, a área de contato oclusal e a força de mordida afetaram 60-72% da variação na mastigação, sugerindo que a habilidade de gerar força de mordida melhora o desempenho da mastigação. Portanto, em crianças com bruxismo, forças de mordida fortes significam melhor performance mastigatória.

Imagawa *et al.* (2020) estudaram a relação entre a função oral e a força de mordida oclusal em idosos. No tratamento de câncer da boca, o objetivo da reconstrução de tecidos na área oral e maxilofacial é obter uma boa função oral. Este estudo incluiu 108 moradores da cidade de Takatsuki com 60 anos ou mais. A condição bucal foi avaliada medindo a perda dentária e a condição periodontal, e a função oral foi avaliada com base em indicadores de desempenho mastigatório. Neste estudo, foram relatados valores médios para função oral em idosos saudáveis. No futuro, seria necessário obter valores para idosos com diversos tipos de doenças. Na correlação entre duas variáveis, observou-se que houve correlação negativa entre o número de dentes e a idade. Correlações positivas foram observadas entre força oclusal máxima e pressão da língua, força oclusal máxima e pressão labial, número de dentes e força oclusal máxima. Ikebe *et al.* relataram que declínios no contato oclusal posterior e a força oclusal parecem estar associadas ao desempenho mastigatório em relação ao envelhecimento dos idosos. Neste estudo, a quantidade de saliva diminuiu, mas a força oclusal não. Acredita-se que é necessário avaliar a relação entre a quantidade da saliva e a oclusão. Alguns fatores sugeridos para influenciar a função mastigatória são: ter um bom número de dentes e suficiente

oclusão dentária, bem como força oclusal suficiente para permitir morder e triturar os alimentos. Em outras palavras, pode-se facilmente conjecturar que uma força oclusal forte possibilitaria boa mastigação e, inversamente, força oclusal fraca dificultaria a mastigação.

Elnaghy et al. (2023) estudaram os efeitos iniciais que aparelhos ortodônticos fixos podem causar no desempenho mastigatório e na força de mordida. Os principais desfechos avaliados neste estudo foram a mastigação e a nutrição. A mastigação foi avaliada objetivamente pelo desempenho mastigatório, força máxima de mordida, deglutição limiar (tamanho da partícula e número de ciclos) e a eletromiografia do músculo masseter. O desempenho mastigatório com aparelhos ortodônticos fixos mostrou uma redução significativa no tamanho das partículas após 24 horas de uso do aparelho. A mastigação foi totalmente recuperada 30 dias após instalação/ativação do aparelho. A força máxima de mordida apresentou redução significativa após uma semana de uso do aparelho ortodôntico fixo. Portanto, com base em níveis de evidência baixos a muito baixos, uma redução transitória da mastigação durante as primeiras 24 horas de utilização do aparelho fixo, foi mostrada.

Pellizzer e Muench (1998) estudaram a força de mordida relacionada a próteses parciais removíveis inferiores. O estudo foi realizado em pacientes portadores de próteses parciais removíveis inferiores classe I, II ou III. Worner (1939) verificou que os dentes naturais apresentavam força de mordida 4 vezes maiores do que as dentaduras. Howell e Manly (1948) encontraram no nível dos molares, valores de 450 a 990N e na região incisal, 140 a 250N. Garner e Kotwal (1973) registraram 194N em homens e 153N em mulheres. Nakajima *et al.* (1988), em grupo normal, encontraram um valor máximo de 510N. Bakke *et al.* (1989) em grupo controle encontraram 480N. Waltimo e Kononen (1994) relacionando a área periodontal à força de mordida, encontrou 910N na região dos molares e 570N na região dos pré-molares. Widmork *et al.* encontraram 360N. Enquanto alguns autores se preocuparam com a força de mordida, outras se preocuparam com a força de mastigação ou ambas ao mesmo tempo. Para Fields *et al.* (1986) e Hagberg (1987) as forças de mastigação são estimadas em torno de 1/3 das forças de mordida.

Kurusu *et al.* (2009) estudaram a relação clínica entre a força oclusal e a morfologia mandibular condila. A força oclusal é um dos fatores importantes que influenciam o desenvolvimento maxilofacial. Pacientes com distrofia muscular possuem fraqueza muscular e uma estrutura facial peculiar denominada “face longa” caracterizada por excessiva altura facial vertical inferior e mordida aberta. Indivíduos com grande volume de músculo mastigatório tem o chamado “face curta”.

Koc, Dogan e Bek (2010) estudaram a força de mordida e os fatores que influenciam a sua medição. A força de mordida voluntária é um indicador do estado funcional do sistema mastigatório e o nível da força de mordida máxima resulta da ação combinada da elevação do músculo da mandíbula modificado pelo biomecanismo da mandíbula e mecanismo reflexo. A medida da força de mordida pode prover dados úteis para avaliação da atividade e função muscular da mandíbula. Ele é também um valor associativo na avaliação da performance de dentaduras. Avanços tecnológicos em processamento e detecção de sinal tem melhorado a qualidade da informação extraída sobre medidas de força de mordida. Entretanto essas medidas são difíceis, e a confiança dos resultados depende de um número de fatores, como fatores fisiológicos e morfológicos, dispositivos de gravação e técnicas, diferentes posições dos dispositivos na arcada dentária, medidas unilaterais ou bilaterais. Portanto deve-se ter cuidado quando comparar os valores da força de mordida relatados em pesquisas. A grande variação no valor da força de mordida depende de muitos fatores relacionados com a anatomia e características fisiológicas do indivíduo. Além desses fatores, a exatidão e a precisão dos valores de força de mordida são afetadas pelas características mecânicas do sistema de gravação da força de mordida. A seguir estão descritas algumas dessas variáveis.

- Morfologia craniofacial

A força de mordida reflete a geometria do sistema de alavanca da mandíbula. Pereira *et al.* (2007) encontraram uma correlação negativa entre força de mordida e a inclinação da mandíbula. O biotipo de face longa da morfologia craniofacial foi associado com valores pequenos da força de mordida. Os mesmos pesquisadores também sugeriram uma correlação significativa entre força de mordida e espessura muscular. Farella *et al.* (2003) declararam que o músculo masseter são mais grossos em sujeitos de face curta do que os sujeitos normais de face longa. Assim, parece que pessoas com rosto curto exibem uma força de mordida forte.

- Idade

O processo de envelhecimento normal pode causar a perda da força muscular. De fato, a força de fechamento da mandíbula aumenta com a idade e cresce, fica praticamente constante de 20 a 40 anos ou 50 anos de idade, e então declina. Em crianças com dentição permanente entre as idades de 6 a 18 anos, a força de mordida tem sido correlacionada significativamente com a idade. Embora a correlação entre idade e força de mordida parece ser significativa, pode-se supor que o efeito da idade na força de mordida é relativamente pequeno.

- Gênero

A força de mordida máxima é maior nos homens do que nas mulheres, devido provavelmente ao grande potencial muscular dos homens. Ferrario *et al.* (2004) explicaram que

valores de força de mordida maiores nos homens se deve ao maior tamanho do dente. Um dente maior apresenta uma área de ligamento periodontal maior, isto pode fornecer uma força de mordida maior.

- Desordem temporomandibular (DTM) e dor

DTM refere a sinais e sintomas associados com dor e distúrbios funcional-estrutural do sistema mastigatório especialmente do temporomandibular e do músculo mastigatório ou ambos. A força de mordida afeta a eficiência muscular e o desenvolvimento da função mastigatória, assim a medição da força de mordida pode ser um método adicional útil para compreender a função mastigatória em pacientes com doenças orofaciais. Muitos autores encontraram força de mordida significativamente menor em pacientes com DTM do que em pacientes saudáveis do grupo controle. Eles consideram que a presença de dor no músculo mastigatório e/ou a presença de inflamação na *temporomandibular joint* (TMJ), pode desempenhar um papel na limitação da força máxima de mordida. Kogawa *et al.* (2006) declararam que a mais frequente causa para a limitação da força de mordida é a dor na TMJ. Pizolata *et al.* (2007) encontraram uma correlação positiva entre o decréscimo da força de mordida e a sensibilidade muscular, e a dor na TMJ.

- Estado de dentição

O estado de dentição constituído por obturações dentárias, dentaduras, posição e número de dentes é um importante fator no valor da força de mordida. Existe uma correlação positiva entre a posição e o número de dentes entre ambos máxima e submáxima força de mordida. O número de dentes e contato oclusal parece ser um importante parâmetro afetando a máxima força de mordida. Quando o nível da máxima força de mordida aumenta de 30% para 100%, a área de contato oclusal dobra. Bakke *et al.* (1990) sugeriram que o número de contatos oclusais é um forte determinante da ação do músculo e da força de mordida, mais do que o número de dentes. Kampe *et al.* (1987) analisaram medidas da força de mordida oclusal em sujeitos com e sem obturações dentárias no molar e dente incisivo. Sujeitos com obturações dentárias mostraram significativa baixa força de mordida na região do incisivo. Miyaura *et al.* (2000) compararam máxima força de mordida em indivíduos com prótese total, prótese parcial fixa, prótese parcial removível e grupos com todos os dentes naturais. Indivíduos com dentes naturais mostraram maior força de mordida, enquanto grupo de prótese parcial fixa, prótese parcial removível e prótese total apresentaram 80%, 35% e 11% de força de mordida, respectivamente.

Flanagan *et al.* (2012) observaram que a força de mordida pode auxiliar no diagnóstico do implante dentário: determinar o tamanho do implante dentário, o número de implantes e o desenho da prótese, a fim de restaurar o edentulismo parcial. Implantes dentários são utilizados



para permitir a restauração de funções fisiológicas dos pacientes. A seleção do tamanho do implante e desenho protético é influenciado pela capacidade da força da mandíbula do paciente. Assim, conhecendo a capacidade da força de mordida do paciente, a princípio pode auxiliar o implantodontista a garantir um resultado de tratamento favorável. Cada paciente tem uma força de mordida individual máxima, que pode influenciar a localização, tamanho, número de implantes e desenho protético. O conhecimento da força mandibular máxima permite ao clínico determinar o tratamento adequado para prevenir falhas após carregar a prótese definitiva. Pacientes não produzem consistentemente e confiadamente a mesma força de mordida máxima. Assim, a medida exata verdadeira será acadêmica.

Conforme Flanagan *et al.* (2012), medindo a força da musculatura da mandíbula de um paciente recebendo um implante dental, permite ao clínico realizar cálculos para prever a viabilidade da carga imediata. Se o paciente possui uma força de mordida forte, então o paciente não necessita de uma prótese imediata. Mas, se o paciente apresenta uma força de mordida fraca, então é adequado utilizar uma prótese.

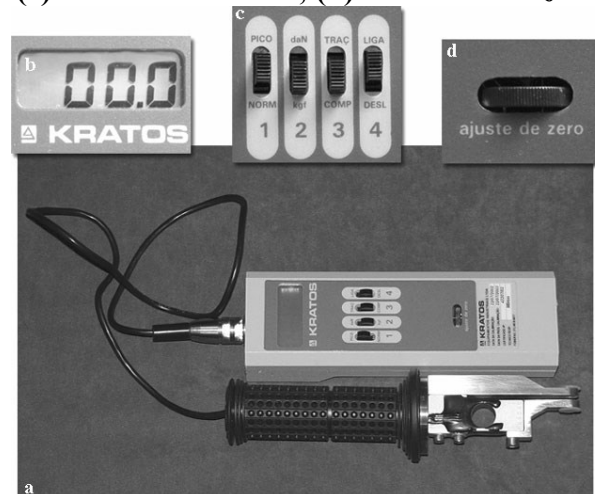
Schimmel *et al.* (2010) avaliaram a função de mastigação e a força de mordida em pacientes com acidente vascular cerebral (AVC). Funções orofaciais são frequentemente afetadas pelo AVC, mas pouco se sabe sobre a natureza e extensão do dano na mastigação. Neste estudo foi testado a eficiência mastigatória, a força de mordida máxima e a retração da força labial. A eficiência da mastigação apresentou redução significativa em grupos com AVC e foi relacionado tanto ao estado de dentição e a força dos lábios medida com placas labiais de tamanho de pequeno e médio porte. A eficiência da mastigação é severamente afetada pelo AVC. A eficiência da mordida requer não somente dentição adequada e atividade muscular mastigatória, mas também depende de movimento, força e coordenação da língua, bochecha e músculo dos lábios, que são essenciais para formar o bolo alimentar e realocar entre a superfície oclusal antes de cada mastigada. Consequentemente, a paralisia da face e do nervo trigêmeo ou lesão de sua área de representação podem contribuir para a redução do desempenho mastigatório. Em ambos os grupos de pacientes e grupo de controle, não apresentaram diferenças significativas na força máxima de mordida. Entretanto a eficiência de mastigação e força dos lábios foram reduzidas significativamente em pacientes com AVC. A taxa de fluxo salivar provavelmente influenciou na eficiência da mastigação. A mastigação usa apenas uma fração da força máxima de mordida disponível. Portanto, ela geralmente não é um bom preditor da eficiência de mastigação. Assim, a eficiência mastigatória e a força máxima dos lábios são severamente afetadas pelo AVC. Entretanto, a força de mordida não apresentou alterações.

## 2.5 Estado da arte

Segundo Koc, Dogan e Bek (2010), pesquisas relacionadas focando a força de mordida datam de 1681, quando Borelli projetou um Gnatodinamômetro. Black fez seu primeiro experimento científico de força de mordida em 1893. Desde então, esses dispositivos evoluíram variando de simples molas até dispositivos eletrônicos complexos. Atualmente, dispositivos eletrônicos sensíveis são utilizados. Instrumentos modernos baseiam-se na ação da resistência elétrica de extensômetros, sendo capazes de registrar níveis de força na faixa de 50 a 800N. Gnatodinamômetros têm sido utilizados para medir a força de mordida por muito tempo e alguns investigadores utilizam extensômetros montados em dinamômetro para fazer gravações, surgindo o dinamômetro digital.

Kogawa *et al.* (2006) avaliaram a força de mordida máxima em pacientes de disfunção temporomandibular usando um dinamômetro digital (modelo IDDK) com capacidade de 1000N e garfo de mordida com 14,6 mm de altura. Em seu estudo, a média da força de mordida máxima em indivíduos de controle foi de 338 N, valor semelhante ao de outros estudos. A Figura 16 mostra o dinamômetro digital (módulo IDDK).

**Figura 16 - (a) Gnatodinamômetro; (b) Display de LCD; (c) Painel de controle; (d) botão de 'set zero'**

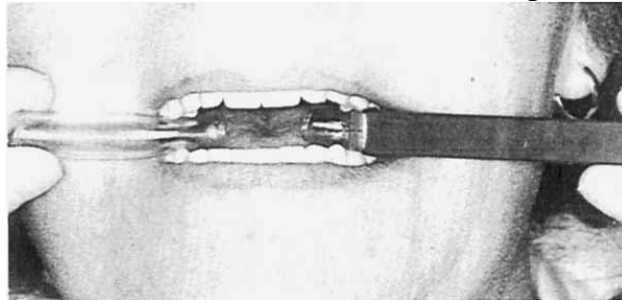


Fonte: Kogawa, 2006

Conforme Koc, Dogan e Bek (2010), o filme piezoelétrico sensível à deformação também tem sido empregado como um sistema de gravação de detecção de força. A deformação do filme piezoelétrico gera um sinal elétrico, que varia com a força aplicada sobre ele. Devido ao sinal elétrico gerado ser uma carga elétrica muito pequena, um amplificador foi projetado

para amplificar o sinal piezoelétrico. Lasilla *et al.* (1985) utilizaram um dispositivo (Figura 17) em que a corrente era enviada para um gravador digital, e o valor poderia ser lido diretamente, ou com a ajuda de um gravador gráfico. Baba *et al.* (2003) e Takeuchi *et al.* (2001) conectaram o detector diretamente a um amplificador, em seguida a um circuito de detecção de limiares e a partir daí o sinal de saída foi enviado para um computador.

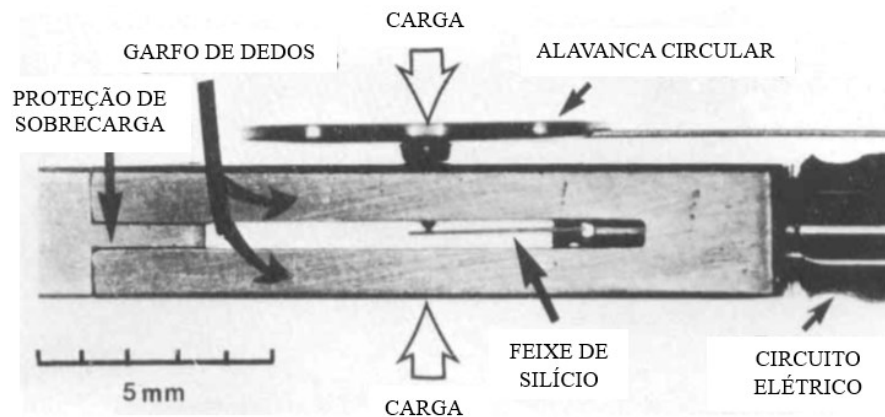
**Figura 17 - Medição da força de mordida com garfo de mordida e estabilização contralateral com tubo plástico**



Fonte: Lasilla, 1985

Floystrand *et al.* (1982) introduziram um gravador de força de mordida em miniatura. Um semicondutor na forma de uma barra de silício servia como uma unidade sensorial. Cargas no sensor produziam uma alteração proporcional nos dois resistores levando a mudanças elétricas no circuito. O teste de calibração mostrou que as forças de mordida na faixa de 10 a 1000N têm boa confiabilidade. A Figura 18 e a Figura 19 mostram o dispositivo e a aplicação clínica do dispositivo, respectivamente.

**Figura 18 - Unidade sensorial. Feixe de silício visível antes do uso de selante de borracha**



Fonte: Adaptado de Floystrand, 1982

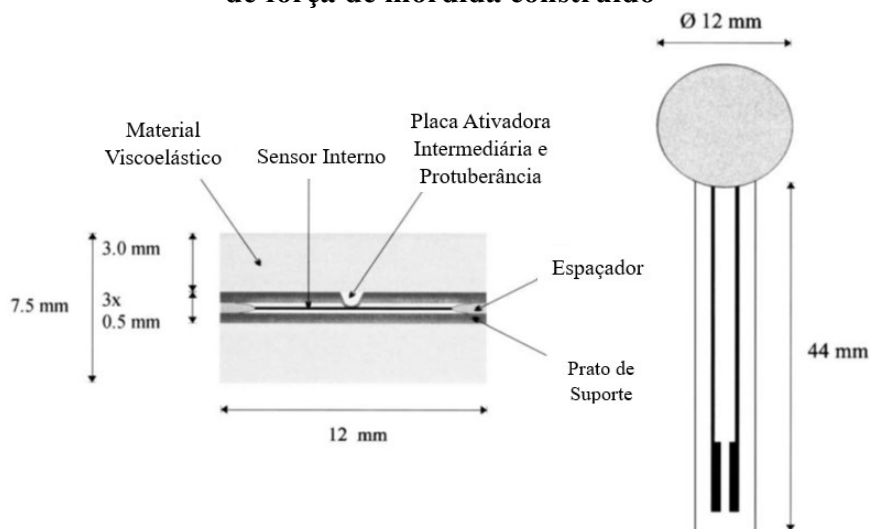
**Figura 19 - Aplicação clínica do gravador da força de mordida**



Fonte: Floystrand, 1982

Fernandes *et al.* (2003) utilizaram um sensor resistivo a pressão de polímero condutor. Tinha um diâmetro de 12 mm e a espessura de 0,25 mm e consistia em dois eletrodos de condução interdigitados em uma folha termoplástica que ligava a uma segunda folha revestida com uma tinta polieteramida semicondutora. A Figura 20 mostra um esquemático do dispositivo.

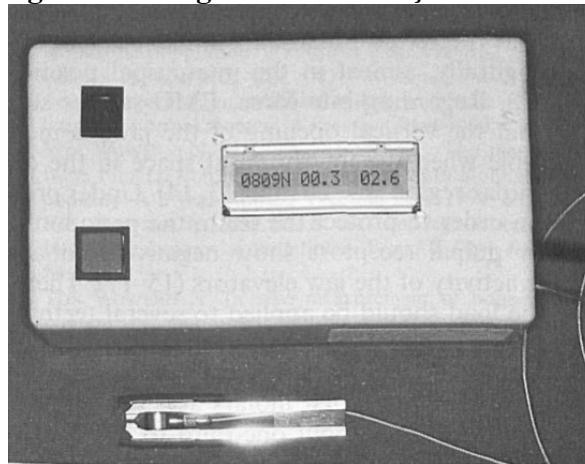
**Figura 20 - Visão esquemática e dimensões do sensor de força de mordida construído**



Fonte: Adaptado de Fernandes, 2003

Segundo Koc, Dogan e Bek (2010), um transdutor de força de quartzo também serviu como uma unidade sensorial na qual os resultados da ação de aperto são mostrados em um *display* de cristal líquido (LCD). Waltimo e Könönen (1993) relataram que as forças de mordida na faixa 113-1692 N poderiam ser gravadas com boa confiabilidade com este dispositivo. A Figura 21 mostra o registrador de força de mordida.

**Figura 21 - Registrador de força de mordida**



Fonte: Waltimo, 1993

Conforme Koc, Dogan e Bek (2010), o dispositivo de gravação mais amplamente aceito é o transdutor de força de mordida com base em extensômetros, estando disponíveis em diferentes alturas e larguras. Ferrario *et al.* (2004) e Kogawa *et al.* (2006) mediram a força de mordida com extensômetros de 4 mm altura e 5x7 mm de largura.

Segundo Koc, Dogan e Bek (2010), outro dispositivo de gravação é o sistema de *Dental Pre Scale* (Figura 22) que consiste em uma ferradura em forma de lâmina de mordida de um filme sensível à pressão, e um sistema de varredura computadorizada habilitado para analisar as forças aplicadas. Quando a força é aplicada no contato oclusal, uma cor graduada é produzida por uma reação química. Os *Pressure-sensitive foils* (PSF) são analisados no *scanner* oclusal. O scanner lê a área e a intensidade da cor dos pontos vermelhos para avaliar a área de contato oclusal e a pressão. Por fim, ele calcula automaticamente as cargas oclusais.

**Figura 22 - Dispositivo *Dental Pre Scale***

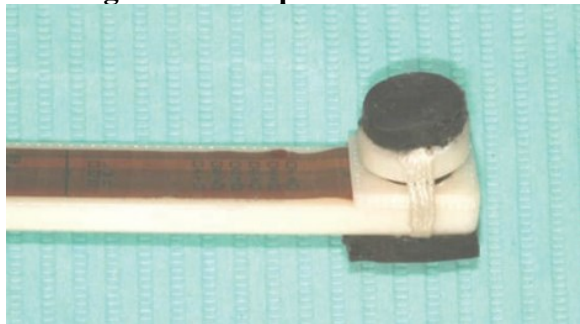


Fonte: Ando, 2009

De acordo com Koc, Dogan e Bek (2010), existem dois tipos de folhas sensíveis à pressão: Tipo R (97  $\mu\text{m}$  de espessura) e tipo W (cerca de 800  $\mu\text{m}$  de espessura). Cada tipo de folha é ainda subdividido em dois subtipos, 30 H e 50 H. A folha de 30 H é utilizada para uma faixa de 2,94 MPa a 12,75 MPa, e a folha 50H para um intervalo de 4,91 MPa a 117,72 MPa.

Conforme Flanagan et. al (2012), o dispositivo *Silver Ink* age como um resistor no circuito. A resistência decresce com o aumento da carga possibilitando uma medida acima de 4400N. A mudança na resistência não é linear, mas a condutância eletrônica é linear. O sensor é conectado a um multímetro para detectar a variação da resistência. A Figura 23 mostra o dispositivo *Silver Ink*.

**Figura 23 - Dispositivo *Silver Ink***



**Fonte: Flanagan, 2012**

Shinogaya *et al.* (2000) compararam a carga oclusal total medida com PSF e o transdutor com extensômetro convencional unilateral (UT). Forças máximas de mordida foram registradas com o transdutor de extensômetro posicionados nos primeiros molares inferiores, com abertura de mordida de 6-7 mm. O *Dental Pre Scale* 50 H tipo R registrou a máxima força de mordida na posição intercúspide. A fina folha sensível à pressão possibilita o cálculo da força de mordida de cada dente em gravações com distúrbio mínimo para a oclusão. No tipo convencional deste sistema onde a força total de fechamento da mandíbula é medida em pontos específicos na dentição, a oclusão é distorcida pela inevitável separação da mandíbula e reduz o suporte oclusal causado pelo equipamento. Algumas diferenças entre a força máxima total UT e a força máxima de PSF foram explicadas por uma limitação técnica no aparelho de escaneamento computadorizado do sistema de *Dental Pre Scale*. Contudo, apesar da diferença nos valores absolutos da força de fechamento, a força máxima total medida pelo PSF e o a força do UT estavam correlacionadas; a força total medida pelo PSF, a força medida pelo PSF no primeiro mandibular e a força UT foram registradas como 1109 N, 148 N e 553 N respectivamente. De acordo com Shinogaya *et al.* (2000), um sistema de medição de força de mordida como o *Dental Pre Scale System* usando um filme fino sensível à pressão (aproximadamente 0,1 mm) é superior aos sistemas de medição comuns usando transdutor de extensômetro. Este resultado

foi explicado por dois fatores: primeiro, a força da mordida pode ser medida perto da posição intercúspide, que provê uma melhor oportunidade de estimar a força da mordida sob condições naturais; segundo, a distribuição de carga sobre a dentição pode ser avaliada ao mesmo tempo.

Shiga et al. (2020) realizaram a comparação de dois *Dental Prescale System* utilizados para a medição da força oclusal. O objetivo deste estudo foi esclarecer a relação entre esses dois tipos de *Dental Prescale*. Quarenta indivíduos saudáveis foram solicitados para morder ao máximo por cerca de 3 s, e a força oclusal máxima antes e depois da limpeza do *Dental Prescale* foi calculada usando um *Occluzer FPD707* para o *Dental Prescale* (P1) e um sistema de análise de força de mordida para o *Dental Prescale II* (P2). As forças oclusais máximas medidas por P1 e P2 foram comparadas antes e após a limpeza. A seguir, a relação entre a força oclusal máxima de P1 e a força oclusal máxima de P2 foram investigadas. Além disso, foram feitas comparações entre homens e mulheres. As forças oclusais máximas medidas por P1 e P2 foram significativamente maiores nos homens do que nas mulheres. Linearidade significativa foi observada entre as forças oclusais máximas de P1 e P2 (equação linear de regressão:  $y = 1,191x - 30,521$ ,  $r = 0,980$ ,  $p < 0,001$ ). Foi sugerido que havia uma certa relação entre as forças oclusais máximas medidas pela *Dental Prescale* e *Dental Prescale II*, sugerindo que é possível comparar os resultados de ambos aplicando correções por meio de uma equação de regressão.

Conforme Shiga et al. (2020), várias descobertas foram obtidas através de estudos sobre força oclusal máxima, e a força oclusal máxima, utilizando o *Dental Prescale*, tem sido largamente utilizado como um parâmetro importante que pode objetivamente avaliar a função mastigatória. No entanto, o sistema de medição de força oclusal usando a *Dental Prescale* (P1) foi descontinuada em 2008 (*Occluzer FPD707*) e 2012 (*Occluzer FPD709*). Uma vez que este sistema foi amplamente utilizado, desejou-se retomar a produção. Em 2018, foi desenvolvido um novo sistema de medição de força oclusal utilizando a *Dental Prescale II* (P2). Não havendo relação entre as duas forças oclusais, a força medida por P2 deve ser interpretada de forma diferente da força oclusal medida por P1. Por outro lado, se uma relação é conhecida entre ambos, pode ser possível comparar os dois. Portanto, é necessário identificar a relação entre a força oclusal medida pelo novo sistema e o sistema convencional. Após *Dental Prescale* de tamanho apropriado (P1 e P2) terem sido selecionadas, estes foram inseridos na cavidade oral para que toda a dentição possa caber no filme. A força oclusal máxima após a limpeza foi significativamente menor do que antes da limpeza tanto para P1 quanto para P2. A taxa de redução da força oclusal foi de 4,1% para P1 e 25,9% para P2. A razão para esta diferença pode ser devido às diferentes espessuras das *Dental Prescales*. Sendo P2 (150  $\mu\text{m}$ ) mais espesso que P1 (100  $\mu\text{m}$ ), é mais provável que cause contato ao usar P2, mesmo quando nenhum contato

ocorre usando P1. Também é possível que o sistema P2 detecte um menor desenvolvimento de cores em comparação com o sistema P1 devido à tecnologia eletrônica mais avançada de P2. Houve uma correlação positiva significativa entre as forças oclusais medidas por P1 e P2. Portanto, é possível comparar as forças oclusais medidas por P1 e P2 aplicando uma correção usando a equação de regressão obtida neste estudo. Com base no fato de que a presença ou ausência de dentes tem um forte efeito sobre a força oclusal, é necessário fazer comparações com o mesmo estado oclusal para esclarecer se existe uma diferença na força oclusal máxima conforme o gênero.

Fernandes *et al.* (2003) compararam a força de mordida usando um garfo de mordida com extensômetro e um sensor resistivo a pressão de polímero condutor (resistor sensível a força). Os valores de força de mordida obtidos a partir destes dois dispositivos têm demonstrado estatisticamente, diferenças significativas nos níveis da força de mordida variando de 50 a 300N. A confiabilidade do sensor para registrar níveis de força reprodutíveis entre duas séries de carregamento foi de 93%. Os resultados dos testes de carregamento *in situ* mostraram que o novo sensor de força de mordida é capaz de registrar forças intraorais com suficiente exatidão e precisão clínicas. No entanto, os investigadores apontaram alguns problemas associados com sensor de força de mordida: o mais importante deles é a não linearidade e a taxa de carga, propriedades dependentes do sensor, que poderia ser explicado em parte por um certo grau de não linearidade do resistor de detecção de força e danos da superfície do material do sensor. Outros estudos usando resistor de detecção de força também relataram a presença de histerese e relações não lineares.

Segundo Subramanian, Girisa e Ifzah (2016), existe uma variedade de métodos para medir a força de mordida humana, como o dispositivo de mola que utiliza a força de compressão a fim de registrar a força de mordida. O transdutor de folha mais avançado, baseia-se no princípio piezoelétrico: *Dental Prescale*. Entretanto em vários destes dispositivos, o elemento de mordida é construído de um material rígido, tornando difícil medir com precisão a força de mordida em crianças. Para solucionar esse problema, foi utilizado um medidor de força de mordida portátil consistindo de um dispositivo de pressão hidráulico e um elemento de mordida feito de material de vinil envolto em um tubo de plástico descartável.

Segundo Subramanian, Girisa e Ifzah (2016), outra ferramenta altamente sofisticada e disponível comercialmente é o sistema de análise oclusal computadorizado (Tekscan) que tem sido utilizado em pesquisas centradas em análise oclusal e com indicadores oclusais em implantodontia, odontologia estética, bem como distúrbios da articulação temporomandibular. No entanto, a limitação de usar esse dispositivo é seu alto custo.



### 2.5.1 Tabela comparativa dos dispositivos

A Tabela 1 apresenta a comparação entre alguns dispositivos medidores de força de mordida.

PRODUTO	CAPACIDADE	FORÇA DE MORDIDA	TRANSDUTOR	MARGEM DE ERRO	OBSERVAÇÃO
<i>Flexforce force transducer</i> (Tekscan)	Acima de 4000N	500 a 1500N	<ul style="list-style-type: none"> <li>sensor piezoelétrico</li> <li>a tinta prateada atua como resistor no circuito</li> </ul>	1,2 a 3,6%	<ul style="list-style-type: none"> <li>a condutância é linear</li> <li>opera de -9 a 60°C</li> <li>mordedor coberto com plástico Neoprene</li> <li>não registra os dados</li> </ul>
Dispositivo de Floystrand	10 a 1000N	400 a 600N	<ul style="list-style-type: none"> <li>semicondutor na forma de feixe de silício com resistores planares</li> </ul>	4%	<ul style="list-style-type: none"> <li>mordedor coberto com teflon de espessura 0,1mm e Ø de 7,5mm</li> <li>registra os dados</li> <li>modesta variação da confiabilidade com a temperatura</li> <li>display de LCD</li> <li>registra forças de 50% a 75%</li> <li>célula de carga feita com aço não duro, espessura 14mm e largura 12mm</li> <li>mordedor coberto com placa de borracha de espessura 2mm</li> </ul>
Dispositivo de Waltimo	113 a 1692N	216 a 740N	<ul style="list-style-type: none"> <li>crystal de quartzo Kistler, tipo 9001</li> </ul>	Desvio padrão de 2,5 a 10,57	<ul style="list-style-type: none"> <li>a resistência decresce com o aumento da pressão</li> <li>folhas termoplásticas isolam o sensor</li> <li>mordedor coberto com material de silicone</li> <li>presença de certo grau de histerese</li> <li>registra os dados</li> <li>possui um garfo de mordida</li> <li>célula de carga com alta precisão</li> <li>mostrador digital de cristal líquido de 3 dígitos</li> </ul>
Dispositivo de Fernandes	20 a 550N	28 a 300N	<ul style="list-style-type: none"> <li>sensor piezoresistivo de polímero condutor circular com espessura 0,25mm e Ø 12mm</li> <li>sensor extensômetro</li> </ul>	93% de confiança	<ul style="list-style-type: none"> <li>ferradura em forma de lâmina de mordida</li> <li>sistema de varredura computadorizada</li> <li>cor graduada é produzida por uma reação química. A intensidade da cor e área avaliam a área de contato oclusal e pressão</li> <li>calcula automaticamente a carga oclusal</li> <li>registra os dados</li> </ul>
IDDK (Kratos)	1000N	300 a 600N	<ul style="list-style-type: none"> <li>filme fino sensível a pressão</li> </ul>	-	
<i>Dental Prescale</i> (Fujifilm)	2,94MPa a 117,72MPa	média 664N		-	

Fonte: Elaborada pela autora com dados extraídos dos artigos, 2023

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O Gnatodinamômetro é um dispositivo que foi desenvolvido para aquisição e tratamento de sinais, a fim de medir a força de mordida de seres humanos. A grandeza física a ser medida neste projeto é a força, em newton. Essa grandeza é medida utilizando-se extensômetros. O valor da resistência do extensômetro varia conforme a força de mordida do paciente é aplicada, conseqüentemente alterando a tensão na Ponte de *Wheatstone*. Devido ao baixo valor de tensão fornecido pela Ponte de *Wheatstone* (da ordem de mV), foi necessário utilizar o amplificador de sinal INA 125 da *Texas Instruments*. O sinal amplificado é enviado ao Arduino Nano, onde é realizada a digitalização e o processamento do sinal a fim de ser visualizado no *display* de LCD 16x2 I<sup>2</sup>C. Os dados obtidos são armazenados no cartão micro SD na forma de relatórios individualizados para cada paciente, para posterior análise do profissional da saúde.

Testes foram realizados a fim de selecionar o tipo de extensômetro, bem como para definir a configuração da Ponte de *Wheatstone*. Na sequência foi realizada a elaboração do código e a calibração do dispositivo. Por fim, realizou-se a montagem do dispositivo na placa e na caixa patola.

O dispositivo é composto por: Arduino Nano da *Atmel Corporation* (2021), Ina125 da *Texas Instruments* (2021), extensômetros 120 ohms modelo PA-09-125BA-120-L unidirecional simples da Excel Sensores (2022), Ponte de *Wheatstone*, *display* de LCD 16x2 com I<sup>2</sup>C da *Handsontec* (2021), *Real Time Clock* RTC DS3231 da *Maxim Integrated* (2021) e cartão Micro SD da *Sandisk* (2022).

Segundo Kobayashi (2012), o dispositivo de medição da força de mordida deve assegurar:

- a) suficiente força no dispositivo para resistir a carga máxima estimada;
- b) o transdutor deve caber na boca;
- c) a mordida no transdutor deve ser indolor e confortável.

Conforme a literatura, o valor da força de mordida de criança é na faixa de 500N. Nos adultos esse valor aumenta para 1000N. Inicialmente, pretendeu-se desenvolver um dispositivo para medição de força de mordida até 1000N. Entretanto, testes mostraram que as pontas pivotantes não suportavam esse valor, deformando plasticamente. Assim, obteve-se um dispositivo para medição da força de mordida de até 500N, em crianças.

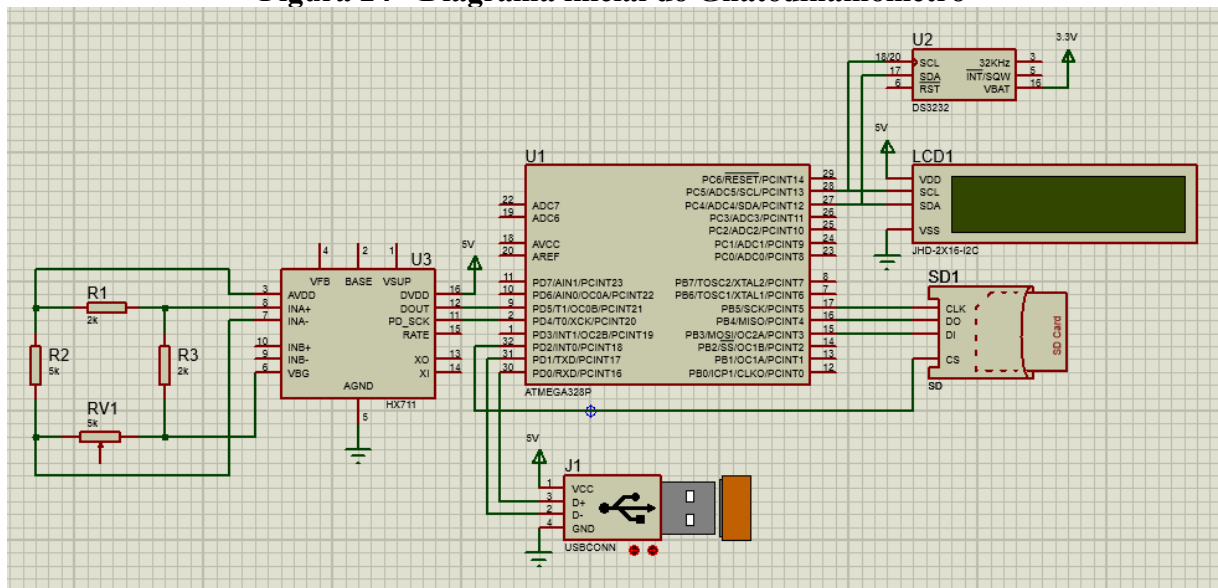
### 3.1 Desenvolvimento do protótipo

Para realização de medições da força de mordida, optou-se por utilizar extensômetros que foram instalados na célula de carga confeccionada com aço inoxidável AISI 420. A força exercida sobre a célula de carga deforma o extensômetro, alterando assim a sua resistência.

Segundo Nilsson J.W. (2015), o extensômetro é um sensor resistivo utilizado para medir deformações em corpos de prova sólidos, quando submetidos a uma força ou pressão.

Como escrito anteriormente, a variação da tensão na Ponte de *Wheatstone* é muito pequena, portanto, fez-se necessária a utilização de um amplificador operacional de instrumentação para amplificar o sinal, a fim de ser detectado por um processador de sinais. Para realizar o processamento do sinal, optou-se por utilizar o Arduino Nano. O diagrama inicial do projeto está representado na Figura 24.

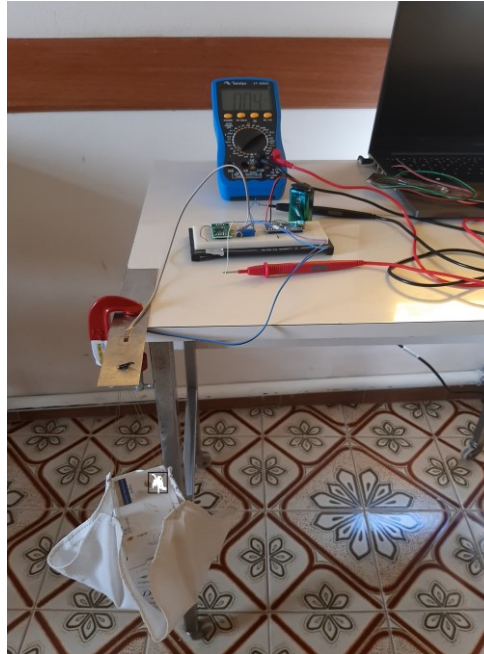
**Figura 24 - Diagrama inicial do Gnatodinamômetro**



Fonte: Elaborado pela autora, 2021

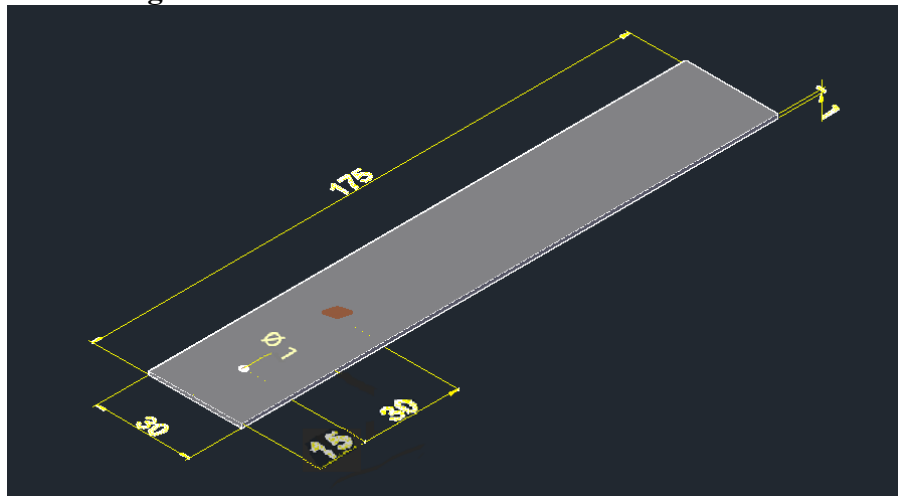
A fim de especificar os extensômetros a serem utilizados neste projeto, foram realizados testes com extensômetros comerciais e extensômetros de nanotubo de carbono. Sensores de 120 ohms foram fixados em lâminas de alumínio e aço inoxidável de dimensões 30 x 175 x 1 mm (Figura 26), e cargas de valores conhecidos foram aplicadas sobre eles, conforme Figura 25.

**Figura 25 - Teste com extensômetro de 120 ohms**



Fonte: Fotografia da autora, 2021

**Figura 26 - Dimensões das lâminas em milímetros**



Fonte: Elaborado pela autora, 2021

Os mesmos testes foram realizados com os extensômetros de 350 ohms e de nanotubo de carbono. Apesar do extensômetro de nanotubo de carbono apresentar maior sensibilidade, foi detectada a presença de histerese. Portanto, foi selecionado o sensor de 120 ohms para realizar a medição da força de mordida, pois demonstrou ter maior sensibilidade, se comparado com o sensor de 350 ohms, conforme item 4.1. Conforme Universidade Virtual do Estado de São Paulo (2021), extensômetros com baixa resistência são menos propensos à corrente parasitária, reduzindo assim o efeito da umidade.

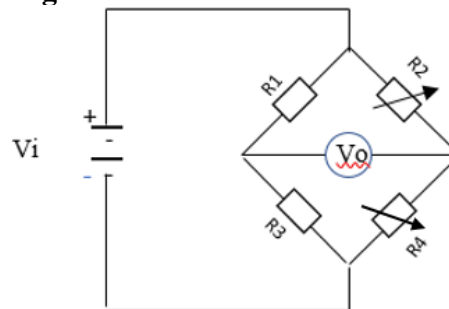
Com o propósito de obter a melhor configuração da Ponte de *Wheatstone*, foram realizados testes em diferentes configurações:  $\frac{1}{4}$  de ponte e  $\frac{1}{2}$  ponte. Segundo Universidade Virtual do Estado de São Paulo (2021), o circuito em meia ponte, com 2 extensômetros configurados de tal forma que um sofra contração e o outro alongamento, compensa o efeito da temperatura. E de acordo com Hoffmann, K. (1974), essa configuração apresenta uma boa resposta linear, conforme demonstra a Equação 1.

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{GF \cdot \epsilon}{2} \quad (1)$$

sendo:  $V_o$  a tensão de saída na Ponte de *Wheatstone*,  $V_i$  a tensão da fonte,  $GF$  o *gauge factor* e  $\epsilon$  a deformação.

Para compor os outros ramos da ponte, optou-se por utilizar resistores de precisão de 120 ohms, por ser um valor próximo ao valor do sensor. Os testes mostraram que a configuração em meia Ponte de *Wheatstone* (Figura 27) pareceu ser a melhor opção, conforme item 4.2.

**Figura 27 - Ponte de *Wheatstone***

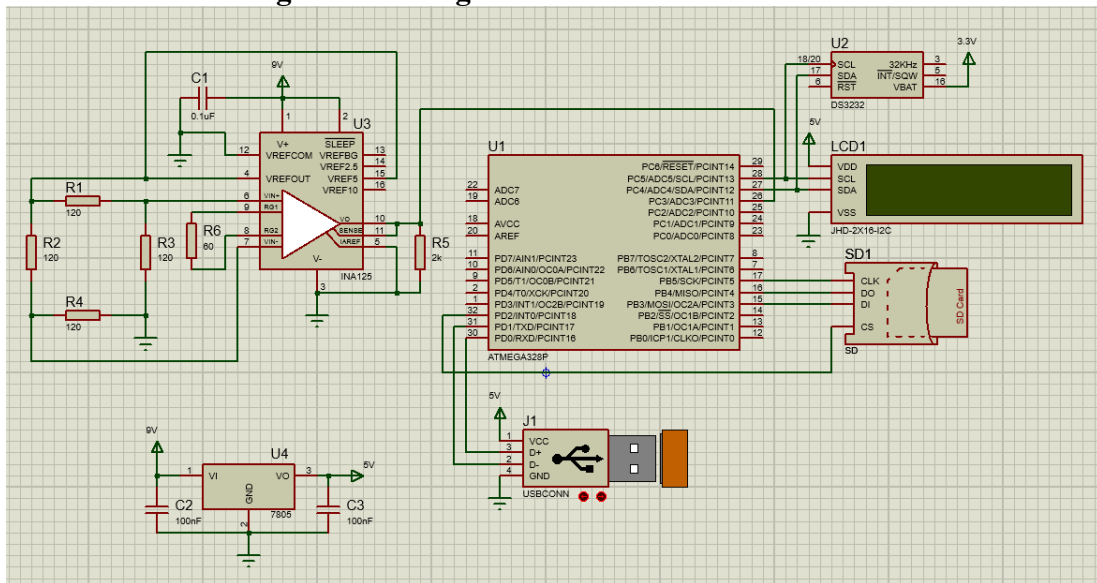


**Fonte: Elaborado pela autora, 2021**

sendo  $R_1$  e  $R_3$  resistores de precisão de 120 ohms,  $R_2$  e  $R_4$  extensômetros de 120 ohms.

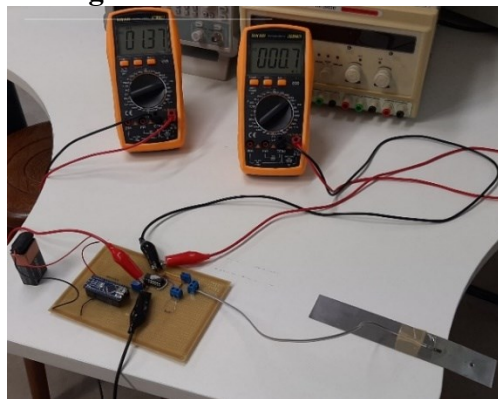
Inicialmente, foram realizados testes com o conversor A/D HX711 para amplificar o sinal oriundo da Ponte de *Wheatstone*. Entretanto, os valores medidos apresentaram muita variação em função da alta sensibilidade a ruídos, possibilitando a interferência. Supõe-se que isso ocorreu devido ao componente ser de 24bits. O HX711 possui uma margem de ganho de 32, 64 e 128, enquanto o amplificador operacional de instrumentação INA 125 da *Texas Instruments* possui uma ampla faixa de ganho de 4 a 10.000, desta forma melhorando a sensibilidade do Gnatodinamômetro. Assim, optou-se por utilizar o INA125 para amplificar o sinal, sendo a conversão analógico/digital realizada pelo Arduino Nano. A Figura 28 mostra o diagrama do dispositivo e a Figura 29 mostra o teste realizado com o INA 125.

**Figura 28 - Diagrama do Gnatodinômetro**



Fonte: Elaborado pela autora, 2022

**Figura 29 - Teste do INA 125**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

O Arduino Nano foi selecionado para este projeto, por ser compacto (reduzindo desta forma o tamanho do dispositivo) e ter as mesmas propriedades do Arduino Uno, a um custo reduzido. O código do dispositivo foi desenvolvido na plataforma IDE do Arduino e trechos do código estão apresentados na Figura 30. A fim de otimizar as portas digitais do Arduino Nano, foi utilizado o *display* de LCD 16 x 2 com I<sup>2</sup>C. Nele, são utilizados 1 pino para dados seriais (SDA) e 1 pino para *clock* serial (SCL). Na geração do relatório, optou-se por utilizar o módulo *Real Time Clock* DS 3231 por apresentar boa precisão no registro da data e da hora em que as medições são realizadas. Os dados das medidas de força de mordida são armazenados no cartão micro SD.

Devido ao fato da fonte de 5V do Arduino Nano apresentar muito ruído e não ser estável, optou-se por utilizar uma bateria de 9V para alimentação do INA 125, e um regulador de tensão 7805 para alimentar os demais componentes. Desta forma, a bateria de 9V fornece maior

estabilidade ao sistema e proporciona autonomia ao dispositivo para ser utilizado em locais onde a energia elétrica é escassa.

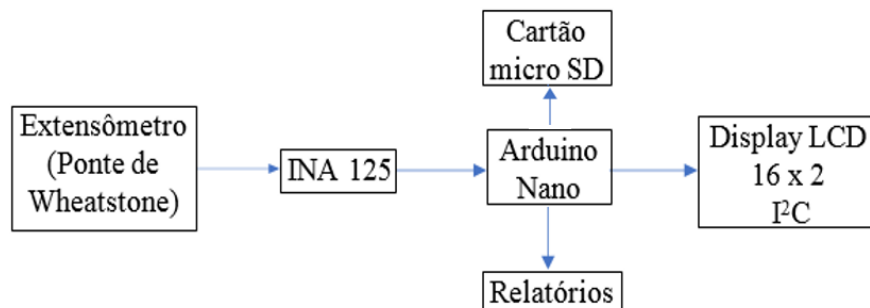
**Figura 30 - Trecho do código do Gnatodinamômetro**

```
#include<Wire.h>
#include<LiquidCrystal_I2C.h>
#include "SdFat.h"
#include<SPI.h>
#include <DS3231.h>
#define SD_CS_PIN 04
//-----
const byte botao_cancelar_finalizar = 2, botao_medida = A3;
//-----
float maximo=0, media=0, force=0;
unsigned int adc=0;
byte n_medicao=0,n_paciente=1, n_dente=0,i=0,iniciar_medida=0;
byte estado_atual_descida1 = 0, estado_ant_descida1 = 1;
byte estado_atual_descida2 = 0, estado_ant_descida2 = 1;
//-----
File File1;
SdFat SD;
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2);
DS3231 rtc(SDA,SCL);
//-----
void setup() {
  //-----
  pinMode(botao_cancelar,INPUT_PULLUP);
  pinMode(botao_medida,INPUT_PULLUP);
```

Fonte: Elaborado pela autora, 2022

Neste projeto, aplica-se a lei de Hooke que refere à deformação elástica. A deformação do extensômetro causará a variação da corrente, que por sua vez variará a tensão da Ponte de *Wheatstone*. Essa tensão será convertida em newton, obtendo desta forma, a força de mordida do paciente. O fluxograma do circuito está apresentado na Figura 31.

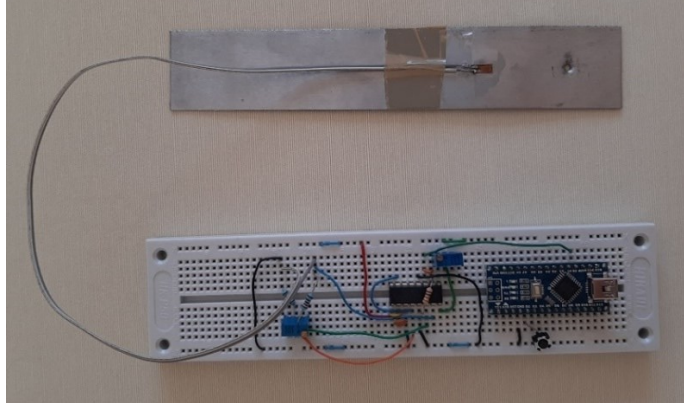
**Figura 31 - Fluxograma do dispositivo**



Fonte: Elaborado pela autora, 2021

A montagem inicial do protótipo foi feita no *protoboard* (Figura 32), onde foram realizados os testes para selecionar o tipo do sensor a ser utilizado, bem como os testes para configuração da Ponte de *Wheatstone*.

**Figura 32 - Montagem do protótipo no *protoboard***



Fonte: Fotografia da autora, 2022

### 3.1.1 *Curva de resposta do dispositivo*

O ajuste de ganho do INA 125 foi obtido aplicando-se uma carga de 500N na célula de carga e variando-se o resistor de ganho  $R_g$  do INA 125, a fim de obter 5V na saída do amplificador operacional de instrumentação. O ganho obtido foi de aproximadamente 1000, com  $R_g = 60$ . A Figura 33 mostra a bancada de testes e a Figura 34 mostra o croqui da bancada de testes.

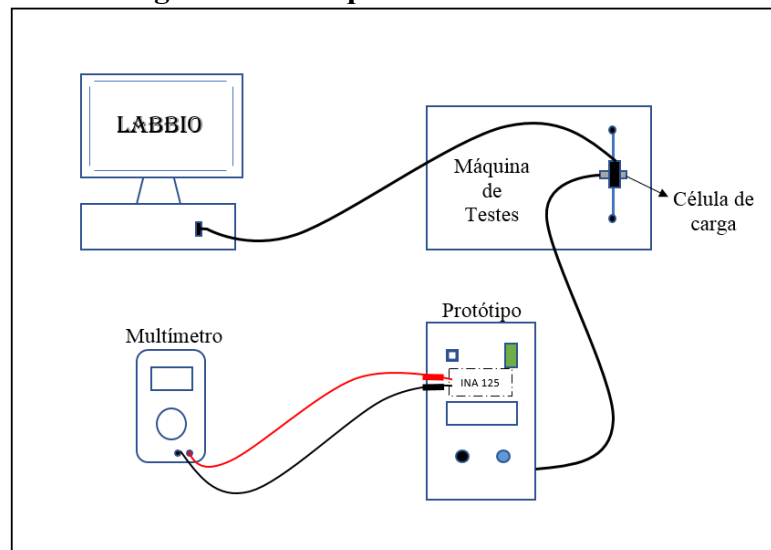
**Figura 33 - Bancada de testes**



Fonte: Fotografia da autora, 2022



**Figura 34 - Croqui da bancada de testes**



Fonte: Elaborado pela autora, 2023

Após o ajuste do ganho, traçou-se a curva de resposta do dispositivo, aplicando-se cargas de valores conhecidos na célula de carga e medindo-se o valor da tensão na saída do amplificador INA 125. Para realizar o ajuste da curva de resposta do Gnatodinamômetro, utilizou-se o Método dos Mínimos Quadrados do MSExcel, obtendo-se a Equação 2. A tabela com as medições realizadas e o ajuste da curva de resposta encontram-se em Resultados e Discussão, no Capítulo 4.

$$y = 99,467x - 8,4343 \text{ e } R^2 = 0,9981 \quad (2)$$

sendo  $y$  o valor da força de mordida (em newtons) e  $x$  o valor da tensão (em volts) na saída  $V_0$  do INA 125.

O sinal enviado ao Arduino Nano é um sinal analógico, que é convertido em um sinal digital de 0 a 1023 a fim de ser processado. Sabendo-se que 5V equivale a 1023 ( $2^N-1$ ) e utilizando-se a regra de três, obtemos a Equação 3.

$$x = \frac{5 \cdot adc}{1023} \quad (3)$$

Substituindo (3) em (2) obtemos a Equação 4 que fornecerá o valor da força de mordida em newton.

$$\text{Força} = 99,467 * \left( \frac{5 \cdot adc}{1023} \right) - 8,4343 \quad (4)$$

### 3.1.2 Intervalo de Confiança

Segundo Spiegel (1969), sejam  $\mu_S$  e  $\sigma_S$  a média e o desvio padrão da distribuição amostral de uma estatística  $S$ , respectivamente. Se a distribuição amostral de  $S$  é aproximadamente normal, pode-se esperar que se encontre uma estatística amostral real  $S$ , situada nos intervalos de  $\mu_S - \sigma_S$  a  $\mu_S + \sigma_S$ , de  $\mu_S - 2\sigma_S$  a  $\mu_S + 2\sigma_S$ , ou de  $\mu_S - 3\sigma_S$  a  $\mu_S + 3\sigma_S$ , aproximadamente em 68,27%, 95,45% e 99,73% de vezes, respectivamente. De modo equivalente, pode-se esperar, ou estar confiante de encontrar-se  $\mu_S$  nos intervalos de  $S - \sigma_S$  a  $S + \sigma_S$ , de  $S - 2\sigma_S$  a  $S + 2\sigma_S$  ou de  $S - 3\sigma_S$  a  $S + 3\sigma_S$  aproximadamente em 68,27%, 95,45% e 99,73% de vezes, respectivamente. Desta forma, esses intervalos serão denominados intervalos de confiança de 68,27%, 95,45% e 99,73% respectivamente, para avaliação de  $\mu_S$ . Os números extremos desses intervalos ( $S \pm \sigma_S$ ,  $S \pm 2\sigma_S$ ,  $S \pm 3\sigma_S$ ) são denominados limites de confiança de 68,27%, 95,45% e 99,73%, respectivamente.

De acordo com Spiegel (1969), de modo semelhante  $S \pm 1,96\sigma_S$  e  $S \pm 2,58\sigma_S$  são limites de confiança de 95% e 99% (ou 0,95 e 0,99) para  $S$ . A percentagem de confiança é frequentemente denominada nível de confiança. Os números 1,96 e 2,58 dos limites de confiança são denominados coeficientes de confiança ou valores críticos, e representados por  $z_c$ . Os coeficientes de confiança podem ser deduzidos dos níveis de confiança e reciprocamente.

#### 3.1.2.1 Estimativas do intervalo de confiança das médias

Segundo Spiegel (1969), a estatística  $S$  é a média amostral  $M$ , então os limites de confiança de 95% e 99% para estimação da média populacional  $\mu$ , são dados por  $M \pm 1,96\sigma_M$  e  $M \pm 2,58\sigma_M$ , respectivamente. De um modo geral, os limites de confiança são dados por  $M \pm z_c\sigma_M$ , onde  $z_c$  depende de um determinado nível de confiança particularmente desejado. Para um determinado valor de  $\sigma_M$ , verifica-se que os limites de confiança, para a média populacional são dados pela Equação 5 para o caso da amostragem de uma população infinita ou tirada com reposição de uma população finita.

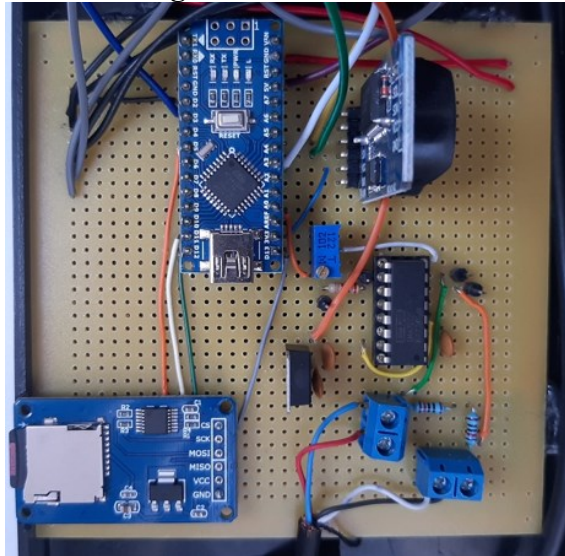
$$M \pm z_c \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \quad (5)$$

sendo  $M$  a média,  $z_c$  o nível de confiança,  $\sigma$  o desvio padrão e  $N$  o número de amostras.

### 3.2 Materiais e equipamentos utilizados

A fim de compor o circuito do dispositivo (Figura 35), foram utilizados os materiais e equipamentos descritos a seguir:

**Figura 35 - O circuito**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

#### 3.2.1 Extensômetro de resistência elétrica (strain gages)

Segundo Balbinot e Brusamarello (2010), a extensometria é o método que utiliza o princípio da relação entre tensões e deformações em corpos submetidos a solicitações mecânicas, conforme estabelecido por Hooke. O objetivo é a medição das deformações superficiais dos corpos, a qual está relacionada com a força mecânica. Em 1856, Kelvin realizou experimentos utilizando fios de cobre e ferro e observou que a resistência elétrica de ambos mudava quando os materiais sofriam deformação na região elástica. A variação relativa da resistência sobre a variação relativa da deformação é uma constante. Assim, Kelvin observou na Equação 6 que:

$$\frac{\Delta R/R_0}{\Delta l/l_0} = K \quad \text{ou} \quad K = \frac{\Delta R/R_0}{\varepsilon} \quad (6)$$

sendo  $K$  constante,  $R_0$  a resistência inicial do fio metálico,  $l_0$  o comprimento inicial,  $\Delta R$  e  $\Delta l$  as variações de resistência e comprimento, respectivamente, e  $\varepsilon$  a deformação relativa.

Posteriormente, esse parâmetro viria a ser chamado de “**fator *gage***” ou “**fator do extensômetro**”. O fator *gage* caracteriza a sensibilidade do sensor, sendo o sinal de entrada a variação da deformação e o sinal de saída a variação de resistência, conforme Figura 36.

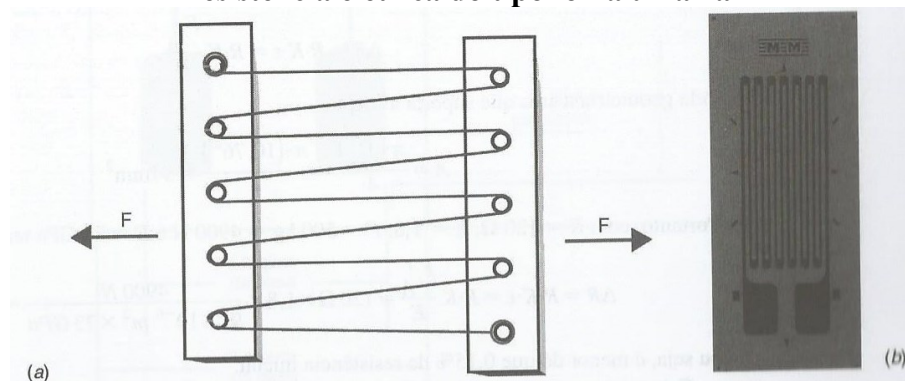
**Figura 36 - Princípio de funcionamento do extensômetro de resistência elétrica**



Fonte: Balbinot, 2010

Conforme Balbinot e Brusamarello (2010), em 1931 Carlson desenvolveu o primeiro extensômetro de fio (*unbonded strain gage*), o qual pode ser visto na Figura 37 (a) utilizando o princípio de Kelvin. Esse extensômetro originou o extensômetro de resistência elétrica (*electrical bonded strain gage*). A Figura 37 (b) mostra um extensômetro do tipo folha, o qual dever ser colado na superfície de uma estrutura na qual vai ser aplicada a força, ou então medidas as tensões mecânicas. O extensômetro de resistência elétrica é utilizado nos mais variados ramos da engenharia, desde a Segunda Guerra Mundial.

**Figura 37 - (a) Representação de um extensômetro de fio; (b) extensômetro de resistência elétrica do tipo folha uniaxial**



Fonte: Balbinot, 2010

Segundo Balbinot e Brusamarello (2010), os extensômetros de fio consistem em um fio fino tracionado entre dois pontos. Quando a distância entre os pontos é modificada, a resistência na saída varia. Na prática, em vez de um, são tracionados vários fios de modo que o efeito é amplificado. Atualmente, os extensômetros de fios metálicos (*unbonde metal wire*) tornaram-se obsoletos. Pode-se observar que o extensômetro do tipo folha tem o mesmo princípio de funcionamento que o extensômetro de fio. Portanto, extensômetros de resistência elétrica são baseados na variação da resistência de um condutor ou semicondutor quando sujeitos a tensão

mecânica. A resistência elétrica  $R$  de um fio com comprimento  $l$ , seção  $A$  e resistividade  $\rho$  é dada pela Equação 7:

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (7)$$

Quando o fio é deformado longitudinalmente, cada um dos três fatores que afetam  $R$  se alteram. Considerando que a área da seção do fio  $A = \frac{\pi}{4} D^2$  onde  $D$  representa o diâmetro do fio, pode-se calcular a variação  $\frac{dR}{dl}$  pela Equação 8:

$$\frac{dR}{R} = \frac{dl}{l} + \frac{d\rho}{\rho} - 2 \frac{dD}{D} \quad (8)$$

Como a constante de Poisson é definida por  $-\gamma = \frac{dD/D}{dl/l}$ , tem-se na Equação 9:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dl}{l} (1 + 2\gamma) \quad (9)$$

Essa relação é válida para a região de deformação elástica. Considerando-se pequenas variações, a resistência de um fio metálico pode ser considerada de acordo com a Equação 10:

$$R = R_0 + dR = R_0 \left(1 + \frac{dR}{R_0}\right) = R_0 (1 + K \cdot \varepsilon) = R_0 (1 + x) \quad (10)$$

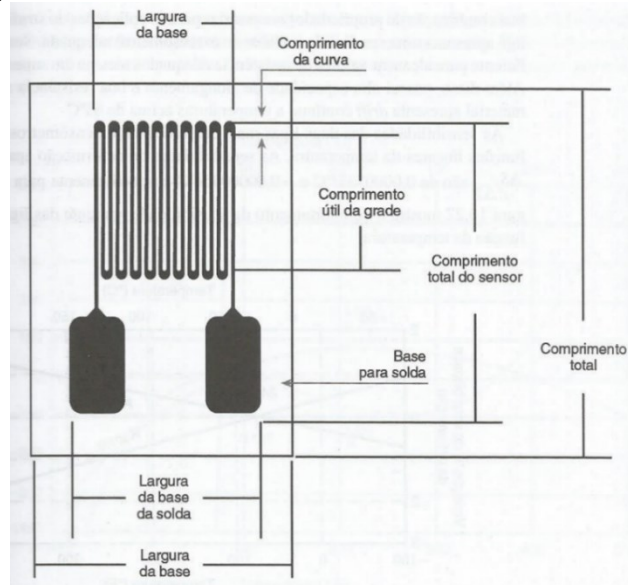
sendo  $R_0$  a resistência quando nenhuma tensão mecânica é aplicada;  $K$  o fator do extensômetro (fator *gage*) e  $x$  a variação na resistência causada pela força aplicada (usualmente  $x < 0,02$ ). Observa-se que a Equação 6 e a Equação 10 não levam em consideração a constante de Poisson.

Conforme Balbinot e Brusamarello (2010), qualquer fenômeno responsável por uma deformação mecânica pode ser analisado por meio de extensômetros de resistência elétrica, como por exemplo medições de pressão, deslocamento, temperatura, torque, vazão, força, entre outras grandezas. O extensômetro de resistência elétrica (do tipo folha) é formado por dois elementos: a base e a grade. A base é uma lâmina de epóxi ou poliamida de grande elasticidade que tem três funções básicas:

- a) servir de base para a grade;
- b) possibilitar a aplicação do sensor à superfície elástica;
- c) Isolar eletricamente a grade da superfície em que será fixado o extensômetro.

Segundo Balbinot e Brusamarello (2010), a grade geralmente é formada por uma liga metálica que serve como elemento resistivo. A Figura 38 mostra um típico extensômetro de resistência elétrica do tipo folha para medição uniaxial de força.

**Figura 38 - Extensômetro de resistência elétrica típico**



Fonte: Balbinot, 2010

Conforme Balbinot e Brusamarello (2010), o uso dos extensômetros de resistência elétrica é relativamente simples: o sensor deve ser colado no objeto cujas deformações se pretende medir. Quando os fios metálicos da base são deformados mecanicamente, entre outros aspectos, ocorre uma variação de comprimento, implicando uma mudança na resistência elétrica. Utilizando-se uma cola adequada de modo que a deformação da peça seja integralmente transmitida para o elemento resistivo (extensômetro), pode-se relacionar a variação relativa de resistência  $\frac{dR}{R}$  com a deformação relativa ( $\epsilon$ ) da peça no regime elástico. Medir a resistência do extensômetro implica deixar percorrer uma corrente elétrica (que causa aquecimento). A máxima corrente é de 25mA para sensores metálicos, se a base do material for pouco condutora de calor (plástico, quartzo, madeira). A máxima potência de dissipação é da ordem de 250mW. Entretanto, existem muitos tipos e tamanhos diferentes de extensômetros, de modo que antes da utilização, sempre se deve consultar o manual do fabricante. Em condições ideais, o *strain gage* deve ser muito pequeno, comparável à medição da deformação em um dado ponto. Na prática, esses dispositivos apresentam uma dimensão finita, supondo-se que a medição no ponto corresponde ao centro geométrico do sensor. Extensômetros de resistência

elétrica do tipo folha são os sensores mais utilizados em medição de força (e grandeza relacionadas) em função do seu tamanho, da alta linearidade e da baixa impedância.

Neste projeto, a potência máxima de dissipação do sensor é obtida pela Equação 11:

$$P = VI \quad (11)$$

Assim, para  $V = 5V$  e corrente máxima de  $25mA$  obtem-se:

$$P_{\text{máx}} = 5V * 25mA = 125 \text{ mV}$$

Portanto, a potência máxima de dissipação do extensômetro é de  $125mV$ .

### 3.2.1.1 Colagem do extensômetro

No processo de colagem do extensômetro foram utilizados os seguintes materiais: lixa 150 e lixa 400, álcool, gaze, papel teflon, papel toalha e cola especial do fabricante de extensômetro. De acordo com Dyck e Hoffmann (2021) e *Dynatec* (2021), os passos da colagem estão descritos a seguir:

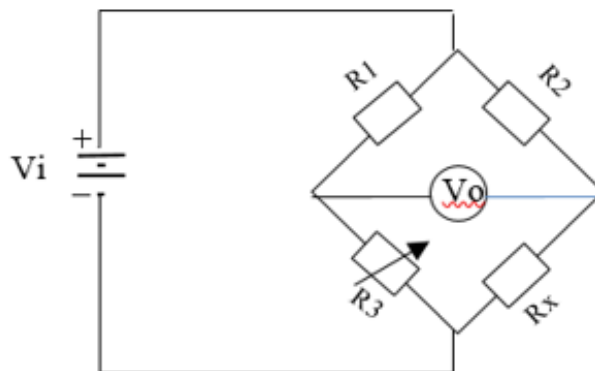
- . Lixar a superfície da célula de carga com lixa 400 no local onde será instalado o extensômetro, a fim de obter uma superfície rugosa para maior aderência do extensômetro. Lavar com água abundante;
- . Lixar a superfície da célula de carga com lixa 150 e lavar com água abundante;
- . Colocar gotas de álcool na superfície da célula de carga e limpar com papel toalha, em um único sentido. Repetir o processo até remover todo tipo de resíduo;
- . Marcar o local onde será instalado o extensômetro;
- . Colocar gotas de álcool na superfície da célula de carga e limpar com gaze;
- . Com uma pinça, posicionar o extensômetro e fixá-lo com uma fita adesiva;
- . Preparar a cola do fabricante;
- . Descolar parcialmente a fita adesiva, a fim de remover o extensômetro e aplicar a cola sobre a célula de carga;
- . Com o auxílio de papel teflon, pressionar a fita adesiva sobre o extensômetro por 10 minutos, enquanto é efetuada a colagem;
- . Remover a fita adesiva e soldar os fios;
- . Aplicar uma camada de silicone sobre o extensômetro.

O ANEXO C – Etapas da colagem do extensômetro de resistência elétrica, ilustra todo processo da colagem.

### 3.2.2 Ponte de Wheatstone

Segundo Nilsson (2015), esse circuito é usado para medir, com precisão, resistências de valores médios na faixa de  $1\Omega$  a  $1M\Omega$ . O circuito da Ponte de *Wheatstone* consiste de 4 sensores de resistência ativo, uma fonte de tensão CC e um detector. A resistência de um dos quatro resistores pode ser variável, conforme  $R_3$  mostra na Figura 39. A fonte de alimentação  $V_i$  provém de uma bateria e o detector é um multímetro que mede a tensão na Ponte de *Wheatstone*.

**Figura 39 - Ponte de *Wheatstone***



Fonte: Nilsson, 2015

A resistência  $R_X$  pode ser calculada conforme a Equação 12:

$$R_X = R_3 \frac{R_2}{R_1} \quad (12)$$

Conforme Balbinot e Brusamarello (2010), os extensômetros de resistência elétrica são sensíveis à temperatura e uma Ponte de *Wheatstone* minimiza esse problema. A tensão de saída da Ponte de *Wheatstone* causada pela variação da resistência de um dos extensômetros é de apenas alguns milivolts. Dessa forma, os ruídos eletromagnéticos induzidos são um problema constante. A maioria desses problemas ocorrem devido a campos magnéticos causados por correntes em cabos próximos da célula de carga. Como regra geral, três precauções podem ser tomadas para minimizar o ruído eletromagnético:



- a) todos os cabos devem ser trançados e/ou arrançados sobre uma barra condutora (para reduzir os efeitos do laço do sinal);
- b) deve-se utilizar apenas cabos blindados. A blindagem deve ser conectada apenas no polo negativo da fonte de alimentação da ponte. A blindagem deve ser aterrada sem formar laços, mantendo qualquer ruído gerado no potencial de terra. A fonte de tensão deve flutuar em relação à referência;
- c) deve-se utilizar amplificadores diferenciais, de modo que o ruído comum em ambas as entradas é anulado pela característica de rejeição de modo comum. Amplificadores de instrumentação de boa qualidade apresentam o parâmetro de CMRR (*common mode rejection rate*) bastante elevado.

### 3.2.2.1 Fontes de alimentação das Pontes de Wheatstone

De acordo com Balbinot e Brusamarello (2010), a fonte de alimentação da Ponte de *Wheatstone* precisa ser estável em relação ao tempo e à temperatura. Do contrário, o *drift* será propagado para a saída. Uma ponte resistiva alimentada por uma tensão DC terá a tensão de saída conforme a Equação 13:

$$v_0 = V_i \left( \frac{R_4}{R_2 + R_4} - \frac{R_3}{R_1 + R_3} \right) \quad (13)$$

sendo  $v_0$  a tensão de saída,  $v_i$  a tensão da fonte de alimentação e  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_4$  resistores da Ponte de *Wheatstone*.

### 3.2.3 Descrição dos componentes HX711 e INA125

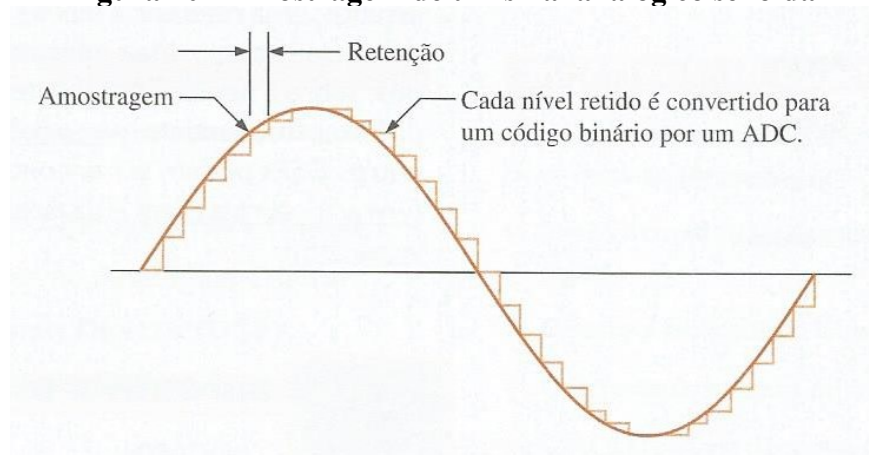
Com o intuito de amplificar o sinal oriundo da Ponte de *Wheatstone*, foram realizados testes utilizando o HX711 e o INA 125, cujas descrições estão a seguir.

### 3.2.3.1 Conversor analógico-digital HX711

Segundo Floyd (2007), o processamento de sinais digitais converte sinais que estejam originalmente na forma analógica tais como vídeo, som e informações de sensores, para a forma digital e utiliza técnicas digitais para melhorar e modificar os dados do sinal analógico para diversas aplicações. Um sistema de processamento de sinais digitais transforma primeiramente um sinal analógico em uma série de níveis discretos por meio de um circuito de amostragem e retenção, conforme Figura 40. Em seguida, o sinal é quantizado em códigos binários por um processo denominado conversão A/D. A amostragem é o processo de aquisição de um número suficiente de valores discretos da forma de onda. Quanto maior o número de amostras, com mais precisão a forma de onda pode ser definida. O Teorema de amostragem diz que a frequência de amostragem  $f_{\text{(amostragem)}}$  deve ser pelo menos duas vezes a componente de maior frequência  $f_{\text{a(máx)}}$  do sinal analógico. Essa frequência é denominada frequência de Nyquist e pode ser expressa pela Equação 14.

$$f_{\text{(amostragem)}} = 2f_{\text{a(máx)}} \quad (14)$$

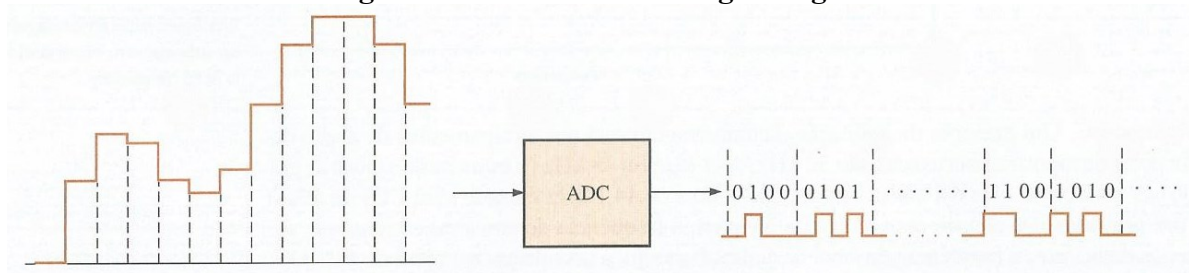
**Figura 40 - Amostragem de um sinal analógico senoidal**



Fonte: Floyd, 2007

Conforme Floyd (2007), a conversão analógico-digital é o processo de conversão da saída do circuito de amostragem e retenção em uma série de códigos binários que representam a amplitude do sinal de entrada analógico em cada instante amostrado. A Figura 41 ilustra a função básica de um conversor analógico-digital (ADC). Os intervalos de amostragem são indicados por linhas tracejadas.

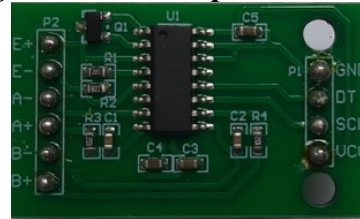
**Figura 41 - Conversão analógico-digital**



Fonte: Floyd, 2007

Segundo Avia Semicondutores (2021), o HX711 (Figura 42) é um conversor analógico-digital de 24 bits de precisão projetado para balanças e aplicações de controle industrial para fazer interface diretamente com um sensor de Ponte de *Wheatstone*.

**Figura 42 - O componente HX711**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

Conforme Avia Semicondutores (2021), o multiplexador de entrada seleciona a entrada diferencial do Canal A ou B para o amplificador de ganho programável (PGA). O canal A pode ser programado com um ganho de 64 ou 128, correspondendo a uma tensão de entrada diferencial de fundo de escala de  $\pm 40\text{mV}$  ou  $\pm 20\text{mV}$  respectivamente, quando uma fonte de 5V é conectada ao pino de alimentação analógica AVDD. O canal B tem um ganho fixo de 32. O regulador de alimentação *on-chip* elimina a necessidade de um regulador de alimentação externo para fornecer alimentação analógica para o ADC e o sensor. A entrada do *clock* é flexível: pode ser de uma fonte de *clock* externa, um cristal ou um oscilador no chip que não requer nenhum componente externo. O circuito *power on-reset* no chip simplifica a inicialização da interface digital. Não há necessidade de programação para os registradores internos. Todos os controles do HX711 são feitos por meio de pinos.

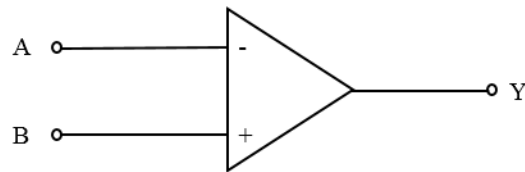
De acordo com Avia Semicondutores (2021), os recursos do HX711 são: dois canais de entrada diferencial selecionáveis, PGA ativo de baixo ruído no chip com ganho selecionável de 32, 64 e 128; regulador de fonte de alimentação no chip para célula de carga e fonte de alimentação analógica ADC. O oscilador no chip não requer nenhum componente externo, com cristal externo opcional. O HX711 também possui os seguintes recursos: *power-on-reset* no

chip; controle digital simples e interface serial: controles acionados por pinos, sem necessidade de programação; taxa de dados de saída selecionável de 10SPS ou 80SPS; rejeição simultânea de alimentação a 50 e 60Hz; consumo de corrente incluindo regulador de fonte de alimentação analógica no chip: em operação normal < 1,5 mA, desligado < 1uA; faixa de tensão de alimentação operacional: 2,6 ~ 5,5 V; faixa de temperatura operacional: -40 ~ +85 °C e pacote SOP-16 de 16 pinos. Aplicações: Balanças e controle de Processos Industriais.

### 3.2.3.2 Amplificador Operacional de Instrumentação INA 125

Segundo Pertence (1990), o termo amplificador operacional se refere a um amplificador que realiza uma operação matemática. Basicamente, um amplificador operacional é um CI (circuito integrado) com um amplificador CC (corrente contínua) de alto ganho que pode operar em frequências de 0 a 1MHz. A Figura 43 mostra a simbologia de um amplificador operacional.

**Figura 43 - Simbologia do Amplificador Operacional**



**Fonte: Pertence, 1990**

Conforme Pertence (1990), o amplificador operacional ideal possui:

- a) resistência de entrada infinita;
- b) resistência de saída nula;
- c) ganho de tensão infinito;
- d) resposta de frequência infinita (CC a infinito Hertz);
- e) insensibilidade à temperatura (*Drift* nulo).

Segundo Pertence (1990), o amplificador precisa de uma resistência de entrada alta para minimizar a atenuação do sinal aplicado na entrada do amplificador, e uma resistência de saída baixa a fim de obter todo sinal de saída sobre a carga. O ganho do amplificador é definido pela Equação 15.

$$A_v = \frac{E_o}{E_i} \quad (15)$$

sendo  $E_i$  o sinal de entrada,  $E_o$  o sinal de saída e  $A_v$  o ganho.

De acordo com Pertence (1990), para sinais de baixa amplitude como os transdutores ou sensores, é necessário que o amplificador tenha um alto ganho de tensão. Idealmente este ganho seria infinito. A resposta em frequência de um amplificador ideal se estenderia de zero a infinito hertz. É necessário que um amplificador tenha uma ampla largura de faixa, de modo que um sinal de qualquer frequência possa ser amplificado sem sofrer corte ou atenuação. As variações térmicas podem provocar alterações acentuadas nas características elétricas do amplificador, denominado *drift*. O ideal seria que um amplificador operacional não apresentasse sensibilidade às variações de temperatura.

Conforme Pertence (1990), basicamente os amplificadores operacionais trabalham de 3 modos:

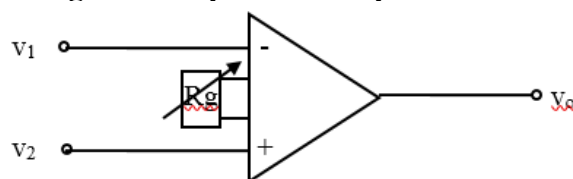
- a) sem alimentação: operação em malha aberta, o ganho é estipulado pelo próprio fabricante; é utilizado em circuitos comparadores.
- b) com realimentação positiva: operação em malha fechada; é utilizado em circuitos osciladores.
- c) com realimentação negativa: operação em malha fechada; é o modo de operação mais importante em amplificadores operacionais e possui inúmeras aplicações como amplificador diferencial, somador, integrador, filtros ativos, etc.

Segundo Pertence (1990), o amplificador operacional de instrumentação é um tipo de amplificador operacional que possui algumas características muito especiais, tais como:

- a) resistência de entrada extremamente alta;
- b) resistência de saída menor que a dos amplificadores operacionais comuns;
- c) CMRR superior a 100dB;
- d) ganho de tensão em malha aberta muito superior ao dos amplificadores operacionais comuns;
- e) tensão de OFFSET de entrada muito baixa;
- f) *drift* extremamente baixo.

A Figura 44 mostra a simbologia do amplificador operacional de instrumentação.

**Figura 44 - Simbologia do Amplificador Operacional de Instrumentação**

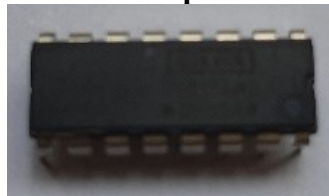


Fonte: Pertence, 1990

Conforme Pertence (1990), as aplicações industriais dos amplificadores operacionais de instrumentação são inúmeras. Normalmente um dos sinais ( $v_1$  ou  $v_2$ ) é proveniente de sensores ou transdutores colocados nas malhas de controle do sistema, e o outro sinal é fixado em um determinado valor denominado referência ou *set-point*, que informa ao sistema a condição na qual o mesmo está estabilizado, ou fornece a condição padrão desejada para o sistema. Aplicações deste tipo exigem alta precisão.

Segundo *Texas Instruments* (2022), o INA125 (Figura 45) é um amplificador operacional de instrumentação de baixa potência, alta precisão e com uma referência de tensão precisa.

**Figura 45 - O componente INA 125**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

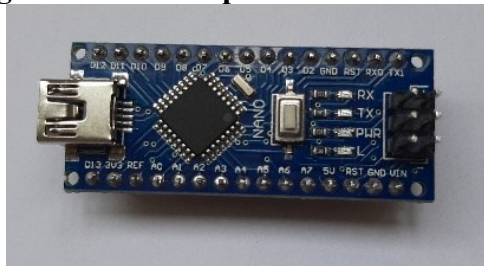
Conforme *Texas Instruments* (2022), o INA 125 fornece alimentação de ponte completa e amplificação de entrada diferencial de precisão em um único circuito integrado. Um único resistor externo define o ganho de 4 a 10.000. O INA 125 é *laser-trimmed* para baixa tensão de *offset* ( $250\mu\text{V}$ ), baixo *offset drift* ( $2\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ ) e alta rejeição de modo comum (100dB em  $G=100$ ). Funciona com alimentação simples ( $+2,7\text{V}$  a  $+36\text{V}$ ) ou dupla ( $+1,35\text{V}$  a  $+18\text{V}$ ). A referência de tensão é ajustável externamente com pinos selecionáveis de tensão: 2,5V, 5V ou 10V permitindo o uso com uma variedade de transdutores. A tensão de referência é precisa de  $\pm 0,5\%$  (máx.) com *drift* de  $\pm 35\text{ppm}/^\circ\text{C}$  (máx.). O modo de suspensão permite desligamento e operação de *duty cycle* para economizar energia.

Segundo *Texas Instruments* (2022), os recursos do INA 125 são: corrente quiescente baixa de  $460\mu\text{A}$ ; tensão de referência precisa: 1,24V, 2,5V, 5V ou 10V; modo *sleep*; baixa tensão de *offset*:  $250\mu\text{V}$  máx.; baixo *offset drift*:  $2\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  máx.; baixa corrente de bias de entrada:  $20\text{nA}$  máx.; CRM alto: 100dB min; baixo ruído:  $38\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$  em  $f = 1\text{kHz}$ ; proteção de entrada de  $\pm 40\text{V}$ ; ampla faixa de alimentação, sendo alimentação simples: 2,7V a 36V e alimentação dupla:  $\pm 1,35\text{V}$  a  $\pm 18\text{V}$ ; pacotes DIP de 16 pinos e SO-16 SOIC. As aplicações do INA 125 são: amplificadores de Ponte de *Wheatstone* para medir pressão e temperatura, controle de processo industrial, automação de fábrica, aquisição de dados multi-channel, sistemas operados por bateria e instrumentação de propósito geral.

### 3.2.4 Arduino Nano

Conforme McRoberts (2015), o Arduino é uma plataforma de computação física ou embarcada. O hardware consiste em um dispositivo *open source* projetado para um microcontrolador Atmel AVR de 8 bits. O software consiste de uma linguagem de programação padrão e do *bootloader*, que é processado no microcontrolador.

**Figura 46 – O componente Arduino Nano**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

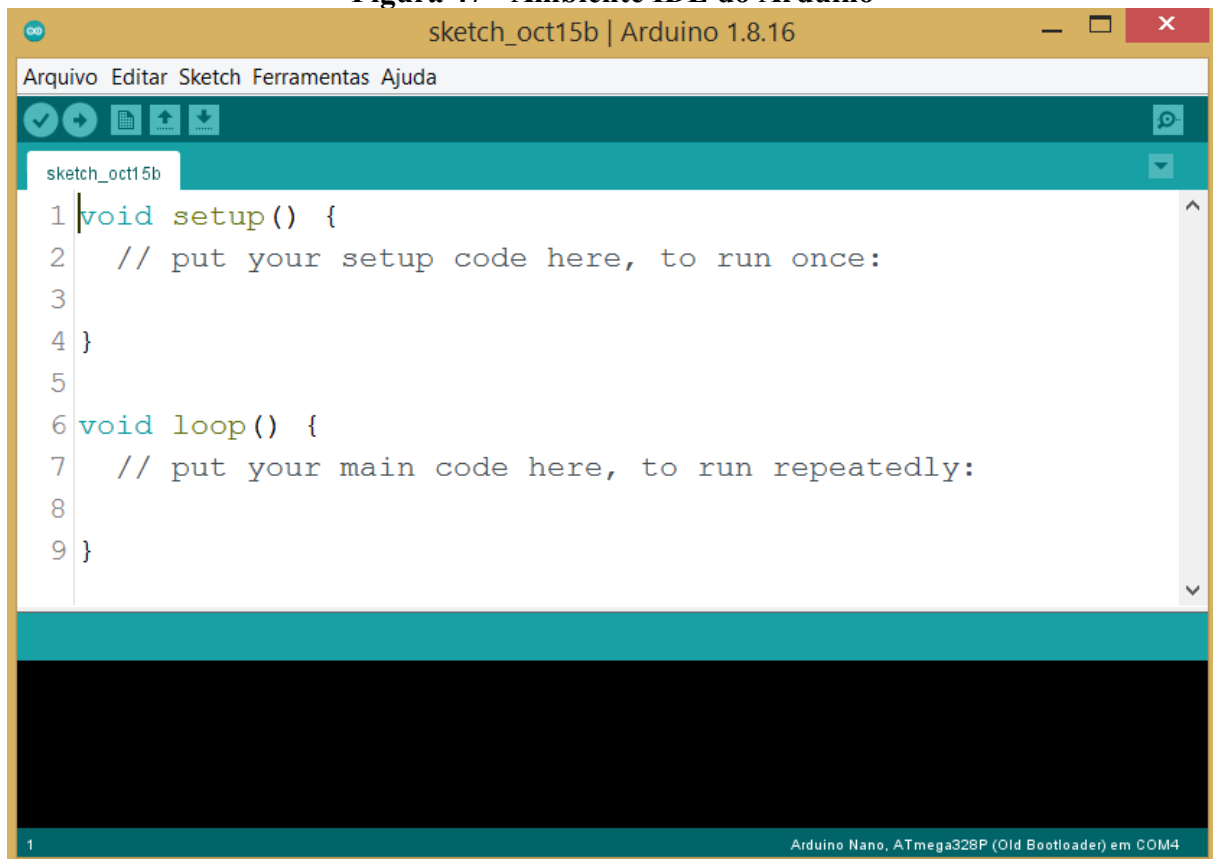
De acordo com McRoberts (2015), o Arduino (Figura 46) pode ser utilizado para desenvolver objetos interativos independentes, ou ser conectado a um computador, a uma rede, ou até mesmo à Internet para recuperar e enviar dados do Arduino e trabalhar com eles. Por exemplo: pode enviar um conjunto de dados recebidos de sensores para um site, para serem exibidos no formato de um gráfico. O Arduino também pode ser conectado a diversos dispositivos como LEDs, *display* de matriz de pontos, botões, interruptores, motores, sensores, receptores GPS, módulos Ethernet e Wifi, ou a qualquer outro dispositivo que emita dados ou que possa ser controlado. O Arduino lê dados de dispositivos ou controla uma infinidade de dispositivos.

#### 3.2.4.1 Composição do Arduino

Segundo McRoberts (2015), a placa Arduino é composta de um microprocessador Atmel AVR, um cristal ou oscilador (relógio simples que envia pulsos de tempo em uma frequência específica para permitir sua operação na velocidade correta) e um regulador de tensão de 5V. Alguns Arduinos possuem uma saída USB que permite conectá-lo a um PC, a fim de fazer upload ou recuperar dados. A placa expõe os pinos de entrada e saída do microcontrolador para que sejam conectados a outros circuitos, sensores, etc. Para programar o Arduino utiliza-se o IDE (*Integrated Development Environment*): um software livre onde se

programa na linguagem C/C++. A Figura 47 mostra o ambiente IDE onde são feitas as programações (*sketches*): um conjunto de instruções para posteriormente serem carregados (*upload*) no Arduino, que os executará, interagindo com os dispositivos que estiverem conectados a ele. O IDE é dividido em 4 partes: o menu de opções no topo da tela, a barra de ferramentas logo abaixo, o código ou *Sketch Window* ao centro e a janela de mensagem na base. A barra de ferramentas consiste em seis botões e, abaixo dela, há uma guia ou conjunto de guias com o nome do arquivo do *sketch* mostrado dentro da guia. No lado direito existe um botão que aciona a janela do Monitor Serial, onde são exibidos os resultados do programa.

**Figura 47 - Ambiente IDE do Arduino**



**Fonte: Fotografia da autora, 2022**

Conforme McRoberts (2015), à medida que um código é escrito são utilizadas bibliotecas. Biblioteca é um conjunto de funções necessárias para a funcionalidade de um determinado componente, e que podem ser utilizadas dentro do código a fim de aprimorar a funcionalidade do projeto. É uma forma de utilizar recursos já existentes, ao utilizar o código que foi escrito por outra pessoa para componentes de HW (*hardware*) comumente utilizados nos projetos. Tanto o HW como o SW (*software*) são *open source*, significando que o código, os esquemas, o projeto, etc. são abertos e qualquer pessoa pode usá-los livremente para fazer o



que desejar, criando variações do Arduino. A única condição imposta pela equipe do Arduino, é reservar o nome Arduino para placa oficial.

Segundo McRoberts (2015), o Arduino também pode ser estendido com a utilização de *Shields* (escudos): placas de circuito que contém outros dispositivos (por exemplo, receptores GPS, *displays* de LCD, módulos de Ethernet, etc.). Esses podem ser conectados à parte superior do Arduino a fim de obter funcionalidades adicionais. O Arduino está disponível em diferentes versões, sendo a versão Uno a mais comum – lançada em 2010. É possível encontrar também as versões Due Leonardo, Duemilanove, Mega 2560, Mega ADK, Fio, Arduino Ethernet, Mini, Nano, Lilypad e Bluetooth. O Arduino Uno é mais versátil e mais popular, por utilizar um chip padrão de 28 pinos ligado a um soquete de CI (circuito integrado), sendo possível utilizar o Arduino para desenvolver o dispositivo, programar o chip, depois retirar o chip da placa e colocá-lo em sua própria placa de circuito. O Arduino Uno tem a vantagem de ter um chip USB programável na placa.

De acordo com Atmel Corporation (2021), o Arduino Nano foi desenvolvido e produzido pela Gravitech, possui 8 entradas analógicas, 14 entradas digitais, um microcontrolador Atmega328P, um UARTs (porta serial de HW), um oscilador de cristal de 16MHz, uma conexão mini-USB, uma conexão ICSP, uma entrada de alimentação e um botão de *reset*. O consumo do Arduino Nano é em torno de  $280\text{mA} * 5\text{V} = 1,4 \text{ Watts}$ . O Arduino Nano pode ser alimentado por uma conexão mini-B USB, uma fonte externa não regulada de 6 a 20V (pino 30) ou uma fonte externa regulada de 5V (pino 27). A fonte de alimentação selecionada automaticamente é a de maior tensão.

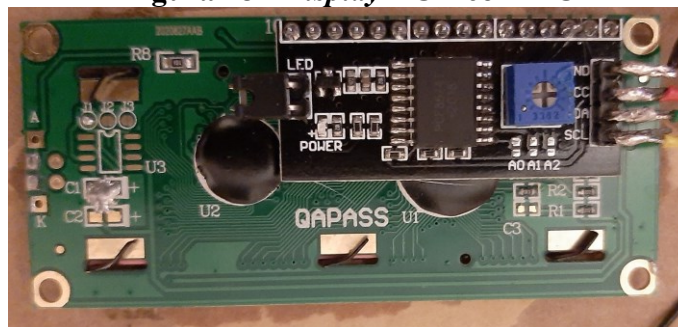
### 3.2.5 *Display de LCD*

Conforme McRoberts, M. (2015), o *display* de LCD (*Liquid Crystal Display*) é uma forma de exibição de textos e símbolos. Os *displays* de cristal líquido requerem chips controladores para realizarem o seu controle, os quais são integrados ao *display*. O chip controlador mais comum é o Hitashi HD44780, utilizado para controlar a maior parte dos LCDs comuns. A criação de projetos utilizando *displays* LCD é muito simples, devido a um conjunto de bibliotecas disponíveis de código LCD. O próprio IDE do Arduino contém a biblioteca LiquidCrystal.h com uma lista de recursos, e que está sendo utilizada neste projeto.

### 3.2.5.1 Display LCD com I<sup>2</sup>C

Segundo McRoberts (2015), o *display* de LCD 16x2 com o módulo I<sup>2</sup>C possibilita a ocupação de apenas 4 pinos do microcontrolador: 1 pino para linha de dados seriais (SDA), 1 pino para o *clock* serial (SCK) e 2 pinos para alimentação (Vcc e GND). O *display* de LCD 16x2 é composto de 16 colunas e 2 linhas. A Figura 48 mostra o *display* de LCD 16x2 com I<sup>2</sup>C.

**Figura 48 - Display LCD com I<sup>2</sup>C**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

### 3.2.6 O módulo Real Time Clock RTC DS3231

O módulo RTC DS3231 permite registrar a data e a hora de cada medição realizada. A Figura 49 mostra esse módulo.

**Figura 49 - Módulo RTC DS3231**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

Conforme *Maxim Integrated* (2021), o DS3231 é um relógio extremamente preciso e de baixo custo com um oscilador de cristal com compensação de temperatura integrado (TCXO). O dispositivo incorpora uma entrada de bateria e mantém uma cronometragem precisa quando a alimentação principal do dispositivo é interrompida. A integração do ressonador de cristal

aumenta a precisão a longo prazo do dispositivo. O DS3231 está disponível em faixas de temperatura comercial e industrial. Ele mantém informações de segundos, minutos, horas, dia da semana, dia do mês, mês e ano. A data no final do mês é ajustada automaticamente para meses com menos de 31 dias, incluindo correções para ano bissexto. O relógio opera no formato de 24 horas ou 12 horas com um indicador AM/PM. São fornecidos dois alarmes programáveis de hora do dia e uma saída de onda quadrada programável. O endereço e os dados são transferidos serialmente por meio de um barramento bidirecional I<sup>2</sup>C. Um circuito comparador e referência de tensão, com compensação de temperatura, monitora o status do V<sub>CC</sub> para detectar falhas de energia, fornecer uma saída de reinicialização e alternar automaticamente para a fonte de backup quando necessário.

De acordo com *Maxim Integrated* (2021), os benefícios e recursos do DS3231 são: o módulo RTC de alta precisão gerencia completamente todas as funções de cronometragem com relógio em tempo real que conta segundos, minutos, horas, data do mês, mês, dia da semana e ano, com compensação de ano bissexto válida até 2100; precisão  $\pm 2$ ppm de 0°C a +40°C, precisão  $\pm 3,5$ ppm de -40°C a +85°C; saída do Sensor de Temperatura Digital: precisão de  $\pm 3$ °C; registrador para aparar envelhecimento; dois alarmes de hora do dia e sinal de saída de onda quadrada programável. Outro recurso do DS3231 é: a interface serial simples que pode ser conectada à maioria dos microcontroladores com interface I<sup>2</sup>C rápida (400kHz). O DS3231 opera a 3,3V; possui entrada de *backup* de bateria para cronometragem contínua e a operação de baixa energia estende o tempo de execução de *backup* da bateria. O DS3231 também possui faixas de temperatura operacional: comercial (0°C a +70°C) e industrial (-40°C a +85°C), sendo reconhecido por *Underwriters Laboratories*® (UL). O DS3231 contém as seguintes aplicações: servidores, telemática, medidores de energia elétrica e GPS.

### 3.2.7 Cartão SD

Segundo *SanDisk* (2022), o cartão microSD industrial da *SanDisk* é um cartão de memória Flash projetado para atender aos requisitos de segurança, capacidade, desempenho em ambientes que requerem o uso inerente em áudio emergente e dispositivos de vídeo eletrônicos. A Figura 50 mostra o cartão micro SD.

**Figura 50 - Cartão micro SD**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

Conforme *SanDisk* (2022), o cartão microSD Industrial *SanDisk* é baseado em uma interface de 8 pinos projetada para operar em uma frequência operacional máxima de 100 MHz. O micro SD Card também possui um protocolo de comunicação alternativo baseado no padrão SPI. Além da memória flash específica para armazenamento em massa, o cartão possui um controlador inteligente integrado que gerencia os protocolos de interface; algoritmos de segurança para proteção de conteúdo; armazenamento e recuperação de dados, bem como algoritmos de Código de Correção de Erros (ECC); tratamento de defeitos; gerenciamento de energia; nivelamento de desgaste e controle de *clock*.

### 3.2.8 Módulo cartão micro SD

Conforme Módulo cartão micro SD (2022), com o módulo cartão micro SD é possível fazer a leitura e a escrita diretamente em um cartão: gravar dados do Arduino em um cartão microSD. A comunicação é feita pela interface SPI: MOSI, MISO, SCK e CS. Embora o nível de sinal seja de 3,3V, o leitor de cartão micro SD possui um divisor de tensão que possibilita uma ligação direta com o Arduino que opera em 5V. Este módulo também possui suporte para cartões Micro SD e Micro SDHC de alta velocidade. A Figura 51 mostra o adaptador do cartão micro SD.

**Figura 51 - Módulo cartão micro SD**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

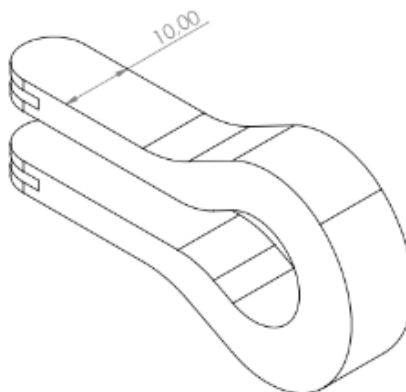
### 3.2.9 A célula de carga

A célula de carga utilizada nos testes foi confeccionada com aço inoxidável AISI 420. Segundo Metalinox (2022), o aço inoxidável é um aço que contém no mínimo 10,5% de Cromo como elemento de liga principal. São aços que não oxidam em ambientes normais. Certos aços inoxidáveis têm menos de 50% de Ferro ou mais de 30% de Cromo. As características e resistências desse tipo de aço são obtidas em virtude da formação de um óxido protetor que impossibilita o contato do metal base com a atmosfera agressiva. Outros elementos como: cobre, titânio, nitrogênio e selênio também podem ser adicionados para se obter características mecânicas específicas.

#### 3.2.9.1 Célula de carga de aço inoxidável AISI 420

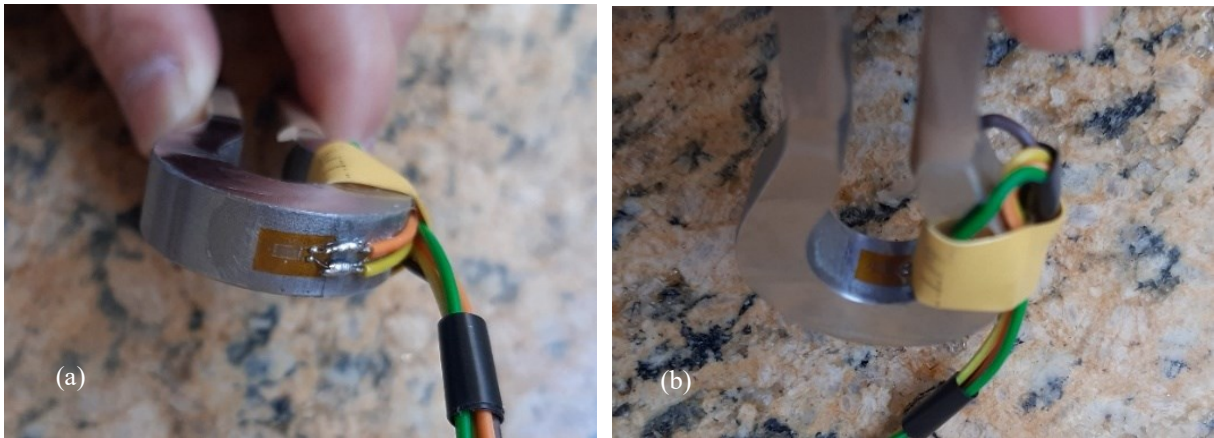
A célula de carga de aço inoxidável AISI 420 possui pontas pivotantes com um chanfro, a fim de evitar a deformação da mesma ao se aplicar a carga. A equipe projetou a célula de carga conforme a geometria da Figura 52, com o intuito de suportar uma carga de 1000N. As dimensões da célula de carga estão apresentadas no ANEXO B – Dimensões da célula de carga. A Figura 53 (a) e a Figura 53 (b) mostram as posições em que os extensômetros foram alocados.

**Figura 52 - Célula de carga de aço martensítico AISI 420**



**Foto: Rodrigues, 2022**

**Figura 53 - (a) Extensômetro alocado na parte externa da célula de carga. (b) Extensômetro alocado na parte interna da célula de carga, compondo a configuração de meia Ponte de *Wheatstone***



Fonte: Fotografias da autora, 2023

Conforme Metalinox (2022), o aço 420 da classe AISI é um produto inoxidável muito utilizado na indústria em geral, em aplicações onde são desejadas boa combinação de alta dureza e propriedades mecânicas com alta resistência à corrosão. O aço 420 é um dos poucos produtos inoxidáveis que atinge dureza acima de 54 na escala Rochwell C, após têmpera e revenimento. Sua estrutura martensítica proporciona esta propriedade após tratamento térmico de austenitização completa e resfriamento rápido, seguido de revenimento, onde ocorre a perfeita combinação de alta dureza, alta tenacidade e alta resistência à corrosão. A faixa de revenido de 400 a 600°C deve ser evitada para não perder a ductilidade. Em caso de não necessitar alta dureza, o revenido pode ser realizado entre 600 a 700°C. O aço 420 possui diversas versões de especificação, em função da sua aplicação com variação do teor de carbono, recebendo diferentes nomenclaturas comerciais: aço 420A (1.4021), o aço 420B (1.4028) e o aço 420C (1.4034) que atingem crescentes durezas de serviço em função do teor de carbono presente na composição química do aço. O aço 420 é utilizado na fabricação de equipamentos cirúrgicos (bisturis e lâminas de corte, equipamentos odontológicos), onde a retenção de corte e a assepsia higiênica são necessárias.

### 3.2.10 Equipamentos utilizados

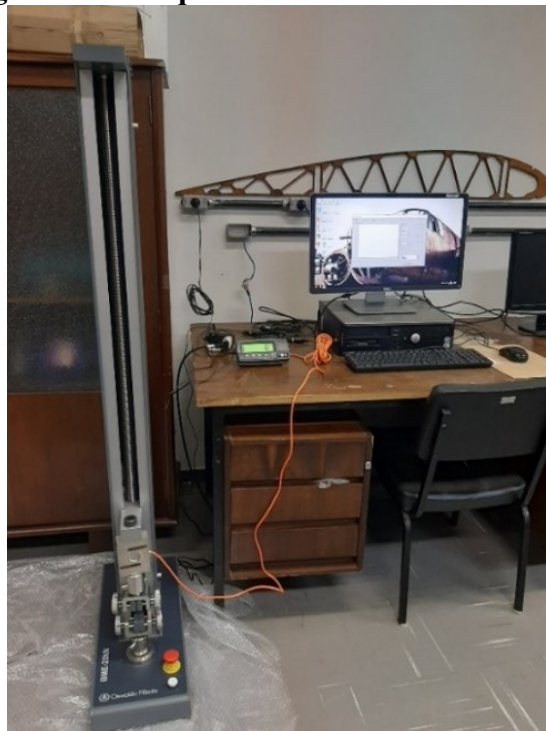
#### 3.2.10.1 Multímetro de bancada

Inicialmente, os testes foram realizados utilizando lâminas de alumínio e lâminas de aço inoxidável, com os extensômetros colados sobre elas. As primeiras medições foram feitas com um Multímetro MINIPA de 3 ½ dígitos na escala de mV. Mas, por não apresentar variações significativas nas medições foi necessário utilizar um multímetro mais preciso: o Multímetro Digital 34401A *AGILENT* de 6 ½ dígitos. A montagem inicial do protótipo para realização dos testes foi feita no *protoboard*.

#### 3.2.10.2 Máquina de testes

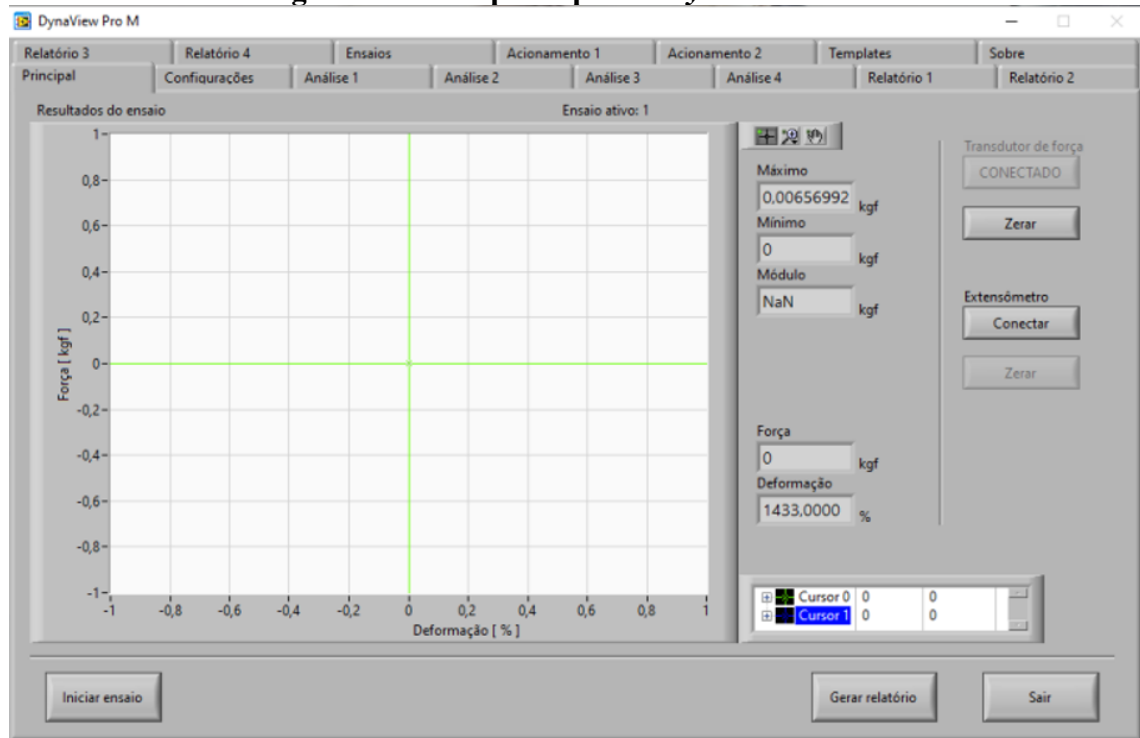
Os testes foram realizados utilizando a Máquina Universal de Testes BME – 20kN da Oswaldo Filizolla com o programa *DynaView Pro M*, conforme mostram as Figura 54, Figura 55 e Figura 56. Utiliza-se também a máquina de testes CSA/ZL – 200 de 2000N da MK Controle e Instrumentação Ltda (Figura 57) para efetuar a calibração do dispositivo.

**Figura 54 - Máquina Universal de Testes BME**



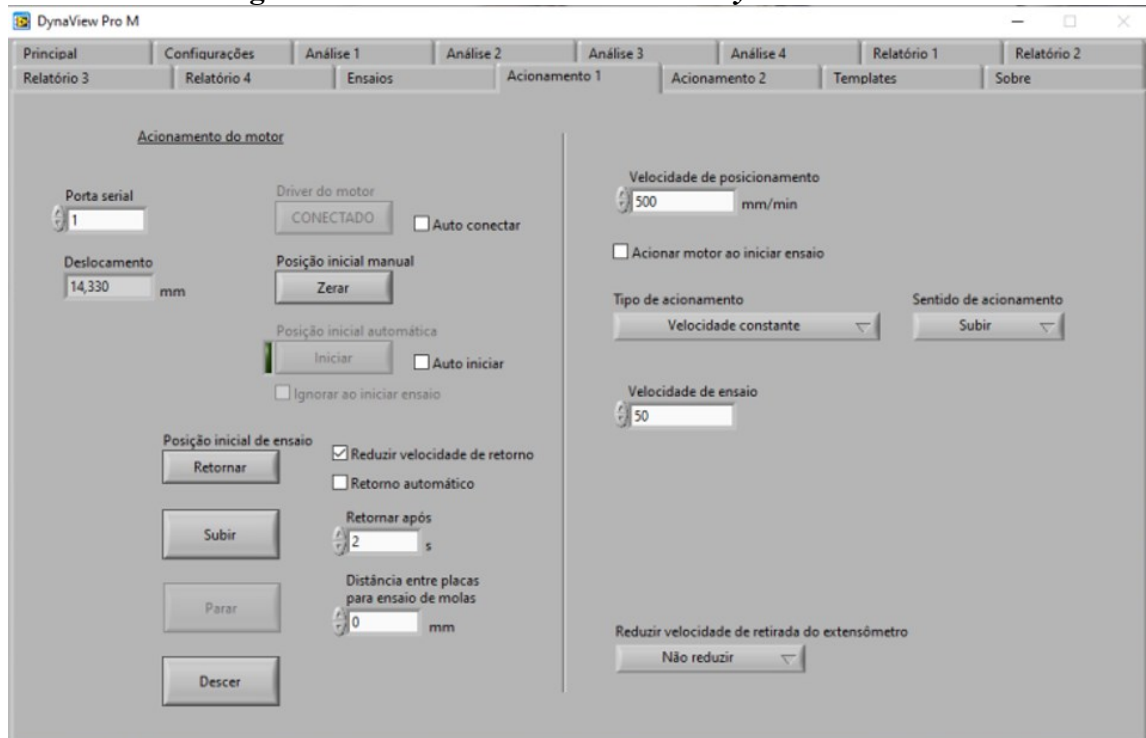
Fonte: Fotografia da autora, 2022

Figura 55 - Tela principal do *DynaView Pro M*



Fonte: Fotografia da autora, 2022

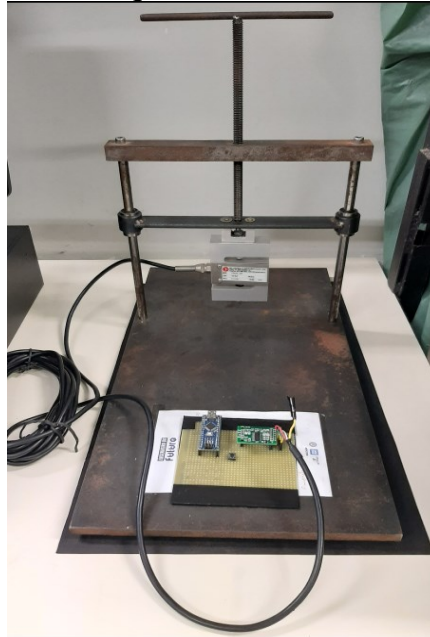
Figura 56 - Tela de acionamento do *DynaView Pro M*



Fonte: Fotografia da autora, 2022



**Figura 57 - Máquina de testes CSA/ZL – 200**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

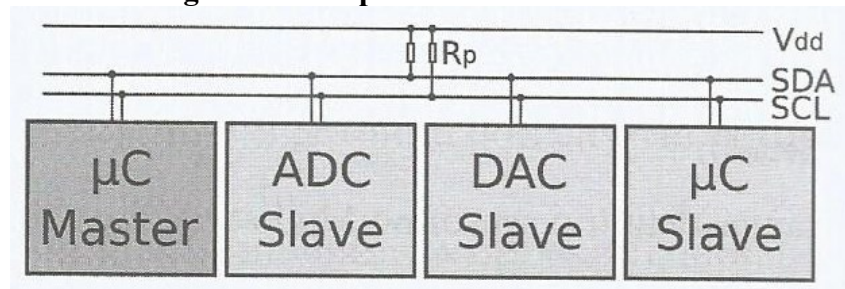
### **3.2.11 Protocolos**

Este projeto utiliza os protocolos I<sup>2</sup>C, SPI e UART. O protocolo I<sup>2</sup>C é utilizado para comunicação entre o *display* LCD 16x2 I<sup>2</sup>C com o Arduino Nano e entre o RTC (*Real Time Clock*) DS3231 com o Arduino Nano; o protocolo UART é utilizado para comunicação do Arduino Nano com o *notebook*; e o protocolo SPI é utilizado para comunicação entre o módulo cartão micro SD e o Arduino Nano.

#### **3.2.11.1 Protocolo I<sup>2</sup>C**

Segundo McRoberts (2015), o I<sup>2</sup>C é um barramento serial de computador criado pela *Philips Semiconductors* e utilizado para conectar periféricos de baixa velocidade a dispositivos eletrônicos. O I<sup>2</sup>C utiliza duas linhas bidirecionais: uma linha de dados seriais (SDA) e uma linha de *clock* serial (SCL). O barramento I<sup>2</sup>C tem um endereço que pode ser de 7 ou 10 bits, conforme o dispositivo. Os dispositivos do barramento I<sup>2</sup>C compreendem um dispositivo mestre (*master*) e um ou mais dispositivos escravos (*slaves*). Todos ficam conectados nas mesmas conexões de dados e linhas do *clock*, conforme Figura 58.

**Figura 58 - Dispositivos Mestre e escravo**



Fonte: McRoberts, 2015

Conforme McRoberts (2015), o dispositivo mestre gera o sinal de *clock* e inicia a comunicação com os dispositivos escravos, que por sua vez recebe o sinal do *clock* e responde quando solicitado pelo mestre. É possível ter vários dispositivos mestres, sendo que os dispositivos mestre e escravo podem trocar de papéis entre mensagens (após o envio de um comando STOP). Os dispositivos escravos têm um espaço de endereço de 7 bits e cada um deles diferem entre si. Dentro de cada dispositivo há registradores que podem ser lidos e escritos a fim de controlar ou alterar as suas configurações.

### 3.2.11.2 Protocolo SPI

Segundo McRoberts (2015), o SPI (*Serial Peripheral Interface*) é um protocolo mestre-escravo, significando que um dispositivo mestre controla o sinal de *clock*. Nenhum dado pode ser transmitido a menos que haja um pulso do *clock*. Também é um protocolo de troca de dados entre dois dispositivos, significando que a medida que registramos a saída de dados, ocorre também a entrada de novos dados. Possui a vantagem de ser rápida e utilizar apenas 4 pinos do Arduino. É um protocolo síncrono permitindo que um dispositivo mestre se comunique com um dispositivo escravo. Os dados são controlados por um sinal de *clock* (CLK) que decide quando podem ser trocados e quando são válidos para leitura. A taxa do *clock* pode variar. O pino *Slave Select* (SS) controla quando um dispositivo pode ser acessado, caso mais de um escravo esteja anexado ao mestre. Quando há apenas um dispositivo escravo, o SS é opcional. Entretanto, como regra deve ser utilizado independentemente do caso, pois também pode servir como um *reset* para o escravo, disponibilizando-o para receber o próximo *byte*. O sinal de seleção do escravo é enviado pelo mestre para dizer ao escravo que se deseja iniciar uma troca de dados SPI. O sinal está ativo (selecionado) quando LOW, e inativo quando HIGH.

Conforme McRoberts (2015), as duas linhas de dados são conhecidas como MOSI (*master output, slave input*) e MISO (*master input, slave output*). A saída de dados ocorre apenas

durante a extremidade ascendente ou descendente do sinal de *clock* no SCK (*Serial Clock*). Assim, se o dispositivo estiver definido para enviar dados do mestre na extremidade ascendente do pulso do *clock*, dados seriam enviados de volta do escravo na extremidade descendente. Portanto, os dados são enviados tanto a partir do mestre (MOSI) quanto para o mestre (MISO) durante o pulso do *clock*. Apesar do interesse ser apenas ler os dados do dispositivo, ainda terá que se enviar dados nos dois sentidos durante uma troca. Os três registradores utilizados pelo barramento da SPI são:

SPCR – *SPI control register* (registrador de controle da SPI);

SPDR – *SPI data register* (registrador de dados da SPI);

SPSR – *SPI status register* (registrador de estado da SPI).

O registrador de controle tem 8 bits e cada um deles controla uma configuração específica da SPI. Os bits estão relacionados na Tabela 2.

**Tabela 2 - Definições do registrador de controle da SPI**

7	6	5	4	3	2	1	0
SPIE	SPE	DORD	MSTR	CPOL	CPHA	SPR1	SPR0

Fonte: McRoberts, 2015

SPIE – *SPI Interrupt Enable* – ativa a interrupção da SPI, caso seu valor seja 1;

SPE – *SPI Enable* - Quando definido como 1, a SPI está ativada;

DORD – *Data Order* – Se 1, LSB é transmitido primeiro. Se 0, MSB é transmitido primeiro;

MSTR – *Master/ Slave Select* – Define o Arduino em modo mestre se configurado como 1 e modo escravo, se 0;

CPOL – *Clock Polarity* – Se 1, define o *clock* como ocioso quando em estado alto e se configurado como 0, o *clock* fica ocioso quando em estado baixo;

CPHA – *Clock Phase* – Determina se a amostragem dos dados ocorre na extremidade ascendente ou descendente do *clock*;

SPR1/0 – *SPI Clock Rate Select 1& 0* – Esses dois bits controlam a taxa do *clock* do dispositivo mestre.

Não há uma configuração padrão para o SPI, portanto os fabricantes criam dispositivos com pequenas diferenças. Basicamente, o barramento SPI é um dispositivo mestre e o outro escravo, que desejam se comunicar entre si.

### 3.2.11.3 Protocolo UART

Segundo Braga (2020), o protocolo UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) possibilita a transmissão e recepção de dados originalmente disponíveis na forma paralela. Essa transmissão deve ser feita de forma segura, com um controle de paridade a fim de garantir a integridade dos dados e formas de sinalização na transmissão. Assim, a recepção sabe quando começa e termina uma transmissão de dados. As UARTs são os elementos básicos de qualquer sistema de comunicação serial, transformando dados na forma paralela e vice-versa. A comunicação serial (UART) possibilita a comunicação entre a placa e um computador ou entre a placa e um dispositivo. É por meio desse canal que realiza o carregamento do código para a placa do Arduino.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os testes foram realizados aplicando-se forças conhecidas na célula de carga e as variações das tensões na Ponte de *Wheatstone* foram medidas com o multímetro. Inicialmente, os testes foram realizados em lâminas de alumínio, mas foram substituídos por lâminas de aço inoxidável por apresentarem características semelhantes à célula de carga.

### 4.1 Testes para selecionar o tipo de extensômetro

A fim de definir entre o extensômetro de 120 ohms e o extensômetro de 350 ohms, variou-se a carga (gramas) aplicada no sensor e mediu-se a variação da resistência (ohms) no próprio sensor. Após a realização dos testes, verificou-se que o sensor de 120 ohms apresentava maior sensibilidade, conforme Tabela 3 e Tabela 4, sendo, portanto, selecionado para o projeto.

**Tabela 3 - Medições com o extensômetro de 120 ohms**

Massa (gramas)	Resistência ( $\Omega$ )
58	120,8
73	120,8
105	120,8
190	120,8
500	120,9
1000	121,1

Fonte: Dados da pesquisa, 2021

**Tabela 4 - Medições com o extensômetro de 350 ohms**

Massa (gramas)	Resistência ( $\Omega$ )
58	347,0
73	347,0
105	347,0
190	347,0
500	347,0
1000	348,0

Fonte: Dados da pesquisa, 2021

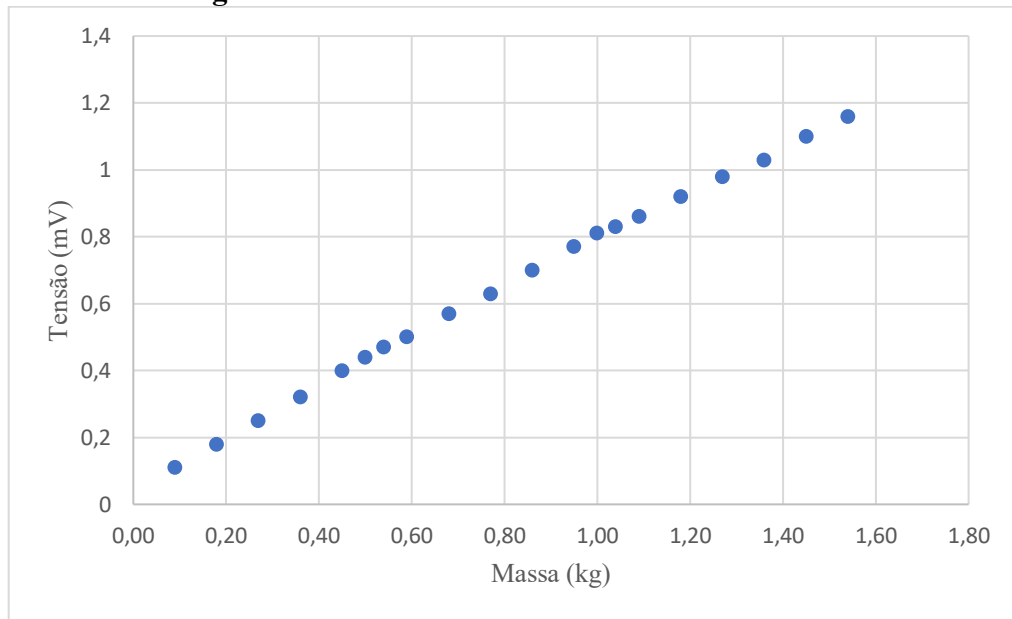
#### 4.2 Testes para selecionar a configuração da Ponte de *Wheatstone*

Com o intuito de obter a melhor configuração da Ponte de *Wheatstone*, foram realizados testes nas configurações com 1 extensômetro de 120 ohms ( $\frac{1}{4}$  de ponte) e com dois extensômetros de 120 ohms ( $\frac{1}{2}$  ponte). Obteve-se as curvas da Ponte de *Wheatstone* com um extensômetro de 120 ohms, conforme Tabela 5 e Figura 59 e com dois extensômetros de 120 ohms, conforme Tabela 6 e Figura 60.

**Tabela 5 - Teste com 1 extensômetro de 120 ohms**

<b>Massa (kg)</b>	<b>Tensão (mV)</b>
0,09	0,11
0,18	0,18
0,27	0,25
0,36	0,32
0,45	0,4
0,54	0,47
0,50	0,44
0,59	0,50
0,68	0,57
0,77	0,63
0,86	0,70
0,95	0,77
1,04	0,83
1,00	0,81
1,09	0,86
1,18	0,92
1,27	0,98
1,36	1,03
1,45	1,10
1,54	1,16

Fonte: Dados da pesquisa, 2021

**Figura 59 - Curva com 1 extensômetro 120 ohms**

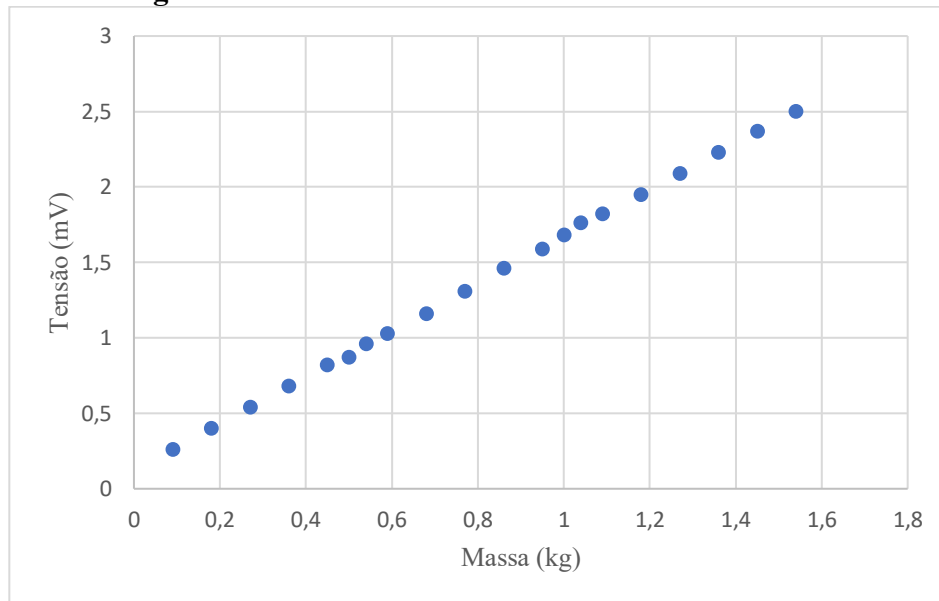
Fonte: Elaborado pela autora, 2021

**Tabela 6 - Teste com 2 extensômetros de 120 ohms**

Massa (kg)	Tensão (mV)
0,09	0,26
0,18	0,40
0,27	0,54
0,36	0,68
0,45	0,82
0,54	0,96
0,50	0,87
0,59	1,03
0,68	1,16
0,77	1,31
0,86	1,46
0,95	1,59
1,04	1,76
1,00	1,68
1,09	1,82
1,18	1,95
1,27	2,09
1,36	2,23
1,45	2,37
1,54	2,50

Fonte: Dados da pesquisa, 2021

**Figura 60 - Curva com 2 extensômetros de 120 ohms**



**Fonte: Elaborado pela autora, 2021**

A configuração de meia Ponte de *Wheatstone* mostrou ser a mais favorável, sendo utilizados 2 extensômetros de 120 ohms, reduzindo o custo do projeto se comparado com o circuito de Ponte de *Wheatstone* completa. Verificou-se que o resultado apresentou uma boa linearidade das leituras, conforme Hoffmann, K. (1974). No teste com 2 extensômetros, observou-se que além de compensação da temperatura, essa configuração apresentou uma sensibilidade maior se comparado à configuração com apenas 1 extensômetro.

O comportamento dos dados do sensor de 120 ohms mostra uma resposta linear, assim como os resultados apresentados por Vuuren *et al.* (2020). No sensor de nanotubo de carbono foi detectada a presença de histerese, conforme Koc, Dogan e Bek (2010) comentaram sobre os problemas associados aos sensores de força de mordida em estudos utilizando resistores de detecção de força.

### 4.3 Teste com o INA 125

Testes foram realizados com o HX711, entretanto apresentou instabilidade nas medições devido à sensibilidade a ruídos. Desta forma, optou-se por utilizar o amplificador operacional de instrumentação INA 125. Inicialmente, o INA 125 seria alimentado com 5V do próprio Arduino Nano, entretanto o nível de ruído que essa fonte apresenta impossibilitou o INA 125



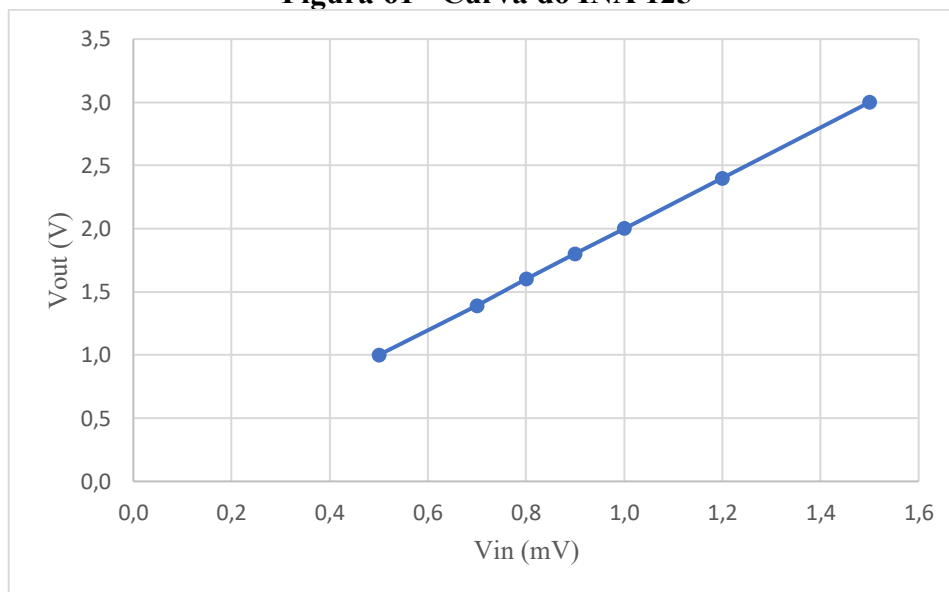
de funcionar adequadamente, optando-se pela bateria de 9V. O resultado do teste com o INA 125 está apresentado na Tabela 7 e Figura 61.

**Tabela 7 - Teste do INA 125**

<b>Vin (mV)</b>	<b>Vout (V)</b>
0,5	1,0
0,7	1,4
0,8	1,6
0,9	1,8
1,0	2,0
1,2	2,4
1,5	3,0

**Fonte: Dados da pesquisa, 2022**

**Figura 61 - Curva do INA 125**



**Fonte: Elaborado pela autora, 2022**

O dispositivo desenvolvido utiliza alimentação de bateria 9V e cartão SD para gravação dos valores de força de mordida medidos, tornando-o apropriado até mesmo para utilização em regiões precárias onde não houver energia elétrica ou Internet, como acontece em alguns lugares do sistema público de saúde.

#### 4.4 Testes com a célula de carga

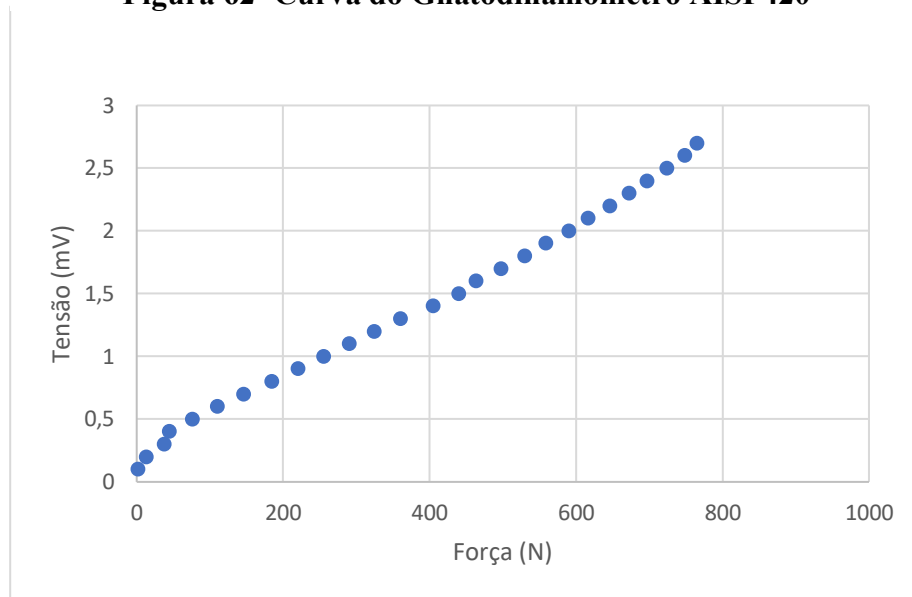
A equipe projetou a célula de carga realizando simulações no *SolidWorks*, a fim de verificar se o corpo de prova suportaria a carga de 1000N. Nos testes realizados, o corpo de prova apresentou deformação elástica quando aplicada cargas até 697N. Para cargas acima de 697N, apresentou deformação plástica. Verificou-se que o corpo de prova estava deformando plasticamente, pois no visor da máquina de testes os valores não apresentaram estabilidade, ficavam oscilando indicando que o material estava entrando na região de escoamento. A Tabela 8 e Figura 62 apresentam a curva do Gnatodinamômetro até 765N.

**Tabela 8 - Teste da célula de carga**

<b>Força (N)</b>	<b>Tensão (mV)</b>
2	0,1
13	0,2
37	0,3
44	0,4
76	0,5
110	0,6
146	0,7
184	0,8
220	0,9
255	1
290	1,1
324	1,2
360	1,3
405	1,4
440	1,5
463	1,6
497	1,7
530	1,8
559	1,9
590	2
616	2,1
646	2,2
672	2,3
697	2,4
724	2,5
748	2,6
765	2,7

Fonte: Dados da pesquisa, 2022

**Figura 62 -Curva do Gnatodinamômetro AISI 420**



Fonte: Elaborado pela autora, 2022

As pontas pivotantes apresentaram deformação plástica para cargas acima de 200N, conforme Figura 63.

**Figura 63 - Célula de carga (sem o tratamento térmico)**



Fonte: Fotografia da autora, 2022

Novas simulações foram realizadas no *SolidWorks*, a fim de verificar até que nível de carga o corpo de prova suportaria. Verificou-se que, para atingir os 1000N de carga pretendidos, seria necessário aplicar um tratamento térmico (têmpera) na célula de carga, a fim de aumentar a resistência e o limite de escoamento da mesma.

Após o tratamento térmico, novos testes realizados com a célula de carga mostraram que a mesma suportava os 1000N almejados, conforme Tabela 9 e Figura 64. Desta forma, foi obtido um corpo de prova que permite realizar medições em crianças e adultos. Entretanto, as

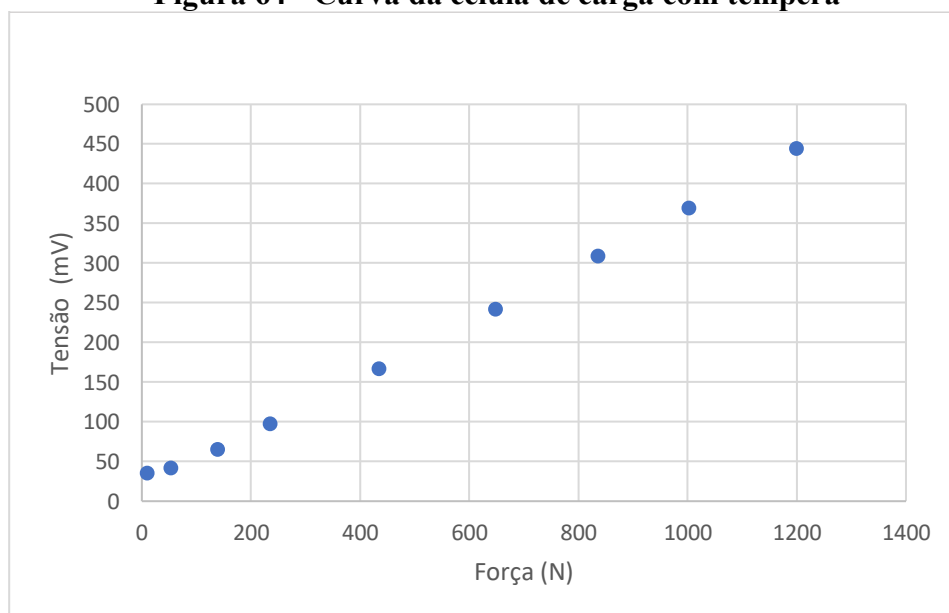
pontas pivotantes começaram a apresentar deformações plásticas a partir de 670N de carga. Portanto no presente momento, esse dispositivo será utilizado somente para medição da força de mordida até 500N, em crianças.

**Tabela 9 - Teste da célula de carga com têmpera**

Força (N)	Tensão (mV)
10,5	35
53,2	42
139,5	65,5
235,5	97,7
435	166,8
648	242
836	309
1003	369
1200	444

Fonte: Dados da pesquisa, 2022

**Figura 64 - Curva da célula de carga com têmpera**



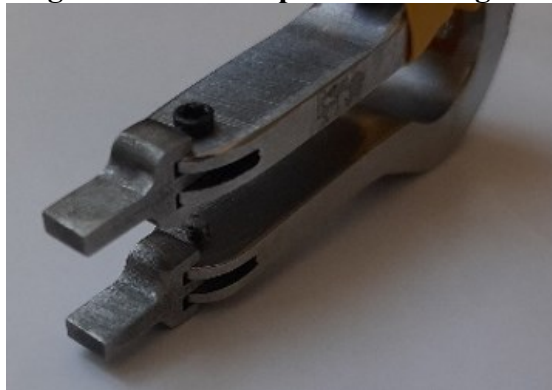
Fonte: Elaborado pela autora, 2022

Foram realizados testes com as pontas pivotantes a 0 graus da célula de carga (Figura 65) e a 90 graus da célula de carga (Figura 66). Verificou-se que a 90 graus, o valor da força de mordida reduzia em quase 50%, em comparação com o valor da força de mordida medida com a ponta pivotante a 0 graus da célula de carga, conforme pode-se verificar na Tabela 10 e na Tabela 11.

**Tabela 10 - Teste com ponta pivotante a 0 graus**

Força (N)	Tensão (mV)
7	36,3
30	50,1
75	77,4
100	115,1
150	166
204	211
300	246
405	271

Fonte: Dados da pesquisa, 2023

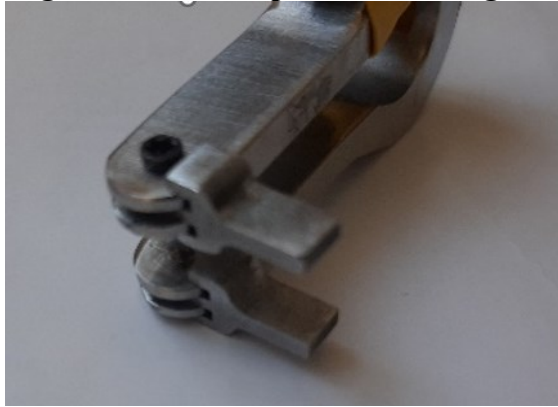
**Figura 65 - Pontas pivotantes a 0 graus**

Fonte: Fotografia da autora, 2023

**Tabela 11 - Teste com pontas pivotantes a 90 graus**

Força (N)	Tensão (mV)
7	35
30	43,2
75	55,7
100	63,8
150	80
204	99,2
300	130,7
405	167
500	199
605	235
700	267

Fonte: Dados da pesquisa, 2023

**Figura 66 - Pontas pivotantes a 90 graus**

Fonte: Fotografia da autora, 2023

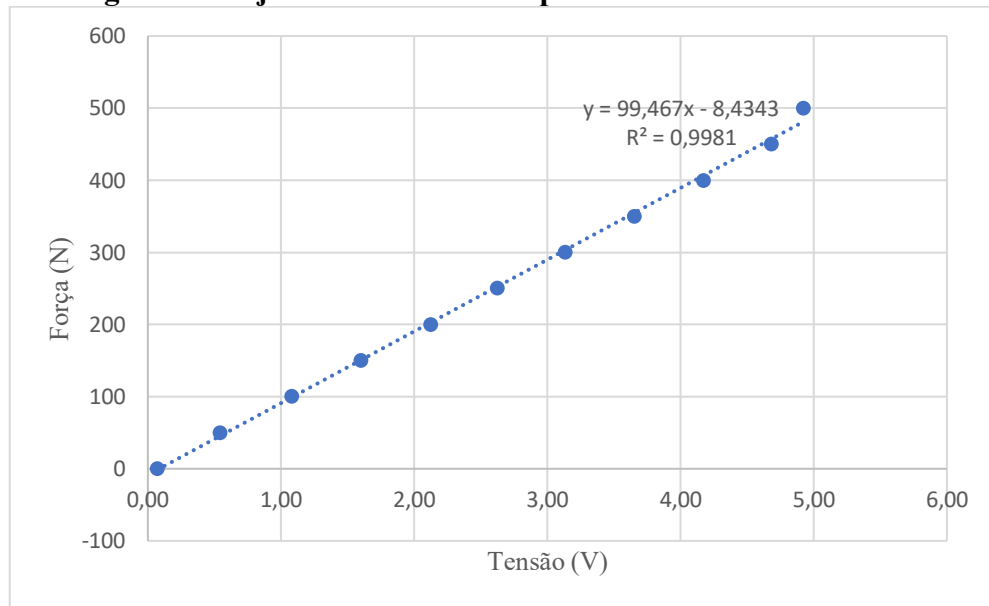
#### 4.5 Ajuste da curva de resposta

O ajuste da curva de resposta do dispositivo foi realizado utilizando o Método dos Mínimos Quadrados do MS Excel, conforme Tabela 12 e Figura 67. Foram aplicados diferentes valores de carga de 0 a 500N e a tensão na saída do INA 125 (pinos 5 e 10) medida com um multímetro digital.

**Tabela 12 - Ajuste da curva de resposta**

Vout (V)	Força (N)
0,070	0
0,541	50
1,082	100
1,600	150
2,123	200
2,621	250
3,131	300
3,652	350
4,173	400
4,682	450
4,921	500

Fonte: Dados da pesquisa, 2023

**Figura 67 - Ajuste da curva de resposta do Gnatodinamômetro**

Fonte: Elaborado pela autora, 2023

#### 4.6 Intervalo de Confiança

O intervalo de confiança foi obtido realizando 10 medições para cada carga individualmente de 20N, 50N, 100N, 200N e 300N, aplicadas nas pontas pivotantes da célula de carga do protótipo. Foram obtidos os resultados conforme Tabela 13.

**Tabela 13 - Medições realizadas com cargas fixas de 20, 50N, 100N, 200N e 300N**

Medida	20N	50N	100N	200	300
1	20,48	50,02	93,03	231,12	271,65
2	23,48	47,49	93,03	231,62	273,65
3	23,98	48,03	94,03	231,12	275,15
4	23,48	51,03	95,03	232,62	273,65
5	25,48	51,05	96,03	232,62	272,65
6	25,48	50,03	95,53	232,12	275,15
7	25,98	51,03	95,53	231,62	275,15
8	26,98	53,03	94,53	232,12	276,15
9	32,98	54,04	94,03	232,12	277,65
10	33,49	55,02	97,53	231,12	278,65

Fonte: Dados da pesquisa, 2023

#### 4.6.1 Cálculo do intervalo de confiança

O intervalo de confiança foi calculado com 95% de nível de confiança, conforme descrito a seguir e apresentado na Tabela 14.

**Tabela 14 - Cálculo do intervalo de confiança**

<b>Força</b>	<b>20N</b>	<b>50N</b>	<b>100N</b>	<b>200N</b>	<b>300N</b>
Média (M)	26,18	51,08	94,83	231,82	274,95
Desvio Padrão (DP)	3,91	2,29	1,33	0,56	2,05
Alfa	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
Tamanho (N)	10	10	10	10	10
Intervalo de confiança (IC)	2,43	1,42	0,82	0,35	1,27

Fonte: Resultado da pesquisa, 2023

A média (M) foi calculada conforme a Equação 16:

$$M = \frac{\sum \text{medições}}{\text{número de medições}} \quad (16)$$

O desvio padrão ( $\sigma$ ) foi calculado conforme a Equação 17:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - M)^2}{N}} \quad (17)$$

onde M é a média, N o número de amostras e  $x_i$  o valor de cada amostra.

O intervalo de confiança (IC) foi calculado conforme a Equação 18:

$$IC = M \pm 1,96 * \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \quad (18)$$

onde 1,96 é  $z_{\alpha/2}$  para o nível de confiança 95%.  $z_{\alpha/2}$  é o valor  $z_c$  associado com a probabilidade de  $\alpha/2$ .



Desta forma, para carga de 20N a média foi obtida utilizando a Equação 16:

$$M (20N) = \frac{(20,48+23,48+23,98+23,48+25,48+25,48+25,98+26,98+32,98+33,49)}{10} = 26,181N$$

O desvio padrão para carga de 20N foi obtido utilizando a Equação 17:

$$(x_i - M)^2 = (20,48 - 26,18)^2 + (23,48 - 26,18)^2 + (23,98 - 26,18)^2 + (23,48 - 26,18)^2 + (25,48 - 26,18)^2 + (25,48 - 26,18)^2 + (25,98 - 26,18)^2 + (26,98 - 26,18)^2 + (32,98 - 26,18)^2 + (33,49 - 26,18)^2 = 153,2061N$$

$$\sigma (20N) = \sqrt{\frac{153,2061}{10}} = 3,91415N$$

O intervalo de confiança para carga de 20N foi obtido utilizando a Equação 18:

$$IC (20N) = 26,181 \pm 1,96 * \frac{3,91415}{\sqrt{10}} = 26,181 \pm 2,4260N$$

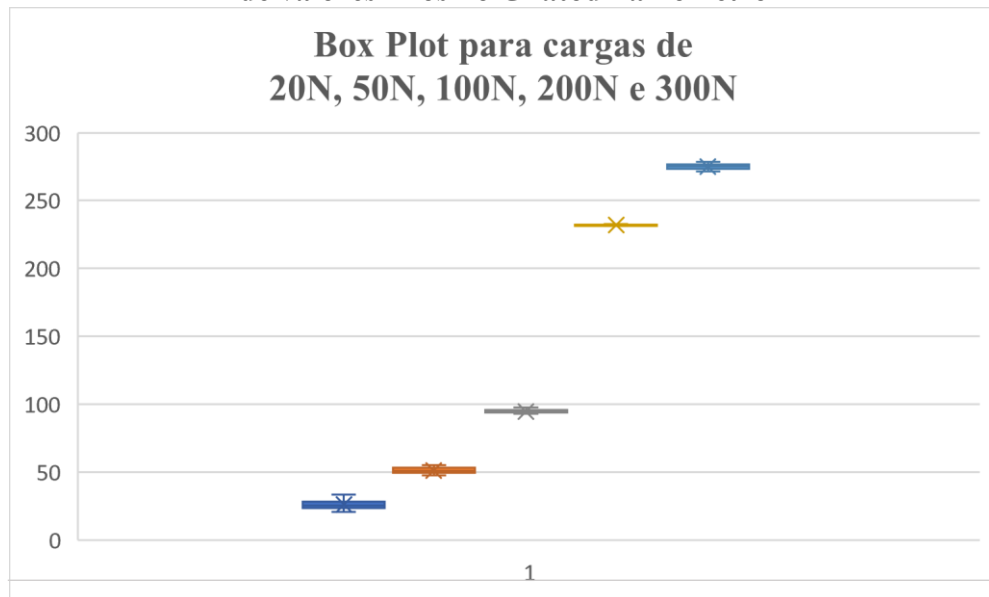
Portanto, o intervalo de confiança para carga de 20N é de [28,6070N; 23,7549N]

Os demais cálculos da média, desvio padrão, bem como o intervalo confiança para as cargas de 50N, 100N, 200N e 300N seguiram o mesmo critério demonstrado para carga de 20N.

#### 4.6.2 Diagrama de caixa

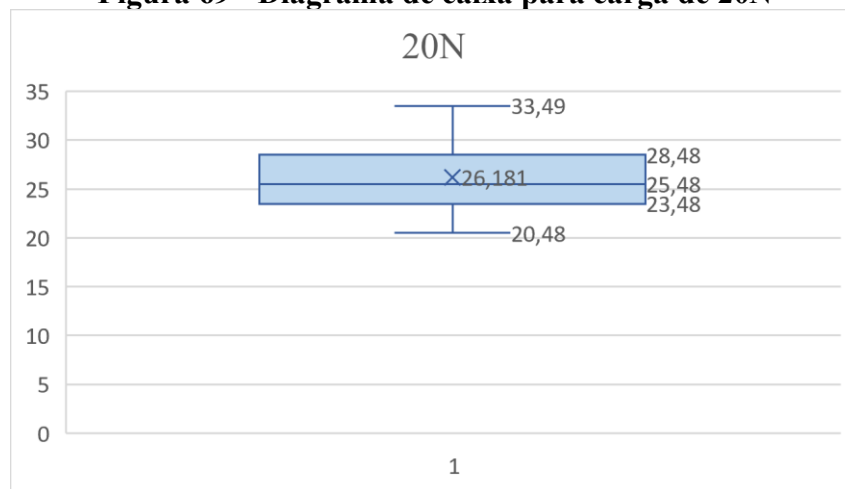
O diagrama de caixa ou *box plot* (Figura 68) fornece uma análise visual da posição, dispersão, simetria, caudas e valores discrepantes (*outliers*) do conjunto de dados.

**Figura 68 - Diagrama de caixa obtido aplicando-se cargas de valores fixos no Gnatodinômetro**



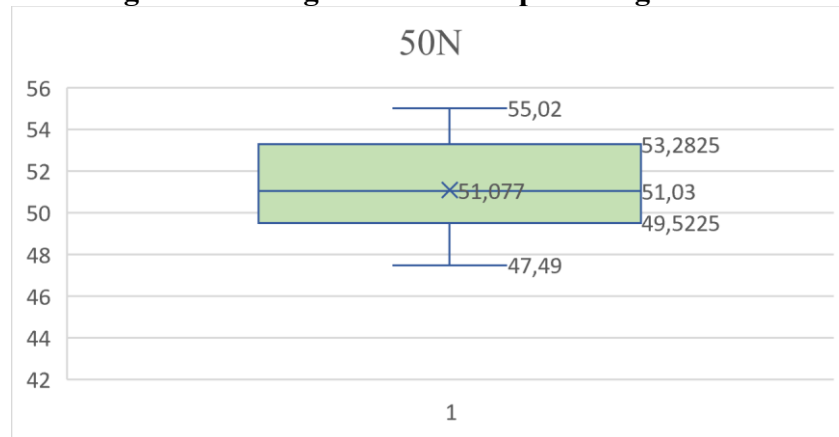
Fonte: Elaborado pela autora, 2023

**Figura 69 - Diagrama de caixa para carga de 20N**



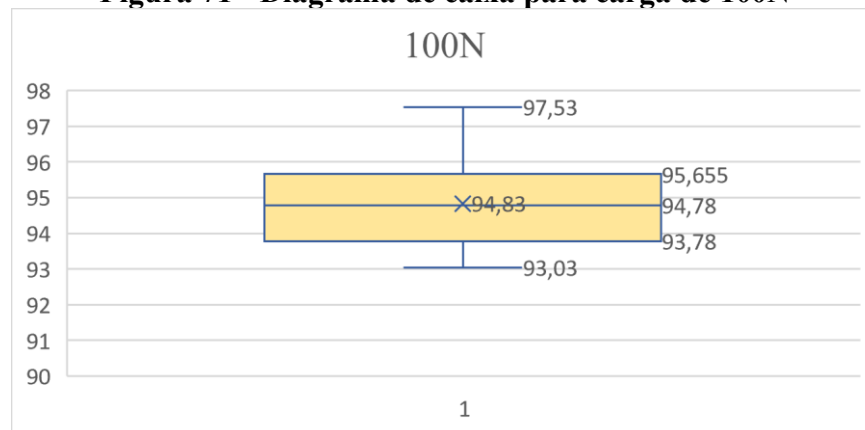
Fonte: Elaborado pela autora, 2023

No diagrama de caixa de 20N (Figura 69), pode-se observar que o valor máximo é de 33,49N e o valor mínimo é de 20,48N, sendo a média de 26,18N. O primeiro quartil é de 23,48N, o segundo quartil ou mediana é de 25,48N e o terceiro quartil é de 28,48N, sendo a dispersão de 5N (28,48N - 23,48N). Quanto à simetria, observa-se que os dados são assimétricos positivos, pois a posição da linha da mediana está próxima ao primeiro quartil. Observa-se também que não houve *outliers*.

**Figura 70 - Diagrama de caixa para carga de 50N**

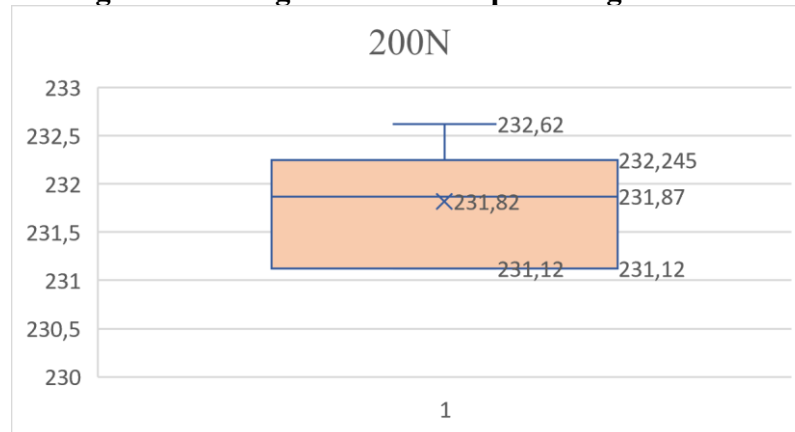
Fonte: Elaborado pela autora, 2023

No diagrama de caixa de 50N (Figura 70), pode-se observar que o valor máximo é de 55,02N e o valor mínimo é de 47,49N, sendo a média de 51,077N. O primeiro quartil é de 49,52N, o segundo quartil ou mediana é de 51,03N e o terceiro quartil é de 53,28N, sendo a dispersão de 3,76N ( $53,28N - 49,52N$ ). Quanto à simetria, observa-se que os dados são assimétricos positivos, pois a posição da linha da mediana está mais próxima ao primeiro quartil. Observa-se também que não houve *outliers*.

**Figura 71 - Diagrama de caixa para carga de 100N**

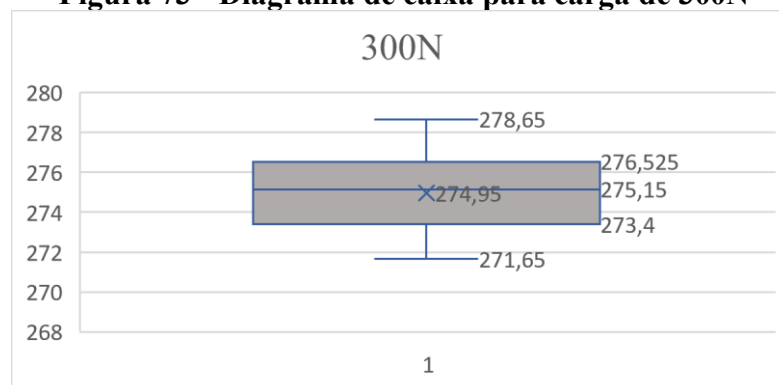
Fonte: Elaborado pela autora, 2023

No diagrama de caixa de 100N (Figura 71), pode-se observar que o valor máximo é de 97,53N e o valor mínimo é de 93,03N, sendo a média de 94,83N. O primeiro quartil é de 93,78N, o segundo quartil ou mediana é de 94,78N e o terceiro quartil é de 95,65N, sendo a dispersão de 1,87N ( $95,65N - 93,78N$ ). Quanto à simetria, observa-se que os dados são assimétricos positivos, pois a posição da linha da mediana está próxima ao primeiro quartil. Observa-se também que não houve *outliers*.

**Figura 72 - Diagrama de caixa para carga de 200N**

Fonte: Elaborado pela autora, 2023

No diagrama de caixa de 200N (Figura 72), pode-se observar que o valor máximo é de 232,62N e o valor mínimo é de 231,12N, sendo a média de 231,82. O primeiro quartil é de 231,12N, o segundo quartil ou mediana é de 231,87N e o terceiro quartil é de 232,24N, sendo a dispersão de 1,125N ( $232,245\text{N} - 231,12\text{N}$ ). Quanto à simetria, observa-se que os dados são assimétricos negativos, pois a posição da linha mediana está mais próxima ao terceiro quartil. Observa-se também que não houve *outliers*.

**Figura 73 - Diagrama de caixa para carga de 300N**

Fonte: Elaborado pela autora, 2023

No diagrama de caixa de 300N (Figura 73), pode-se observar que o valor máximo é de 278,65N e o valor mínimo é de 271,65N, sendo a média de 274,95N. O primeiro quartil é de 273,40N, o segundo quartil ou mediana é de 275,15N e o terceiro quartil é de 276,525N, sendo a dispersão de 3,12N ( $276,52\text{N} - 273,40\text{N}$ ). Quanto à simetria, observa-se que a distribuição dos dados são assimétricos negativos, pois a posição da linha mediana está mais próxima ao terceiro quartil. Observa-se também que não houve *outliers*.

Analisando os diagramas de caixa apresentados, observa-se que o intervalo interquartílico da carga de 200N apresentou menor dispersão, enquanto o intervalo interquartílico da carga de 20N apresentou maior dispersão.

#### 4.7 O protótipo

O valor de cada medição é disponibilizado no *display* de LCD 16x2 com I<sup>2</sup>C, conforme Figura 74 e registrados em um cartão SD na forma de relatório, conforme APÊNDICE A.

**Figura 74 - Tela do *display* LCD 16x2 com uma medição**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

O protótipo foi montado em uma caixa patola, com 2 *pushbottons*, 1 botão de *reset*, e 1 botão liga/desliga na tampa do dispositivo. O *pushbotton* verde aciona as medições das forças de mordida e o *pushbotton* preto aciona o cancelamento da última medição realizada. O protótipo também disponibiliza uma posição para entrada do cartão SD. A Figura 75 mostra uma foto do protótipo.

Esse projeto pode ser expandido utilizando-se IoT (Internet das coisas), onde os dados obtidos poderão ser disponibilizados em tempo real em um dispositivo móvel. Outra forma de armazenar os dados coletados seria por meio do módulo Wi-Fi Esp8266 Esp-01. Com este módulo, os dados poderiam ser armazenados na nuvem.

No decorrer dos testes, pode-se observar que devido ao sinal da força de mordida ser muito pequeno, requer um estudo para blindagem do dispositivo a fim de minimizar interferências externas que possam comprometer os valores das medições.

**Figura 75 - Protótipo do Gnatodinamômetro**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

#### ***4.7.1 O funcionamento do protótipo***

O funcionamento do protótipo está descrito no APÊNDICE B – Manual de instruções do Gnatodinamômetro.

## 5 CONCLUSÕES

Este projeto desenvolveu um sistema de aquisição e tratamento de sinais para medição da força de mordida de seres humanos, possibilitando auxiliar o profissional da área da saúde a avaliar anomalias na arcada dentária do paciente por meio do relatório gerado pelo Gnatodinamômetro e encaminhar o paciente para o tratamento adequado. O extensômetro de 120 ohms mostrou ser o mais adequado para medições por apresentar boa sensibilidade e por ser menos propenso à corrente parasitária. A configuração de meia Ponte de *Wheatstone* mostrou ser a mais adequada para o projeto, por apresentar uma boa resposta linear. Desta forma, o Gnatodinamômetro é composto por sensores de 120 ohms, modelo PA-09-125BA-120-L unidirecional simples da Excel Sensores, INA 125, Arduino Nano, *display* de LCD 16x2 com I<sup>2</sup>C, *Real time clock* RTC DS3231 e cartão micro SD.

Os testes realizados demonstraram que a célula de carga confeccionada com aço inoxidável AISI 420 com tratamento térmico possibilita a utilização do dispositivo tanto em crianças quanto em adultos, pois atingiu a carga de 1200N almejada neste projeto. Entretanto, as pontas pivotantes limitaram o uso deste dispositivo para ser utilizado apenas em crianças com força de mordida máxima até 500N. Após as medições serem registradas no cartão micro SD, na forma de relatórios, o mesmo poderá ser inserido em um computador ou um dispositivo móvel para impressão e/ou envio dos dados à Internet, respectivamente.

A simplicidade do aparelho, a facilidade de manuseio e fabricação desse dispositivo permitirá que mais pessoas possam ter acesso a ele, possibilitando assim a criação de um Banco de Dados Nacional, contribuindo desta forma com a ciência que poderá obter uma melhor avaliação da força de mordida, bem como contribuir para melhoria de políticas de saúde oral.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDO, K.; FUWA, Y.; KUROSAWA, M.; KONDO, T.; GOTO, S. Bite Force Measurement System Using Pressure-sensitive Sheet and Silicone Impression Material. **Dental Materials Journal**. March, 2009.

AGUR, A. M. R., DALLEY A. F. **Grant's Atlas de Anatomia**. Editora Guanabara Koogan Ltda. Rio De Janeiro, 11a Edição, 2006.

ALVES, N.; CÂNDIDO P. L. **Anatomia para o Cirurgião-Dentista**. Editora Santos. São Paulo, 2008.

ATMEL Corporation. Datasheet: Atmega328p. Electronic Publication,2009. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/313218/atmel/atmega3283p.html>  
Acesso em: 15 Mai. 2021.

ARDUINO Nano. Datasheet. Disponível em: <https://docs.arduino.cc/static/df1eeb1e465d8f3127932783671ed42d/A000005-datasheet.pdf>.  
Acesso em: 10 Jun. 2020.

AVIA Semicondutor. Datasheet: Hx711. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1132222/avia/hx711.html>. Acesso em: 10 Jun. 2021.

BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**. volume 2, 2a Edição, Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos, c2010-c2011.

BLACK, G.V. An Investigation of The Physical Characters of the Human Teeth in Relation to Their Diseases, and to Practical Dental Operations Together with the Physical Characters of Filling Materials. **The Dental Cosmos**, 1895, V.37, Pp.469-484.

BRAGA, N. **Como funcionam as UARTs**. Disponível em: <https://newtoncbraga.com.br/index.php/telecom-artigos/1709->. Acesso em: 10 Mar. 2022.

DYCK, M.; HOFFMANN J. Strain Gage Installation. Telerobotic and Biorobotic Systems Group. University of Alberta. Disponível em <https://youtu.be/s4Bq8MvwbyU>. Acesso em: 20 de Nov. 2021.

DYNATEC. Strain Gage Installation Procedure. Disponível em: <https://youtu.be/s4Bq8MvwbyU>. Acesso em: 15 de Nov., 2021.

ELNAGHY, R.; EL-AASSAR, Y.M.; HASANIN, M. Activation of Fixed Labial Appliances, Briefly at Initiation, May Reduce Masticatory Performance and Bite Force. **The Journal of Evidence- Based Dental Practice**, 2023, V.23, N.3.

FERNANDES, C.P.; GLANTZ, P.J.; SVENSSON, S.A.; BERGMARK, A. A Novel Sensor for Bite Force Determinations. **Dent Mater**. 2003; 19:118-126.



FLANAGAN, D.; ILIES, H.; O'BRIEN, B.; MCMANUS A.; LARROW, B.; Jaw Bite Force Measurement Device. **Journal of Oral Implantology**, 2012; n.4; vol.XXXVIII.

FLOYD, T.L. **Sistemas Digitais: fundamentos e aplicações**. 9ª Edição. Porto Alegre: Bookman, 2007.

FLOYSTRAND, F.; KLEVEN, E.; OILO, G.; A Novel Miniature Bite Force Recorder and Its Clinical Application. **Acta Odontol. Scand**, 1982;40;209-214.

GONÇALVES, S.S; ABREU, G. L. S.; OLIVEIRA, S. K. S. **Anatomia Dentária**. Editora Unifeso, Teresópolis, 2021.

HANDSONTEC. Datasheet Lcd Com I2c. Disponível em: [http://www.handsontec.com/dataspecs/module/I2C\\_1602\\_LCD.pdf](http://www.handsontec.com/dataspecs/module/I2C_1602_LCD.pdf). Acesso em 20. Mai. 2021.

HEIDEGGER, G. W. **Atlas de Anatomia Humana**. Editora Guanabara Koogan, Rio De Janeiro, 2ª Edição, 1972.

HOFFMANN, K. Applying the Wheatstone Bridge Circuit. Germany: HBM, 1974.

IMAGAWA, N.; KATO-KOGOE, N.; SUZUKI, K.; OMORI, M.; SUWA, Y.; INOUE, K.; NAKANO, H.; YAMAMOTO, K.; KAMIYA, K.; IKEHARA, S.; HOSHIGA, M.; TAMAKI, J.; KAWATA, R.; UENO, T. Relationship between Oral Function and Occlusal Bite Force in the Elderly. **Journal of Hard Tissue Biology**, 2020;29;165-168.

KOBAYASHI, F.Y.; FURLAN, N.F.; BARBOSA, T.S.; CASTELO, P.M.; GAVIÃO, M.B.D.Evaluation of Masticatory Performance and Bite Force in Children with Sleep Bruxism. **Journal of Oral Rehabilitation**, May 2012, v.39, Pp.776-783.

KOC, D.; DOGAN, A.; BEK, B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review **European Journal Of Dentistry**, Uttar Pradesh, April 2010, V.4.

KOGAWA, E.M.; CALDERON, P.S.; LAURUS, J.R.P.; ARAUJO, C.R. P.; CONTI, P.R.C. Evaluation of Maximal Bite Force in Temporomandibular Disorders Patients. **Journal Oral Rehabil**, 2006;33;559-565.

KURUSU, A.; HORIUCHI, M.; SOMA, K. Relationship Between Occlusal Force and Mandibular Condyle Morphology. **Angle Orthodontist**, vol. 79, N.6,2009.

LASILLA, V.; HOLMLUND, I.; KOIVUMAA, K.K. Bite Force and Its Correlations in Different Denture Types. **Acta Odontol. Scand**. 1985;43;127-132

LUCAS, P.; OMAR, R. New Perspectives on Tooth Wear. **International Journal of Dentistry**. 28 Mar 2012.

MAXIM Integrated. DS3231 Extremely Accurate I2C-Integrated RTC/TCXO/Crystal. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/ds3231.pdf>. Acesso em: 20 Mai. 2021.

MCROBERTS, M. **Arduino Básico**. 2ª Edição. São Paulo: Novatec Editora Ltda, 2015.

METALINOX. Saiba Mais Sobre Aço 420. Disponível em: <https://www.metalinoxsp.com.br/aço-420>. Acesso em: 10 Oct. 2022.

MIYAURA, K.; MORITA, M.; MATSUKA, Y.; YAMASHITA, A.; WATANABE, T. Rehabilitation of Biting Abilities in Patients with Different Types of Dental Prostheses. **Journal of Oral Rehabil**, 2000;27;1073-1076.

MÓDULO cartão micro SD. Micro SD Card Module for Arduino Disponível em: <https://5.imimg.com/data5/YP/WB/MY-1833510/micro-sd-card-module-for-arduino.pdf> Acesso em: 20 Aug. 2022.

MOUNTAIN, G.; WOOD, D.; TOUMBA, J. Bite Force Measurement in Children with Primary Dentition. **International Journal of Paediatric Dentistry**, March 2011, Vol.21(2), pp.112-118

NILSSON, J.W.; RIEDEL, S.A. **Circuitos Elétricos**. 10ª Edição. São Paulo: Pearson Education Do Brasil Ltda, 2015. Cap.3, P. 74-75.

OKESON. J. P. **Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão**. 6ª edição. Rio de Janeiro, Elsevier Editora Ltda, 2013.

OWAIS, A. I ; SHAWEESH, M. ; ABU A.; ELHAM S. J. Maximum Occusal Bite Force for Children in Different Dentition Stages. **The European Journal of Orthodontics**, 2012, vol. 35(4), Pp.427-433.

PALINKAS, M; NASSAR, M.S.P.; CECÍLIO, F.A.; SIÉSSERE, S.; SEMPRINI, M.; MACHADO-DE-SOUZA, J.P.; HALLAK, J.E.C.; REGALO, S.C.H. Age and Gender Influence on Maximal Bite Force and Masticatory Muscles Thickness. **Archives of Oral Biology**, 2010;55;797;802.

PELLIZZER, E.P.; MUENCH, A. Forças de Mordida Relacionadas a Próteses Parciais Removíveis Inferiores. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**. Out.1998.

PERTENCE Jr., A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos: Teoria, Projetos, Aplicações e Laboratório**. 4ª Edição. São Paulo: McGraw-Hill, 1988.

PROFFIT, W.; FIELDS, H.; NIXON, W. Occlusal Forcer in Normal and Long-Faces Adults. **Journal of Dental Research**, 1983;62;566-571

RODRIGUES, P.I.S. Avaliação e Projeto de Uma Célula de Carga de Medida da Força de Mordida Humana. 2023. 28f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, 2023.

ROSSI, M. A. **Anatomia Craniofacial Aplicada à Odontologia: Abordagem Fundamental e Clínica**. Editora Santos, Rio De Janeiro, 2ª Edição, 2017.

SANDISK Secure Digital Card. Disponível em: <https://www.convict.lu/pdf/ProdManualSDCardv1.9.pdf>. Acesso em: 15.05.2022

SCHIMMEL, M.; LEEMANN, B.; HERRMANN, F.R.; KILIARIDIS, S.; SCHNIDER A.; MULLER, F. Masticatory Function and Bite Force In Stroke Patients, **International & American Associations for Dental Research**. July 22,2010.

SHIGA, H.; KOMINO, M.; UESUGI, H.; Sano, M.; YOKOYAMA, M.; NAKAJIMA, K.; ISHIKAWA, A. Comparison of Two Dental Prescale Systems Used for the Measurement of Occlusal Force. **Springer**, 2020,108:676-680.

SHINOGAYA, T.; BAKKE, M.; TOMSEN, C.E., VILMANN, A.; MATSUMOTO M. Bite Force and Occlusal Load in Healthy Young Subjects – A Methodological Study, **European Journal Prosthodont Restor Dent**, 2000;8:11-15.

SPIEGEL, M.R. **Estatística**. Ao Livro Técnico S.A. Rio de Janeiro, 2a Edição, 1969.

SUBRAMANIAN, P.; GIRISH, B., K.L.; IFZAH. Effect of Restoring Carious Teeth on Occlusal Bite Force in Children. **The Journal of Clinical Pediatric Dentistry**, 2016, v.40, N.4.

TAKEUCHI, H.; IKEDA, T.; CLARK, GT. A Piezoelectric Film-Based Intrasplint Detection Method for Bruxism. **Journal Prosthet Dent**, 2001;86;195-202.

TEXAS Instruments. **INA 125 Instrumentation Amplifier**. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/847622/TI1/INA125.html>. Acesso em: 10 Jun 2022

TORTORA, G. J. **Corpo Humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. Artimed Editora S.A., Porto Alegre, 6ª Edição, 2006.

UNIVERSIDADE Virtual do Estado de São Paulo. Disponível em: <https://youtu.be/xfp0elgeqy>. Acesso em: 20 Jul. 2021.

USUI, T.; UEMATSU, S.; KANEGAE, H.; MORIMOTO, T.; KURIHARA, S. Changes in Maximum Occlusal Force in Association with Maxillofacial Growth. **Orthodontics and Craniofacial Research**, 2007;10;226-234.

VILELA, M.; PICINATO-PIROLA, M.N.C.; GIGLIO, L.D.; ANSELMO-LIMA, W.T.; VALERA, F.C.P.; TRAWITZKI, L.V.V.; GRECHI, T.H. Força de Mordida em Crianças com Mordida Cruzada Posterior. **Audiol Commun Res**.2017;22: E1723.

VUUREN, L. J.; VUUREN, W. A. J.; BROADBENT, J. M.; DUNCAN, W. J.; WADDELL, J. N. Development of a Bite Force Transducer for Measuring Maximum Voluntary Bite Forces Between Individual Opposing Tooth Surfaces. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. May. 2020, 109,103846.

WALTIMO, A.; KONONEN, M. A Novel Bite Force Recorder and Maximal Isometric Bite Force Values for Healthy Young Adults. **Scand Jorنال Dent Research**, 1993, 101;171-175.

YOKOCHI, C.; ROHEN, J.W.; LUTJEN-DRECOLL, E. **Anatomia Humana: Atlas Fotográfico de Anatomia Sistêmica e Regional**. 4ª Edição. São Paulo: Manole, 1998.

**APÊNDICE A - Relatório do Gnatodinamômetro**

Paciente 1 - 23.01.2023, 15:35:51

Dente 22

15:35:52, Mordida = 150.42N

15:35:56, Mordida = 147.16N

15:36:00, Mordida = 150.42N

15:36:04, Mordida = 152.38N

15:36:08, Mordida = 151.73N

Média = 150.42N, Máximo = 152.38

Dente 27

15:36:20, Mordida = 215.04N

15:36:25, Mordida = 211.78N

15:36:28, Mordida = 215.69N

15:36:33, Mordida = 214.39N

15:36:37, Mordida = 214.39N

Média = 214.26N, Máximo = 215.69

Dente 17

15:36:42, Mordida = 256.16N

15:36:49, Mordida = 267.91N

15:36:53, Mordida = 269.22N

15:36:57, Mordida = 273.14N

15:37:01, Mordida = 269.87N

Média = 267.26N, Máximo = 273.14

Dente 32

15:37:16, Mordida = 359.95N

15:37:21, Mordida = 357.34N

15:37:25, Mordida = 359.95N

15:37:28, Mordida = 357.99N

15:37:32, Mordida = 360.60N

Média = 359.17N, Máximo = 360.60

Paciente 2 - 23.01.2023, 15:37:46

Dente 22

15:37:47, Mordida = 235.28N

15:37:55, Mordida = 240.50N

15:37:58, Mordida = 240.50N

15:38:02, Mordida = 242.46N

15:38:06, Mordida = 242.46N

Média = 240.24N, Máximo = 242.46

Dente 27

15:38:12, Mordida = 239.19N

15:38:20, Mordida = 410.86N

15:38:24, Mordida = 408.25N

15:38:29, Mordida = 405.64N

15:38:34, Mordida = 406.29N

Média = 374.05N, Máximo = 410.86

Dente 17

15:38:38, Mordida = 405.64N

15:38:45, Mordida = 404.34N

15:38:51, Mordida = 403.03N

15:38:56, Mordida = 403.68N

15:39:00, Mordida = 402.38N

Média = 403.81N, Máximo = 405.64

Dente 32

15:39:20, Mordida = 498.33N

Medição anterior cancelada

15:39:54, Mordida = 347.55N

15:39:59, Mordida = 346.24N

15:40:03, Mordida = 343.63N

15:40:07, Mordida = 343.63N

15:40:11, Mordida = 343.63N

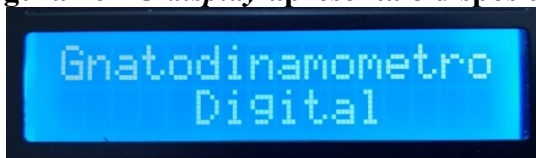
Média = 346.11N Máximo = 498.33

## APÊNDICE B – Manual de instrução do Gnatodinamômetro

O protótipo funciona conforme descrito a seguir:

- 1 – Inserir o cartão SD.
- 2 – Ligar o dispositivo no botão liga/desliga. Aparecerá no *display* de LCD 16 x 2 a mensagem conforme Figura 76.

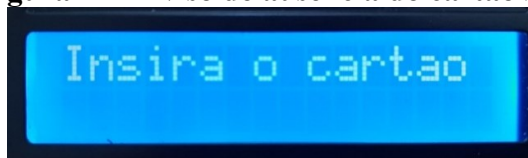
**Figura 76 - O *display* apresenta o dispositivo**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

- 3 – Ao ligar o dispositivo, caso o cartão SD não esteja inserido, aparecerá a mensagem da Figura 77 no *display*, alertando que é necessário inserir o cartão antes de iniciar as medições.

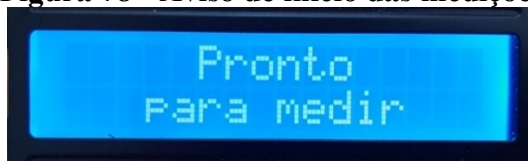
**Figura 77 - Aviso de ausência do cartão SD**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

- 4 – Após a inserção do cartão SD (caso não tenha sido inserido inicialmente), o dispositivo deverá ser resetado pelo botão de *reset*. Caso o cartão SD já esteja no dispositivo ao ligar o aparelho, não será necessário acionar o botão de reset. Em seguida aparecerá a mensagem da Figura 78 informando que as medições poderão ser iniciadas.

**Figura 78 - Aviso de início das medições**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

5 – A realização das medições é feita acionando o *pushbotton* verde, cujos valores da força de mordida aparecerá no *display*, conforme a Figura 79.

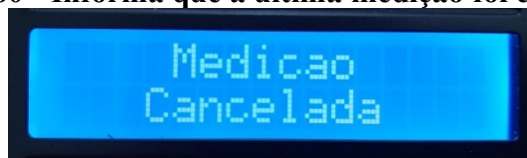
**Figura 79 - Valor da medição da força de mordida**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

6 – Caso seja necessário refazer a medição, basta acionar o *pushbotton* preto e aparecerá a mensagem da Figura 80. A seguir, acionar o *pushbotton* verde para realizar a nova medição.

**Figura 80 - Informa que a última medição foi cancelada**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

## ANEXO A - Propriedades dos extensômetros de resistência elétrica

Os itens a seguir foram descritos por Balbinot e Brusamarello (2010) do livro Instrumentação e Fundamentos de Medidas.

### A.1 - Extensômetros de resistência elétrica com compensação de temperatura

Os extensômetros de resistência elétrica são construídos de diferentes metais e ligas, tais como constantã ( $\text{Cu}_{57}\text{Ni}_{43}$ ), Karma ( $\text{Ni}_{756}\text{Cr}_{20}\text{Fe}_x\text{Al}_y$ ) e nicromo (Ni Cr). Também são produzidos em semicondutores, tais como silício e germânio. Basicamente, a escolha do sensor consiste na determinação de uma combinação de parâmetros compatíveis com o ambiente e com as condições de operação do sensor.

Em aplicações estáticas, tanto a Ponte de *Wheatstone* quanto o extensômetro, devem ser compensados para anular o efeito da temperatura. Quando a temperatura varia, podem ocorrer quatro efeitos:

- a) o fator de extensômetro  $K$  varia com a temperatura;
- b) a grade sofre um alongamento ou uma contração,  $\frac{\Delta l}{l} = \alpha \Delta t$ ;
- c) a célula se alonga ou se contrai,  $\frac{\Delta l}{l} = \beta \Delta t$ ;
- d) a resistência do extensômetro varia,  $\frac{\Delta l}{l} = \gamma \Delta t$ .

A principal componente que determina as condições de operação do extensômetro é o material que compõe a grade. O constantã é uma liga antiga que continua a ser utilizada. Apresenta uma boa combinação de propriedades necessárias para as aplicações do extensômetro. Por exemplo, essa liga apresenta uma sensibilidade (fator do extensômetro) adequada. Sua resistividade é alta o suficiente para alcançar valores de resistência adequados mesmo em superfícies sensoras pequenas. Além disso, possui alta capacidade de alongamento e boa resistência a fadiga. Entretanto, esse material apresenta *drift* contínuo a temperaturas acima de  $65^\circ\text{C}$ .

É comum que os fabricantes de extensômetros selecionem ligas com intuito de compensar os efeitos dos parâmetros observados. Essa característica é conhecida como



**autocompensação de temperatura.** Extensômetros com autocompensação de temperatura são projetados para apresentar o mínimo de deformação aparente em uma faixa aproximada de -45 a 200°C.

## A.2 - Aspectos para escolha de extensômetros de resistência elétrica

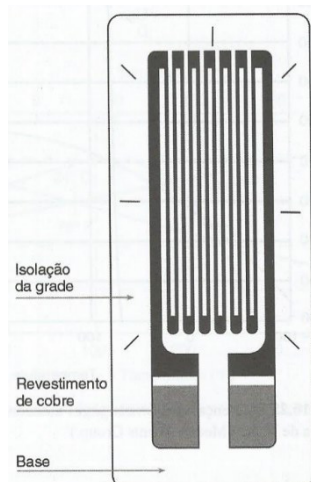
Ligas contendo constantã são indicadas para medidas de grandes deformações, da ordem de 5% (5000 *microstrains*) ou mais. As ligas que contêm constantã são muito dúcteis e em sensores com comprimento maiores que 3mm podem alongar-se mais que 20%. Em aplicações em que a medida é dinâmica, é indicada uma liga isoelástica. Essa liga tem vida longa à fadiga, além de apresentar um fator de extensômetro de aproximadamente 3,2. Esse tipo de liga tem relação de saída não-linear e essa característica torna-se significativa a partir de 5000 *microstrains*. Outras ligas caracterizam-se por longa vida quando submetidas a fadiga e são ideais na medição de deformação estática em longos períodos (meses ou anos) a temperaturas ambientes ou em pequenos períodos de temperaturas um pouco mais elevadas.

Outro parâmetro a ser determinado na escolha de um extensômetro é o material da base. Alguns extensômetros são oferecidos com base de:

- Poliamida: flexível, maleável e de fácil manuseio. Pode ser aplicado em faixas de temperaturas de -195 a 175°C. A base de poliamida é indicada para aplicações genéricas estáticas ou dinâmicas. Com essa base é possível alcançar alongamentos maiores que 20%.
- Epoxifenólico: possui um reforço de fibra de vidro que possibilita a sua utilização em largas faixas de temperatura, de -269 a 290°C. O alongamento máximo desta base é bastante limitado, de 1% a 2%.

O extensômetro de uso geral é utilizado em aplicações genéricas e pode ser visto na Figura 81. Esse tipo de sensor é geralmente utilizado nas situações em que não são caracterizadas condições extremas de trabalho como alta temperatura ou grandes deformações.

**Figura 81 - Extensômetro de uso geral**



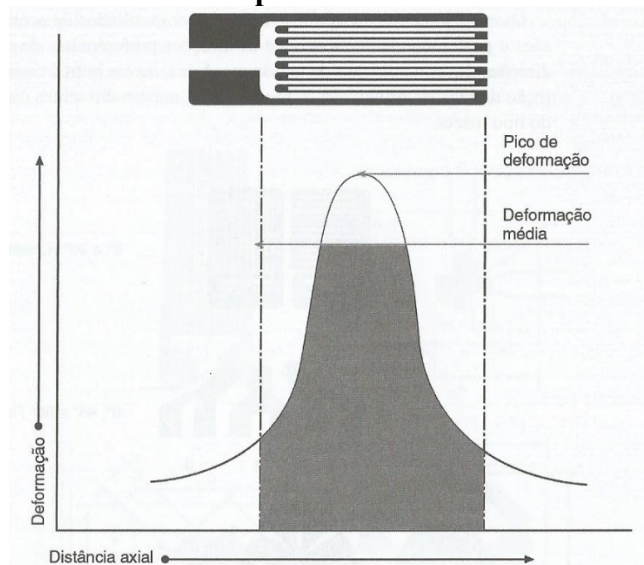
**Fonte: Balbinot, 2010**

Também pode-se observar, na Figura 81, o revestimento de cobre que facilita o processo de soldagem do sensor aos cabos condutores.

### **Comprimento do sensor**

O comprimento do sensor consiste na área ativa da grade. A parte do contorno dos fios (na grade) juntamente com os terminais de cobre é considerada insensível e, portanto, fora do parâmetro de comprimento do sensor. Os extensômetros de resistência elétrica são oferecidos em uma ampla faixa de comprimentos: 0,2 mm a 100mm. O comprimento do extensômetro é um parâmetro muito importante no desempenho do transdutor. Geralmente as medidas das tensões mecânicas são executadas em um ponto crítico das estruturas ou partes mecânicas. Sabe-se porém, que existe uma distribuição de tensões em torno de um ponto máximo. Quando um extensômetro é colado em uma região, é feita uma integração ou uma média da distribuição desses pontos sob a grade sensora. Desta forma, o valor lido é sempre menor que o pico máximo de tensão. Quanto maior for a área da grade, menor será o valor de saída do extensômetro. A Figura 82 ilustra esse aspecto do extensômetro de resistência elétrica. Como uma regra empírica, quando possível o comprimento da grade não deve ser maior que 10% do raio do furo, filete, ranhura ou qualquer outro detalhe na estrutura medida.

**Figura 82 - Ilustração da média da distribuição das tensões na região sob a grade sensora do extensômetro de resistência elétrica, resultando em uma saída mais baixa que o pico máximo.**



**Fonte: Balbinot, 2010**

Extensômetros com menos de 3 mm de comprimento tendem a apresentar baixo desempenho, principalmente em termos de alongamento máximo, estabilidade em condições estáticas e durabilidade. Quando possível, deve-se escolher os extensômetros mais longos (regulares), pois geralmente são mais fáceis de manusear e instalar. Sua área maior também implica uma dissipação maior de calor. Esta propriedade pode ser muito importante quando aplicados em plásticos ou outros materiais que são pouco condutores de calor. Dissipação inadequada do sensor causa aquecimento da grade, o que altera o seu desempenho. Como regra geral, comprimentos de 3 a 6 mm são preferíveis. Os comprimentos mais usuais e de melhor custo-benefício situam-se nesta faixa.

### **Extensômetros uniaxiais**

Extensômetros uniaxiais consistem em extensômetros com o formato de grades mais simples. Nesta configuração, a espessura das linhas da grade e dos terminais de soldagem é função do comprimento do sensor. As resistências típicas são 120 ou 350  $\Omega$ .

Na análise de tensões, deve-se utilizar uma grade uniaxial simples quando é conhecido o eixo principal da tensão, pois a fixação do extensômetro deve ser feita sempre na direção do alongamento das linhas de grade.

### A.3- Campo de deformações e fator de sensibilidade transversal nos extensômetros

A sensibilidade de um condutor submetido a uma deformação unidirecional é definida pela Equação 19:

$$S_L = \frac{dR/R}{\varepsilon} \approx \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad (19)$$

sendo  $S_L$  a sensibilidade do condutor,  $R$  a resistência,  $\Delta R$  a variação da resistência e  $\varepsilon$  a deformação relativa.

Em um extensômetro, o condutor dificilmente será uniforme sobre toda a grade, sendo assim, a sensibilidade depende de outros fatores. De fato, uma boa aproximação pode ser feita quando se considera um extensômetro colado em um corpo (como uma barra, por exemplo) e submetido a um esforço de tração ou compressão. A variação de sua resistência pode ser definida conforme Equação 20:

$$\frac{\Delta R}{R} = S_a \varepsilon_a + S_t \varepsilon_t + S_{cis} \gamma_{at} \quad (20)$$

sendo:  $S_a$  fator do extensômetro para a deformação na direção axial;

$\varepsilon_a$  a deformação ao longo da direção axial do extensômetro;

$S_t$  o fator do extensômetro para a deformação na direção transversal;

$\varepsilon_t$  a deformação ao longo da direção transversal do extensômetro;

$S_{cis}$  fator do extensômetro para a deformação de cisalhamento;

$\gamma_{at}$  a deformação de cisalhamento associada às direções  $a$  e  $t$ .

O fator do extensômetro para a deformação na direção do cisalhamento é pequeno e pode ser desprezado. Entretanto, o fator do extensômetro à deformação transversal é significativo e os fabricantes definem um fator de sensibilidade transversal que relaciona a sensibilidade na direção axial para cada sensor, conforme Equação 21:

$$K_t = \frac{S_t}{S_a} \quad (21)$$

Isso é feito porque, ao surgir uma deformação na direção axial, naturalmente ocorre uma deformação na direção transversal. E, dessa forma, teremos a Equação 22:

$$\frac{\Delta R}{R} = S_a (\epsilon_a + K_t \epsilon_t) \quad (22)$$

A sensibilidade do extensômetro é geralmente expressa em termos de um fator K. Esse fator K é determinado pelo fabricante ao medir uma amostra de sensores de cada lote. Na calibração, os extensômetros são fixados em uma barra com uma razão de Poisson  $\gamma = 0,285$ . Uma deformação axial conhecida é aplicada, a qual produz uma deformação transversal expressa na Equação 23:

$$\epsilon_t = -\gamma \epsilon_a \quad (23)$$

desta forma, a variação da resistência pode ser definida conforme a Equação 24:

$$\frac{\Delta R}{R} = S_a \epsilon_a (1 - \gamma K_t) \quad (24)$$

Observa-se que o fator do extensômetro K também pode ser definido pela Equação 25:

$$K = S_a (1 - \gamma K_t) \quad (25)$$

Observa-se nesta equação, que mesmo se a deformação medida for apenas a longitudinal, há uma influência transversal devido à razão de Poisson. É importante deixar claro que, a menos que se trate de um campo uniaxial de tensões (e, até nesse caso, com o sensor montado em uma direção diferente da principal ou com  $\gamma$  diferente de 0,285), se o fator de sensibilidade transversal  $K_t$  ou a deformação transversal  $\epsilon_t$  não forem nulos, ocorrerá um erro caso não forem considerados estes parâmetros. Este erro, em alguns casos, pode ser pequeno e desprezado, porém na maioria dos casos é necessário calculá-lo.

O erro devido à sensibilidade transversal para um extensômetro orientado em qualquer ângulo em qualquer campo de deformações pode ser expresso pela Equação 26:

$$\eta_\epsilon = \frac{K_t \left( \frac{\epsilon_t}{\epsilon_a} + \gamma \right)}{1 - \gamma K_t} \cdot 100 \quad (26)$$

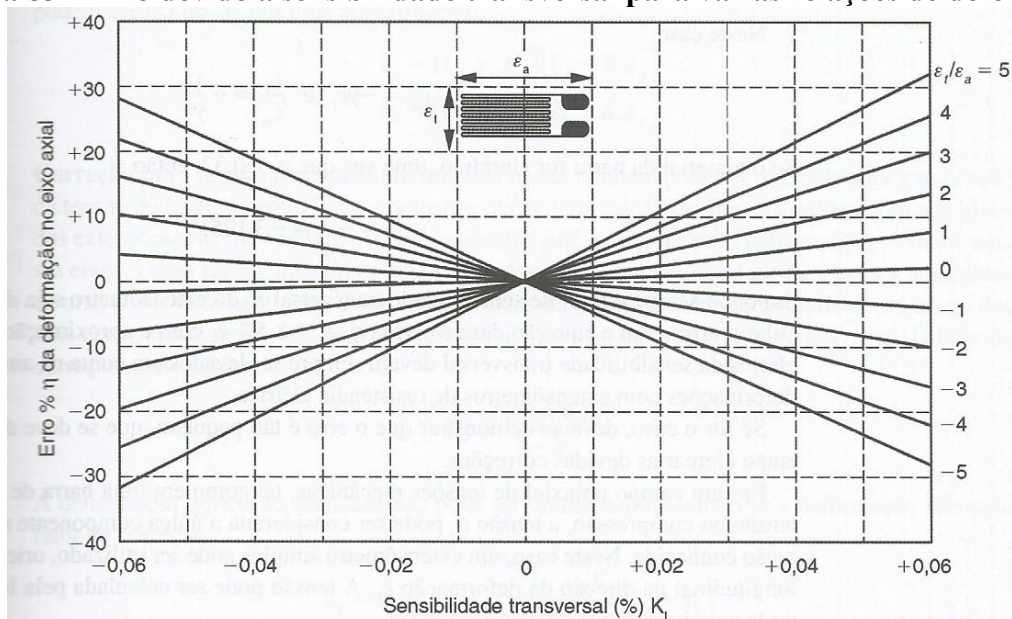
sendo:  $\eta_\epsilon$  o erro percentual ao longo do eixo longitudinal do extensômetro;

$\gamma$  a razão de Poisson do material em que o extensômetro foi colado (geralmente 0,285);

$\varepsilon_a$  e  $\varepsilon_t$  deformações nos eixos principal (longitudinal) e perpendicular (transversal), respectivamente.

Observe que esta equação prevê também a deformação causada pelas tensões perpendiculares em um campo biaxial  $\sigma_a$  e  $\sigma_t$ . A Figura 83 mostra a variação do erro para diferentes razões de deformações transversais e longitudinais em função da sensibilidade transversal  $K_t$ .

**Figura 83 - Erro devido a sensibilidade transversal para várias relações de deformação**



**Fonte: Balbinot, 2010**

A Figura 83 mostra uma aproximação para um cálculo rápido do erro devido a sensibilidade transversal expressa na Equação 27. Essa relação é válida para valores de  $\frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_a}$  (em um campo biaxial de tensões) que não estão próximos de  $\gamma$ .

$$\eta_\varepsilon = K_t \frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_a} \cdot 100\% \quad (27)$$

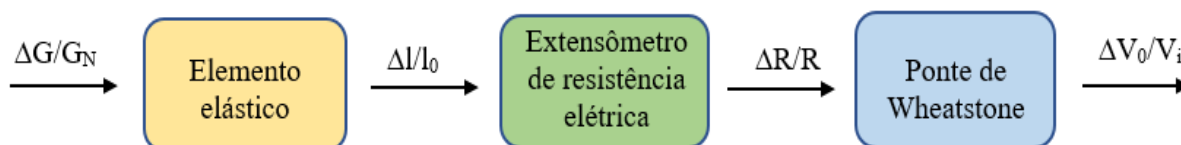
Em um campo uniaxial de tensões mecânicas, tal como em uma barra de seção circular sob tensão ou compressão, a tensão  $\sigma_x$  pode ser considerada a única componente não-nula e com direção conhecida. Neste caso, um extensômetro simples pode ser utilizado, orientando-se seu eixo longitudinal na direção de deformação  $\varepsilon_x$ . A tensão pode ser calculada pela lei de Hooke, conforme Equação 28:

$$\sigma_x = E \varepsilon_x \quad (28)$$

#### A.4 - Introdução ao projeto de transdutores de força

A Figura 84 mostra as etapas distintas de transdução desde o estímulo até a resposta.

**Figura 84 - Etapas de transdução em um transdutor extensométrico**



Fonte: Balbinot (2010)

A função do elemento elástico é reagir à grandeza mecânica aplicada produzindo um campo de deformações isolado e uniforme, o qual é transmitido ao extensômetro. O transdutor utilizado para medir a força é chamado de “célula de carga”. A partir dos extensômetros de resistência elétrica podem-se construir balanças digitais, torquímetros, manômetros, medidores de deformação, fluxímetros, dinamômetros, entre outros.

O transdutor extensométrico apresenta etapas distintas desde o estímulo até a resposta. A solicitação mecânica ( $\Delta G/G_N$ ), devida a força, momento, pressão, etc., provoca deformações relativas  $\epsilon$  ( $\Delta l/l_0$ ) no elemento elástico, que provoca variações relativas da resistência inicial ( $\Delta R/R$ ) nos extensômetros colados na superfície do elemento elástico. As variações relativas das resistências dos extensômetros produzem um desbalanço nos terminais de saída de uma Ponte de *Wheatstone* ( $\Delta V_0/V_i$ ), excitada por uma tensão elétrica  $V_i$  (ou por uma corrente).

Os extensômetros colados na superfície do elemento elástico e ligados na Ponte de *Wheatstone* possibilitam a obtenção de um sinal elétrico proporcional à grandeza mecânica aplicada. Como as deformações elásticas são pequenas, necessita-se de um amplificador para medir o desbalanço de tensão elétrica ( $\Delta V_0/V_i$ ).

O dimensionamento do elemento elástico deve ser feito de forma que, nos pontos em que forem colados os sensores, as tensões principais ( $\sigma$ ) gerem deformações específicas relativas ( $\epsilon$ ) que não excedam a deformação especificada pelo fabricante do sensor, e que, principalmente não gerem uma deformação plástica no elemento elástico.

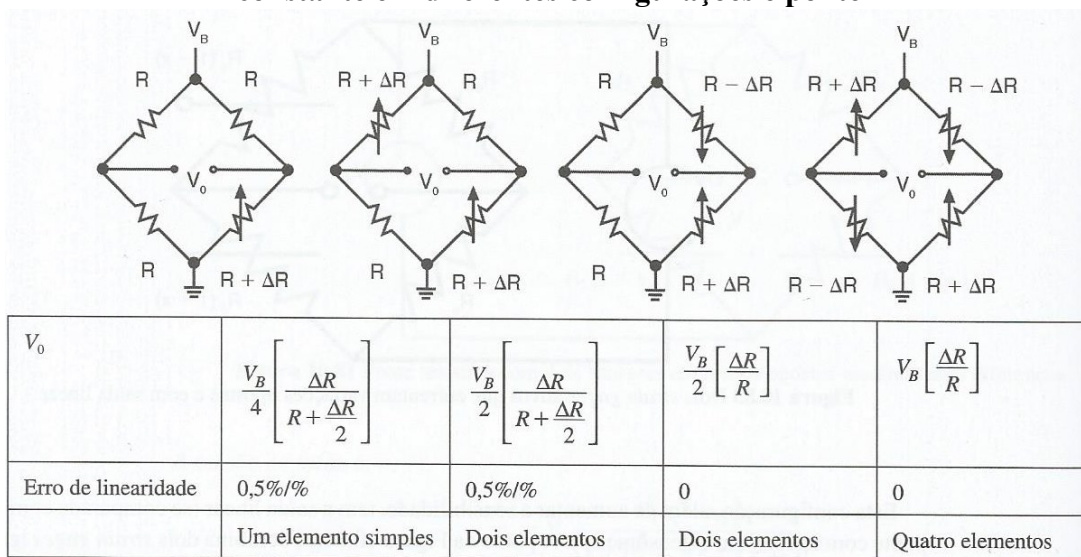
## A.5 - Circuitos eletrônicos aplicados em extensômetros de resistência elétrica

Para sensores remotos é preciso considerar os fios longos cujas resistências adicionam a resistência do sensor. Ligas condutoras como o constantã apresentam alta resistividade. Fios de cobre apresentam baixa resistividade. De fato, quando o extensômetro tem de ser conectado à ponte por meio de dois longos cabos, podem ocorrer dois problemas: a atenuação do sinal e a perda da compensação de temperatura. Para se ter uma boa linearidade, o amplificador operacional precisa ter uma baixa tensão de *offset*, baixa(s) corrente(s) de entrada e baixo *drift*.

### Medição de diferenças e compensações

Acrescentando-se um extensômetro, aumenta-se a sensibilidade pelo coeficiente de Poisson ( $\gamma$ ). Dois extensômetros sobre tensões mecânicas de mesma magnitude, mas opostos em sinal e conectados tal como mostra na Figura 85 (terceira configuração com 2 elementos e erro de linearidade zero) tem a saída em tensão conforme Equação 29.

**Figura 85 - Tensão de saída e erro de linearidade para uma alimentação em tensão constante em diferentes configurações e ponte**



Fonte: Balbinot, 2010

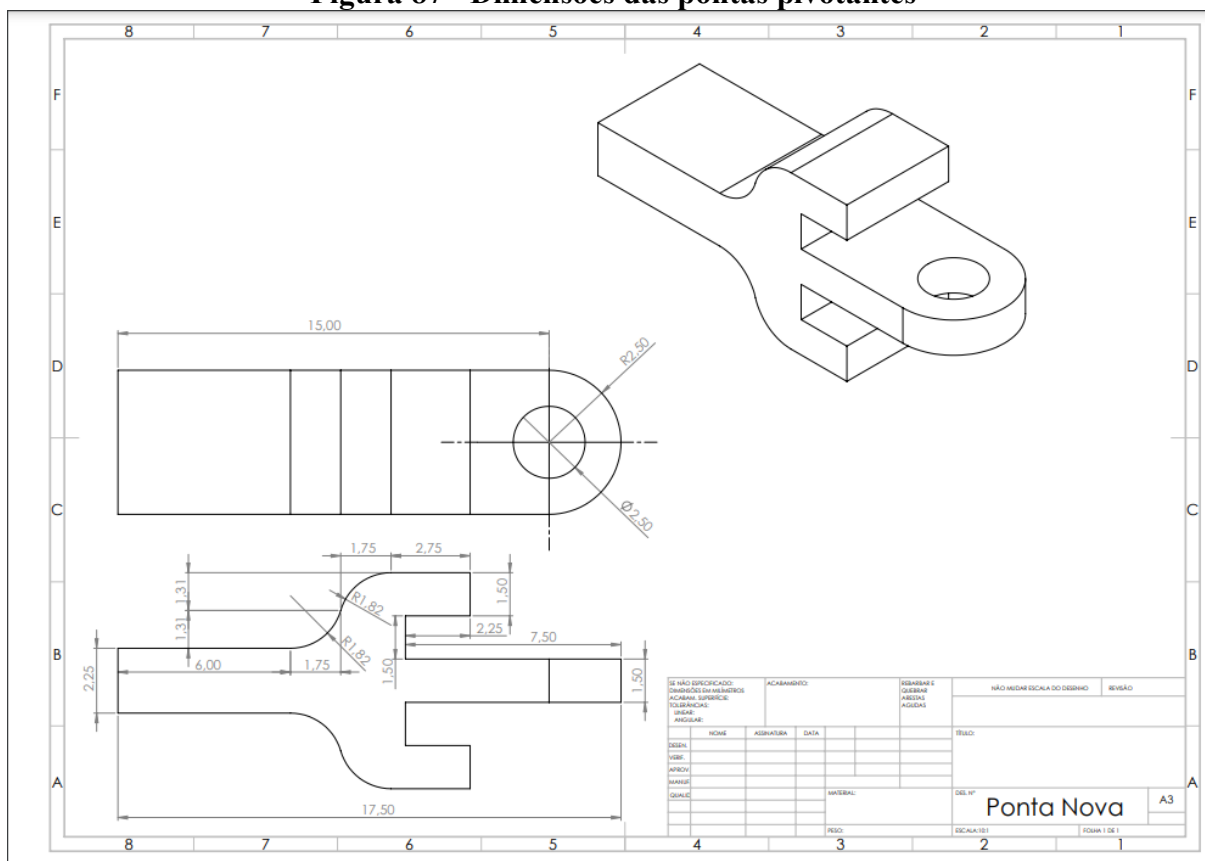
$$V_0 = \frac{V_{in}}{2} \cdot \frac{\Delta R}{R} \quad (29)$$



Nesta configuração, além de aumentar a sensibilidade, a saída é linear. Sensibilidades típicas de células de carga são de 1mV/V a 10mV/V. Enquanto as excitações altas causam uma dissipação elevada, com aquecimento da célula, as excitações baixas requerem um ganho mais alto do circuito condicionador, aumentando a sensibilidade ao ruído.



**Figura 87 - Dimensões das pontas pivotantes**



Fonte: Rodrigues, 2022

## B.2 - Dimensionamento da célula de carga

A geometria da célula de carga foi desenvolvida por um processo iterativo de análise e simulação computacional. A versão inicial da célula de carga falhou devido à concentração de tensões nas quinas e à baixa resistência à deformação do material. A fim de melhorar o desempenho da célula de carga, foram realizadas as seguintes alterações:

- remoção das quinas: as quinas foram removidas para reduzir a concentração de tensões, o que diminui o risco de falha do material;
- aumento da espessura: a espessura da célula de carga foi aumentada para melhorar a resistência à deformação, o que aumentou a capacidade de suportar cargas elevadas;
- aumento da altura: a altura da célula de carga foi aumentada para alterar o comprimento da célula de carga sem que a mesma ultrapassasse a boca do paciente;
- troca do material: o material da célula de carga foi trocado por um material mais duro, o que também aumentou a resistência à deformação.

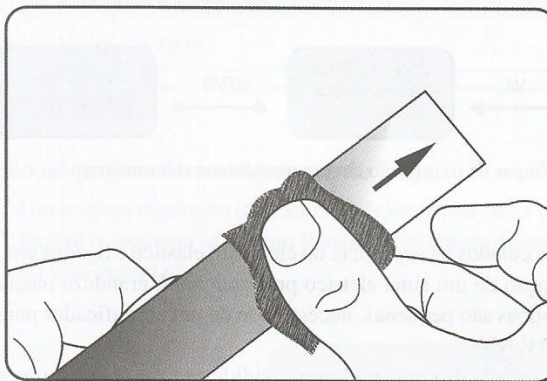
As alterações foram realizadas por tentativa e erro, simulando o comportamento da célula de carga sob diferentes condições de carga. As simulações foram realizadas utilizando um *software* de elementos finitos, que permite modelar o comportamento do material sob diferentes condições de carga. Com essas alterações, foi possível desenvolver uma célula de carga que atenda aos requisitos de resistência e desempenho para a medição da força de mordida humana até 1000N.

## ANEXO C - Etapas da colagem do extensômetro de resistência elétrica

Neste Anexo será abordado, de forma ilustrativa, as etapas de colagem do extensômetro de resistência elétrica.

- a) Limpeza da superfície: a superfície onde será instalada o sensor deve estar limpa, livre de contaminantes, graxas, resíduos de óleos, adesivos, etc., conforme Figura 88.

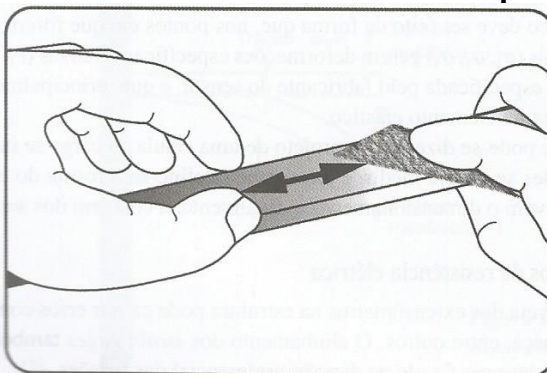
**Figura 88 - Procedimento de limpeza inicial do corpo de prova**



Fonte: Balbinot, 2010

- b) Abrasão da superfície: lixar a superfície da célula de carga com lixa 400 no local onde será instalado o extensômetro, conforme Figura 89, a fim de obter uma superfície rugosa para maior aderência do extensômetro. Lavar com água abundante. Em seguida, lixar a superfície da célula de carga com lixa 150 e lavar com água abundante.

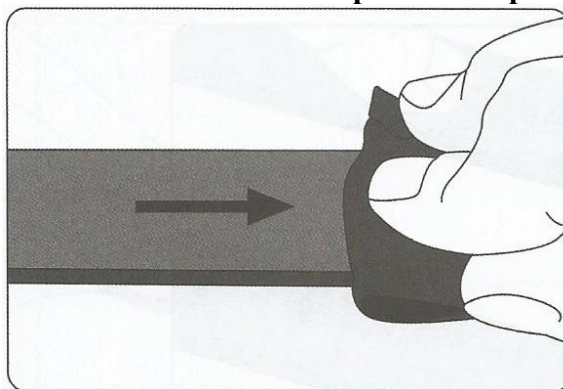
**Figura 89 - Procedimento de abrasão do corpo de prova**



Fonte: Balbinot, 2010

- c) Limpeza para preparação da instalação do sensor: colocar gotas de álcool na superfície da célula de carga e limpar com papel toalha, em um único sentido, conforme Figura 90. Repetir o processo (aproximadamente 10 vezes) até remover todo tipo de resíduo.

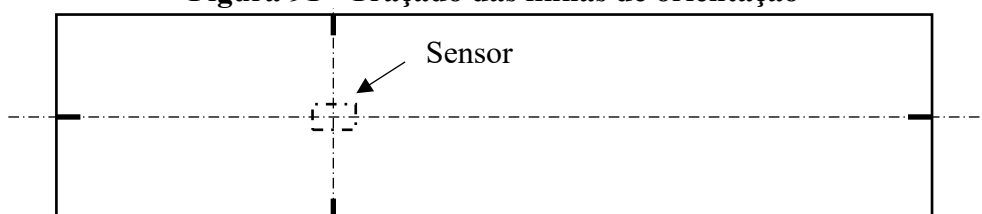
**Figura 90 - Procedimento de limpeza do corpo de prova**



Fonte: Balbinot, 2010

- d) Traçado das linhas de orientação: traça-se linhas de referência para orientação de colagem dos sensores, e com uma caneta marcar nas bordas para se ter uma orientação, conforme Figura 91.

**Figura 91 - Traçado das linhas de orientação**

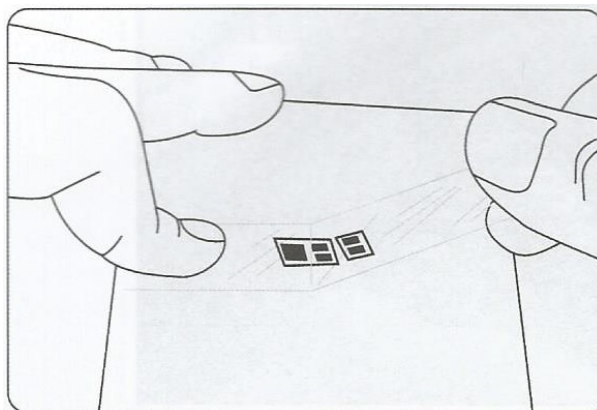


Fonte: Desenho da autora, 2023

- e) Limpeza final: colocar gotas de álcool na superfície da célula de carga, no local onde será instalado o extensômetro e limpar com gaze em um único sentido, conforme Figura 90.
- f) Manuseio do extensômetro: conforme Balbinot e Brusamarello (2010), o extensômetro nunca deve ser manipulado diretamente com os dedos (devido a gordura das mãos), e sim com uma pinça adequada para o posicionamento. Se o extensômetro não possuir terminais de soldagem (*leads*), pode-se utilizar os terminais de solda em separado, os quais são colados juntamente com o sensor.

O extensômetro é posicionado com a pinça conforme as linhas de referências traçadas no item d, e uma fita adesiva colocada sobre o extensômetro, conforme Figura 92.

**Figura 92 - Cuidados no manuseio do extensômetro**



Fonte: Balbinot, 2010

- g) Preparar a cola conforme instruções do fabricante (Figura 93).

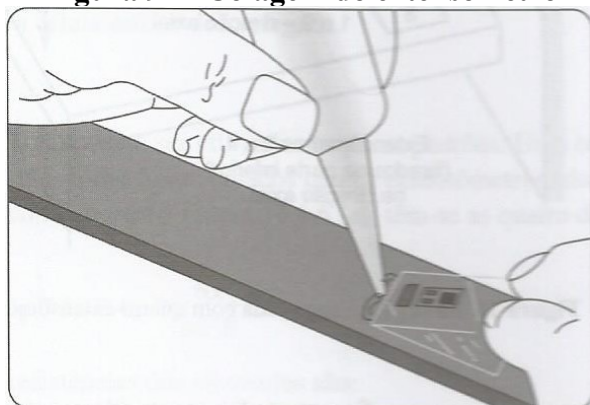
**Figura 93 - Preparação da cola do fabricante**



Fonte: Fotografia da autora, 2023

- h) Descolar parcialmente a fita adesiva, a fim de remover o extensômetro para aplicação da cola sobre a célula de carga, conforme Figura 94.

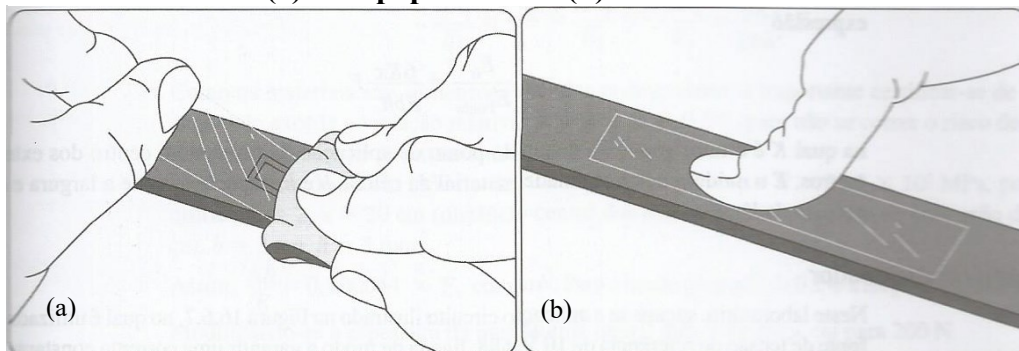
**Figura 94 - Colagem do extensômetro**



Fonte: Balbinot, 2010

- i) Com o auxílio de papel teflon, pressionar a fita adesiva sobre o extensômetro por 10 minutos, conforme Figura 95 (a) e Figura 95 (b).

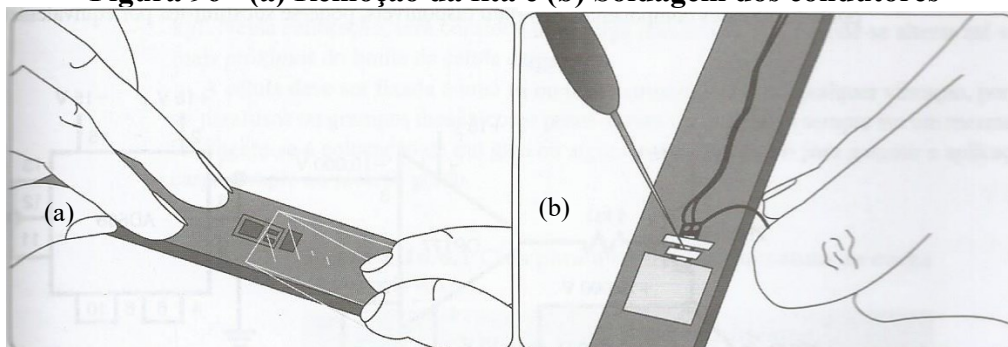
**Figura 95 - Pressão do extensômetro para colagem  
(a) com papel teflon e (b) com o dedo**



Fonte: Balbinot, 2010

- j) Remover a fita adesiva e soldar os fios, conforme Figura 96 (a) e Figura 96 (b).

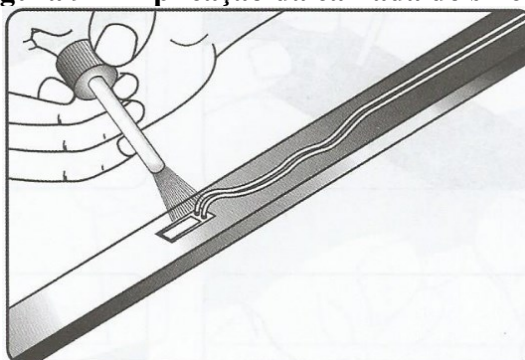
**Figura 96 - (a) Remoção da fita e (b) Soldagem dos condutores**



Fonte: Balbinot, 2010

- k) Aplicar uma camada de silicone sobre o extensômetro, para proteção mecânica e de umidade, conforme Figura 97.

**Figura 97 - Aplicação da camada de silicone**



Fonte: Balbinot, 2010



**ANEXO D – Datasheet do extensômetro****D.1 - Extensômetro da Excel Sensores****EXTENSÔMETRO COLAVEL DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA****MODELO****PA-09-125BA-120-L****UNIDIRECIONAL SIMPLES**LOTE DE FABRICAÇÃO**200131****BASE ISOLANTE**

Em polyimida laminado.

Apresenta flexibilidade e facilidade de manipulação

**GRADE METÁLICA**

Em liga metálica formada por 55% de níquel e 45% de cobre.

Apresenta marcas de centragem para facilitar o seu correto posicionamento no local desejado.

**DIMENSÕES**

GRELHA: 3,00 X 1,50 mm

TOTAL: 8,00 X 5,00 mm

**ALONGAMENTO MÁXIMO**

APROX. +/- 3% PARA

APLICAÇÕES EM

EXTENSOMETRIA

**RESISTÊNCIA ELÉTRICA**

120,0 +/- 0,5 ohms

**FATOR DE SENSIBILIDADE**

K = 2,19 +/- 1%

AUTO COMPENSAÇÃO DE TEMPERATURA PARA AÇO INOXIDAVEL