

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

FERNANDO SACILOTTO CRIVELLARO

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA BASEADO
EM SENSORES DE PRESSÃO APLICADOS À ORTODONTIA**

Porto Alegre

2016

FERNANDO SACILOTTO CRIVELLARO

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA BASEADO
EM SENSORES DE PRESSÃO APLICADOS À ORTODONTIA**

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

Área de concentração: Controle e Automação
– Instrumentação

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2016

FERNANDO SACILOTTO CRIVELLARO

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA BASEADO EM SENSORES DE PRESSÃO APLICADOS À ORTODONTIA

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela UFRGS - Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Sergio Luiz Stevan Junior, UTFPR

Doutor pela Universidade de Aveiro – Aveiro, Portugal

Prof. Dr. Valner João Brusamarello, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis, Brasil

Prof. Dr. Jeferson Vieira Flores, UFRGS

Doutor pela UFRGS – Porto Alegre, Brasil)

Coordenador do PPGEE: _____

Prof. Dr. Valner João Brusamarello

Porto Alegre, Dezembro de 2016.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa Cleidi pelo apoio e compreensão ao longo do desenvolvimento de todas as fases desta dissertação e por ter dado à luz a nossa filha Violeta, a quem também dedico este trabalho em virtude da sua alegria e serenidade, fundamentais para a inspiração e o bom andamento deste projeto.

AGRADECIMENTOS

À minha família pelo incentivo em sempre continuar essa caminhada.

Ao Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE) da UFRGS pelo provimento dos recursos necessários para o desenvolvimento do trabalho e pela acolhida dos colegas.

Ao Grupo de Mecânica Aplicada (GMAP) pelo auxílio nos ensaios mecânicos de avaliação do sensor e do sistema.

À Doutora Liliane Pinto Vidor pelo auxílio nas questões odontológicas experimentais.

RESUMO

Este trabalho tem por objetivo o estudo e o desenvolvimento de uma solução de engenharia para o mapeamento e caracterização da oclusão dentária, não somente no âmbito de sua distribuição ao longo da arcada, mas também através da mensuração da intensidade de pressão nos pontos de contato oclusal interarco. Neste sentido, empregaram-se esforços no aprofundamento do conhecimento neste campo da Odontologia, assim como, na elaboração de um sistema experimental que, utilizando sensores de pressão/força resistivos (FSR) específicos para uso odontológico, viabilizou a análise do estado da oclusão, atuando como agente facilitador no diagnóstico de desequilíbrios oclusais. Inicialmente, são apresentados e esclarecidos os principais conceitos da esfera odontológica, os quais são tomados como base para todos os projetos deste trabalho, além da abordagem referente às formas de contato entre os dentes, aos diferentes tipos de oclusão e seus problemas. Em relação ao desenvolvimento do sistema, foram projetadas duas placas de circuito impresso para interface com os sensores e elaborados o *firmware* de acesso ao *hardware*, assim como o *software* de gerenciamento global do sistema. Todos os blocos do circuito de condicionamento foram avaliados e as suas funcionalidades validadas. Do mesmo modo, a caracterização da resposta dos sensores e a sua homogeneidade ao longo da extensão sensível foram analisadas, demonstrando que a resistência elétrica varia de forma análoga em todas as áreas do sensor. Através de ensaios realizados com sujeito envolvido no projeto, estabeleceu-se um comparativo entre a utilização do papel carbono e o sistema desenvolvido, mostrando as vantagens na utilização do segundo, principalmente atreladas à capacidade de avaliação da intensidade dos contatos oclusais. Por fim, ainda se valendo do uso paralelo do papel carbono, foram efetuados ensaios de análise da oclusão em sujeito envolvido no projeto utilizando placa miorrelaxante, possibilitando a utilização da capacidade do sistema desenvolvido para executar ajustes precisos na placa, com a finalidade de manter o balanço de pressões oclusais entre ambos os lados da arcada.

Palavras-chave: Oclusão dentária. Desequilíbrios oclusais. Sensores de pressão resistivos (FSR). Papel carbono. Placa miorrelaxante.

ABSTRACT

This essay has as objective the study and development of an engineer solution for the dental occlusion mapping and characterization, not only related to the interarch occlusal contact distribution, but also through the pressure magnitude measuring in each. In this sense, was employed effort in the Odontological knowledge increasing and also in the system elaboration allowing the occlusion state evaluation and acting as an easier agent in the occlusion disturbs diagnosing using a specific pressure/force sensing resistor (FSR) for dental use. Initially the main concepts of the Odontological sphere are presented, clarified and took as a base for all the projects in this essay. Besides this, different teeth contacts shapes are shown, as well as the occlusion's types and its problems. In the system development, two printed circuit boards were designed for sensor interfacing. The hardware access through the firmware was elaborated, even as the global system managing software. All the conditioning circuit blocks and functionalities were evaluated and validated. In the same way, the sensor's output and its homogeneity through all the sensible extension were evaluated, showing that the sensor's electric resistance changes in the same form in all the sensor's areas. In addition, it was showed the advantages of the developed system over the articulation paper through trials with a subject that is part of the project, showing the capacity of the system in the occlusion contacts magnitude evaluation. Ultimately, also in an articulation paper versus the developed system comparison, it was made occlusion analysis trials with subject using a night guard for teeth grinding (bruxism), showing the system capacity of precisely adjust the night guards for pressure balance between the both arch sides.

Keywords: Dental occlusion. Oclusal imbalance. Pressure/force sensing resistors (FSR). Articulation paper. Night guards.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVOS.....	16
1.2	JUSTIFICATIVA	16
2	CONTEXTUALIZAÇÃO TEÓRICA	18
2.1	ESFERA ODONTOLÓGICA	18
2.1.1	Arcada Dentária	18
2.1.2	Conceitos Básicos sobre Oclusão	19
2.1.3	Tipos de Oclusão.....	21
2.1.4	Contatos Funcionais e Alinhamento dos Dentes Entre os Arcos.....	23
2.1.5	Problemas Relacionados à Oclusão	27
2.2	ESFERA TECNOLÓGICA, MATERIAIS E SENSORES	29
2.2.1	Papel Carbono Odontológico	30
2.2.2	Gnatodinamômetro	31
2.2.3	Sensores de Pressão Resistivos	33
2.3	OUTROS TRABALHOS CIENTÍFICOS NESTA ÁREA	34
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL.....	39
3.1	SISTEMA PROPOSTO.....	39
3.1.1	Matriz de Sensoriamento de Pressão Resistivos T-SCAN®	40
3.1.2	Circuito de Condicionamento	42
3.1.3	Plataforma Embarcada de Acesso ao <i>Hardware</i>	57
3.1.4	Interface de Processamento de Dados e Gerenciamento do Sistema.....	62
3.2	INTEGRAÇÃO DO SISTEMA À APLICAÇÃO	66
3.2.1	Adaptação ao Sensor T-SCAN®	66
3.2.2	Planejamento dos Experimentos de Avaliação do Sistema	68
3.2.3	Descrição dos Ensaios em Sujeito	72
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	75
4.1	VALIDAÇÃO DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO	75
4.2	ANÁLISE E VERIFICAÇÃO DA RESPOSTA DO SISTEMA	83
4.2.1	Ensaio Piloto	83
4.2.2	Funções de Transferência Experimentais	84
4.2.3	Avaliação da Homogeneidade entre Áreas	93
4.3	ANÁLISE DOS ENSAIOS EM SUJEITO	98
4.3.1	Ensaio de Contato Direto entre os Arcos.....	98
4.3.2	Ensaio com Placa Miorrelaxante	101
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	103

5.1	OPORTUNIDADES DE MELHORIA	104
5.2	PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS.....	105
	REFERÊNCIAS	107
	ANEXO A: ESQUEMÁTICOS.....	113
	ANEXO B: RELATÓRIO DE CALIBRAÇÃO - MÁQUINA DE COMPRESSÃO	119

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Diferentes tipos de dentes e suas posições nas arcadas dentárias.	20
Figura 2. Nomenclaturas utilizadas na esfera odontológica (Adaptado livremente de NELSON & ASH, 2010).	21
Figura 3. Linha de Oclusão (PROFFIT, FIELDS & SARVER, 2013).	22
Figura 4. Oclusão normal e classes de malocclusão segundo Angle (PROFFIT, FIELDS & SARVER, 2013).	23
Figura 5. Máxima Intercuspidação (MI), frontal (A) e lateral (B) (OKESON, 2013). ...	24
Figura 6. A: Relação normal vestibulolingual. B: Aparência clínica de uma relação vestibulolingual normal. (OKESON, 2013).	25
Figura 7. Relação normal entre arcos para os dentes anteriores e seus trespasses (OKESON, 2013).	26
Figura 8. Relação interarco dos dentes superiores e inferiores (OKESON, 2013).	26
Figura 9. Esquema idealizado para todos os contatos oclusais funcionais. A: Arco maxilar. B: Arco mandibular (NELSON & ASH, 2010).	27
Figura 10. A: Mordida cruzada posterior. B: Aparência clínica de uma mordida cruzada posterior. (OKESON, 2013).	28
Figura 11. Má oclusões severas. A: Mordida aberta anterior severa. B: Mordida profunda significativa. C: Discrepância significativa da largura do arco. (OKESON, 2013).	29
Figura 12. Utilização de papel carbono para avaliação dos contatos oclusais (CABRAL, 2005).	31
Figura 13. Marcas do papel carbono relativos à oclusão (CABRAL, 2005).	31
Figura 14. Gnatodinamômetro. A: exemplo de medição de força genérico. B: medição de força na cavidade bucal (LUJAN-CLIMENT, 2008).	32
Figura 15. Construção básica de um FSR (Adaptado livremente de FERNANDES, 2003).	33
Figura 16. Placas de acrílico contendo extensômetros (NISHIGAWA, BANDO & NAKANO, 2001).	36

Figura 17. Influência da morfologia dos dentes (Adaptado de ROTTNER & RICHTER, 2004).....	37
Figura 18. Sistema proposto: (A) Paciente; (B) Sensor T-SCAN®; (C) <i>Hardware</i> + plataforma embarcada microcontrolada; (D) Computador com <i>software</i> de análise.	40
Figura 19. Foto do sensor T-SCAN®: (a) vista inferior e (b) superior.	41
Figura 20. T-SCAN: resistência elétrica x força (adaptado de TEKSCAN, 1989).	42
Figura 21. Diagrama de blocos da simples fonte proposta.....	44
Figura 22. Circuito da placa de excitação (Colunas), onde a), b), c) e d) foram detalhados acima.....	47
Figura 23. Circuito da placa de medição (Linhas), onde a), b), c), d), e) e f) forma detalhados acima.....	50
Figura 24. Resposta em frequência simulada do filtro <i>anti-aliasing</i>	50
Figura 25. Foto do <i>hardware</i> do sistema desenvolvido: (1) Sensor T-SCAN, (2) Suporte para o sensor, (3) Placa de Excitação, (4) Placa de Medição e (5) <i>kit</i> de desenvolvimento.	52
Figura 26. Cadeia de medidas teórica dos canais do sistema, GEX=10 e GRX=8.	54
Figura 27. Convenção adotada para numeração dos canais (52 colunas x 44 linhas).	58
Figura 28. Fluxograma genérico das funções de configuração.	59
Figura 29. Fluxograma das principais funções do <i>firmware</i>	61
Figura 30. Interface gráfica do software.....	65
Figura 31. Detalhes das placas para integração à aplicação.	67
Figura 32. Suporte para o sensor T-SCAN®, com realce vermelho na região posicionada entre os incisivos do voluntário.	67
Figura 33. Ensaio de compressão: (1) máquina DL 2000, (2) célula de carga de 1 kN, (3) ponteira circular de diâmetro 1 mm e (4) sistema desenvolvido sob teste.....	69
Figura 34. Distribuição grosseira das áreas ao longo do sensor.....	70
Figura 35. Ensaio em voluntário: vista geral do sistema em uso.	74
Figura 36. Ensaio em voluntário: detalhe durante a oclusão.....	74
Figura 37. Avaliação da fonte de alimentação com transformador variável.	76
Figura 38. Tensão elétrica de saída da placa de excitação para Ganho = 1.....	77
Figura 39. Tensão elétrica de saída da placa de excitação para Ganho = 10.....	78
Figura 40. Valores das resistências elétricas de transformação das linhas.....	79
Figura 41. Análise do Ganho da placa de medição.	80
Figura 42. Tensões de offset do circuito de medição, para cada canal.	81

Figura 43. Avaliação do <i>crosstalk</i> em ensaio piloto na configuração GEX=10 e GRX = 8.	85
Figura 44. Tensão elétrica medida pelo sistema com resistências elétricas de canal conhecidas, GEX=1 e GRX=8.	86
Figura 45. Tensão elétrica medida pelo sistema com resistências elétricas de canal conhecida, GEX=10 e GRX=8.	87
Figura 46. Relação entre a pressão de excitação e a tensão elétrica medida pelo sistema GEX=1 e GRX=8.	88
Figura 47. Relação entre pressão de excitação e tensão elétrica medida pelo sistema, GEX=10 e GRX=8.	90
Figura 48. Relação entre a resistência elétrica e a pressão exercida no canal para GEX=1 e GRX=8.	91
Figura 49. Relação entre a resistência elétrica e a pressão exercida no canal para GEX=10 e GRX=8.	92
Figura 50. Comparação entre as curvas de resposta do sensor obtidas.	93
Figura 51. Ensaio piloto: distribuição das medidas por faixas e áreas.	94
Figura 52. Principais efeitos da tensão elétrica medida pelo A/D.	96
Figura 53. Interação entre os fatores.	97
Figura 54. Resíduos da análise de homogeneidade entre áreas.	97
Figura 55. Ensaio com sujeito: arcada real.	100
Figura 56. Ensaio em voluntário: arcada virtual.	100
Figura 57. Placa miorelaxante utilizada no ensaio.	101
Figura 58. Ensaio com placa de bruxismo: arcada real.	102
Figura 59. Ensaio com placa de bruxismo: arcada virtual.	102
Figura 60. Esquemático da fonte de alimentação.	113
Figura 61. Esquemático da placa EX - parte 1.	113
Figura 62. Esquemático da placa EX - parte 2.	114
Figura 63. Esquemático da placa EX - parte 3.	114
Figura 64. Esquemático da placa EX - parte 4.	115
Figura 65. Esquemático da placa EX - parte 5.	115
Figura 66. Esquemático da placa RX - parte 1.	116
Figura 67. Esquemático da placa RX - parte 2.	116
Figura 68. Esquemático da placa RX - parte 3.	117
Figura 69. Esquemático da placa RX - parte 4.	117

Figura 70. Esquemático da placa RX - parte 5.	118
Figura 71. Certificado de calibração - Máquina de Compressão.	119

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Quadro de comunicação.	62
Tabela 2. Tamanho adulto padrão das coroas dos dentes do maxilar (NELSON & ASH, 2010).	64
Tabela 3. Definições das faixas de pressão de excitação de canal.	70
Tabela 4. Resultados da análise de incerteza para VEX.	77
Tabela 5. Resultados da análise de incerteza para RT.	78
Tabela 6. Resultados da análise de incerteza para GRX.	79
Tabela 7. Resultados da análise de incerteza para VOSRX.	81
Tabela 8. Resultados da análise de incerteza para δAD	82
Tabela 9. Análise da incerteza da tensão elétrica do canal.	82
Tabela 10. Medições realizadas na ponteira com paquímetro.	84
Tabela 11. Análise da incerteza da pressão no canal.	90
Tabela 12. Valores de tensão elétrica (V) medidos pelo sistema para o experimento de análise da homogeneidade entre áreas.	94
Tabela 13. Solução para o experimento das faixas e áreas.	96
Tabela 14. Parâmetros do modelo.	96

LISTA DE ABREVIATURAS

Amp Op: Amplificadores Operacionais

A/D: Analógico-Digital

EMG: Eletromiografia

FSR: *Force Sensing Resistor*

GUI: *Graphical User Interface*

GL: graus de liberdade

MI: Maxima Intercuspidação

MSPS: *Mega Samples Per Second*

PGA: *Programmable Gain Amplifier*

TO: Trespasse Horizontal

TV: Trespasse Vertical

USB: *Universal Serial Bus*

1 INTRODUÇÃO

A integração de duas grandes áreas de extrema importância para a sociedade, como a medicina e a engenharia, formam a Engenharia Biomédica, com o objetivo de “lutar contra doenças e enfermidades através da elaboração de ferramentas que os profissionais da saúde possam utilizar para pesquisas, diagnósticos e tratamentos dos problemas que confrontam a sociedade moderna.” (tradução livre de ENDERLE & BRONZINO, 2012).

O avanço do conhecimento no âmbito do desenvolvimento de novas tecnologias tem como uma de suas consequências o surgimento de novos transdutores. Com isso, é possível encontrar sensores cada vez mais adequados a aplicações específicas, as quais podem necessitar de algum formato mecânico diferenciado ou de uma resolução mínima na medição, por exemplo.

Do ponto de vista experimental, isso significa a possibilidade de observação mais adequada dos fenômenos físicos desempenhados pelo corpo humano, ou então, aos quais o mesmo é submetido. No entanto, o aproveitamento destes transdutores e sensores só é possível através da elaboração de sistemas de instrumentação que permitam a medição e o processamento dos biossinais de interesse em uma dada aplicação.

Em função das colocações anteriores, este trabalho propõe o estudo e o desenvolvimento de um sistema baseado em sensores de força/pressão resistivos (FSR) com aplicação odontológica. Para facilitar a compreensão deste trabalho, o mesmo foi dividido da seguinte forma: o Capítulo 1 apresenta uma breve introdução do assunto com destaque para as justificativas e principais objetivos do trabalho; o Capítulo 2 apresenta o contexto teórico necessário para compreensão do trabalho; o Capítulo 3 aborda a metodologia de desenvolvimento do sistema e de realização dos ensaios; o Capítulo 4 expõe os resultados obtidos e discute a relevância dos mesmos; e o Capítulo 5 apresenta o fechamento do trabalho com as conclusões, oportunidades de melhoria e propostas de trabalhos futuros.

1.1 OBJETIVOS

A partir de uma matriz de sensores FSR, de uso odontológico individual por paciente, o objetivo principal deste trabalho é desenvolver um sistema experimental capaz de realizar a varredura dos pontos funcionais relacionados à oclusão dentária.

Em linhas gerais, o desafio consiste em criar um protótipo que utilize a matriz de sensores FSR com um circuito de condicionamento de sinais, ambos integrados a um programa de aquisição e análise dos dados, para avaliar a pressão aplicada sobre os sensores de pressão resistivos, na posição de Máxima Intercuspidação (MI) dentária.

Mais especificamente, os objetivos podem ser detalhados como:

- a) desenvolver o circuito de condicionamento para o sensor de pressão resistivo T-SCAN®
- b) desenvolver a interface de processamento dos dados e gerenciamento deste sistema;
- c) testar o sistema proposto com uma máquina de compressão aplicando pressões específicas pontualmente no sensor;
- d) realizar ensaios com sujeito envolvido neste trabalho;
- e) comparar os resultados obtidos com outros trabalhos desenvolvidos na área, discutindo a relevância dos mesmos para a avaliação da oclusão.

1.2 JUSTIFICATIVA

As características dos contatos oclusais são de fundamental relevância para todas as especialidades odontológicas e diretamente relacionada com o exercício de uma Ortodontia de qualidade. A presença de irregularidades na oclusão gera impulsos nocivos para o sistema neuromuscular, assim como, as interferências oclusais podem ser responsáveis por efeitos adversos na biomecânica ou pela aplicação de forças excessivas, causando reabsorções

radiculares, estresse muscular e oclusão patológica. (BRANDÃO & BRANDÃO, 2008; MCDEVITT & WARRETH, 1997; WEINBERG, 1983).

No trabalho de (MARTINELLI, 2011), alterações da fala e sinais de respiração oral foram correlacionados a alterações de dentição e a má oclusão. No estudo feito por (LERESCHE, 1997) foi estimado que 10% da população em geral, com idade acima de 18 anos, tenha dor por transtorno temporomandibular. Soma-se a isso, o fato de que os meios mais utilizados para a verificação dos pontos de oclusão são considerados limitados ou pouco eficientes (TEKSCAN, 1989). Segundo (ORTUĞ, 2002), uma diferença da ordem de 2 mm na dimensão vertical de abertura oral para avaliação da força de mastigação pode resultar em variações maiores do que 7 kg na medição. Os autores (HARALUR, 2013) e (KUMAGAI, 1999), afirmaram que poucas técnicas utilizadas em pesquisas relacionadas à oclusão são capazes de fornecer análises quantitativas das características dos contatos oclusais. Uma delas é a análise oclusal computadorizada, a qual vem sendo desenvolvida desde a metade da década de 1980 (KERSTEIN & RADKE, 2014).

Em relação ao desenvolvimento das condições oclusais ideais, (OKESON, 2013) discorre a respeito da importância da análise das características de contato dos dentes individualmente “para que se possa obter uma descrição precisa da relação ideal. Para melhor avaliação da questão, a direção real e a quantidade de força aplicada em cada dente necessitam ser cuidadosamente apreciadas”.

Portanto, considerando-se os pontos apresentados, visualiza-se a importância da caracterização da oclusão, bem como, a necessidade de sistemas de análise de força ou pressão direta dos contatos oclusais. Dessa forma, este trabalho justifica-se pelo desenvolvimento de um sistema experimental para contribuir no estudo e no esclarecimento das relações oclusais entre os arcos, possibilitando analisar a intensidade da pressão oclusal, assim como, a distribuição dos contatos oclusais ao longo da extensão da arcada dentária.

2 CONTEXTUALIZAÇÃO TEÓRICA

Neste trabalho, são utilizados conceitos que permeiam o âmbito da área Odontológica, tais como, MI, contatos oclusais, tipos de oclusão, formas de alinhamento dos arcos dentários, entre outros, os quais são utilizados como delineadores da aplicação final do sistema proposto e estão detalhados neste capítulo. Além disso, na área de Engenharia, são apresentados alguns métodos de avaliação da oclusão e outros trabalhos científicos relacionados à oclusão.

2.1 ESFERA ODONTOLÓGICA

As funções desempenhadas, ou influenciadas, pelo sistema mastigatório são de extrema importância para o aspecto funcional do corpo, destacam-se, entre elas, a mastigação, a fala e a deglutição. “O sistema é composto por ossos, articulações, ligamentos, dentes e músculos. Além disso, um intrincado sistema de controle neurológico regula e coordena todos esses componentes estruturais” (OKESON, 2013). A seguir são detalhados a arcada dentária, os conceitos básicos sobre oclusão, os tipos de oclusão, os contatos funcionais, alinhamento entre arcos e alguns problemas relacionados à oclusão.

2.1.1 Arcada Dentária

A arcada dentária humana possui 32 dentes permanentes arranjados de maneira similar nos arcos maxilar (arcada superior fixada na porção anteroinferior do crânio) e mandibular (arcada inferior, que é a parte que se movimenta), ou seja, cada arcada é formada por 16 dentes (CASCARINI, 2011; VIEIRA, 2003).

O arco maxilar é ligeiramente maior que o arco mandibular, o que geralmente faz com que os dentes maxilares se sobreponham aos dentes mandibulares, tanto vertical quanto horizontalmente quando em oclusão. Essa diferença de tamanho resulta, principalmente do fato de os dentes anteriores maxilares serem muito mais largos que os dentes mandibulares, criando

uma largura de arco maior, e os dentes anteriores maxilares apresentarem uma angulação vestibular maior que a dos dentes anteriores mandibulares, o que causa um trespasse horizontal e vertical (OKESON, 2013).

Os dentes são classificados conforme a morfologia das coroas. No total, existem 4 classes de dentes, os incisivos, os caninos, os pré-molares e os molares. Os dentes localizados na região mais anterior são chamados incisivos. Há quatro incisivos maxilares e quatro mandibulares, tendo como função incisar, ou cortar, o alimento durante a mastigação. Após os incisivos, na direção de afastamento do centro (distal) localizam-se os caninos, os quais são os dentes mais longos. São 2 caninos na arcada superior e 2 na inferior, agindo, nos seres humanos, de maneira similar aos incisivos, mas ainda ocasionalmente para rasgar ou dilacerar. Seguindo, posteriormente no arco, encontram-se os pré-molares. Contabilizados como 4 superiores e 4 inferiores, também são chamados de bicúspides pelo fato de terem duas cúspides e, conseqüentemente, apresentam uma superfície de oclusão maior do que os dentes já comentados anteriormente. Por fim, apresenta-se a classe dos molares, com 6 dentes em cada arcada, são os que possuem o maior número de cúspides (quatro ou cinco) entre todos os dentes, o que promove uma grande superfície para quebra e trituração da comida. A função principal dos molares é atuar nas fases finais da mastigação, reduzindo as partículas do alimento a um tamanho suficiente para serem engolidas. (OKESON, 2013; VIEIRA, 2003). A Figura 1 ilustra o posicionamento dos dentes nas arcadas superior e inferior.

2.1.2 Conceitos Básicos sobre Oclusão

A oclusão é o contato funcional dos dentes das arcadas superior e inferior durante a atividade mandibular, fazendo parte do ciclo mastigatório na fase de fechamento. Diversos elementos, tais como músculos, ossos, ligamentos, dentes e nervos, estão envolvidos na atividade oclusal, exercendo importantes influências sobre como ela ocorre. Essa grande quantidade de agentes necessita de análises complexas e abrangentes para se determinar as

características de uma oclusão funcional ideal (FERNANDES NETO, NEVES & SIMAMOTO, 2013).

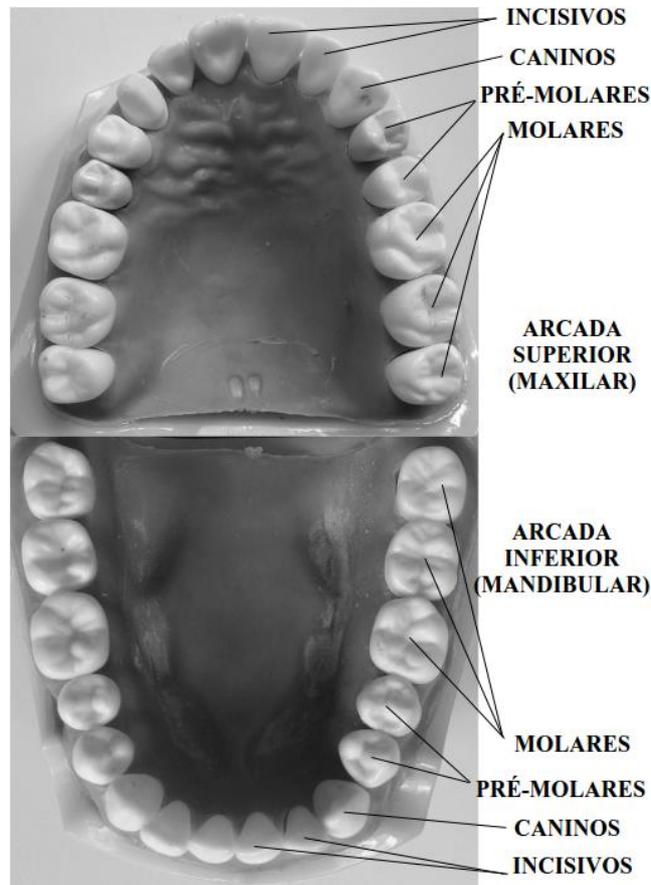


Figura 1. Diferentes tipos de dentes e suas posições nas arcadas dentárias.

A fim de descrever os diversos processos e características envolvidos com a atividade oclusal, são utilizadas nomenclaturas específicas que definem o posicionamento das faces das superfícies dos dentes. A Figura 2 apresenta algumas destas nomenclaturas, ilustrando o que cada uma delas significa. As palavras mesial e distal, traduzem o posicionamento da superfície proximal (face entre dentes adjuntos da mesma arcada), o qual está sendo descrito na direção da linha média da arcada ou não, respectivamente. Labial, refere-se às superfícies dos incisivos e caninos voltados para os lábios, assim como a bucal, para os pré-molares e molares. Quando citadas coletivamente, são chamadas de superfícies faciais ou vestibulares. Na direção da cavidade bucal, as superfícies são chamadas de linguais (ou também palatinas, no caso dos dentes superiores). As superfícies dos pré-molares e molares que entram em contato na mordida

são ditas oclusais. Incisivos e caninos formam o grupo dos dentes anteriores, enquanto que os pré-molares e os molares formam o grupo dos posteriores (NELSON & ASH, 2010).

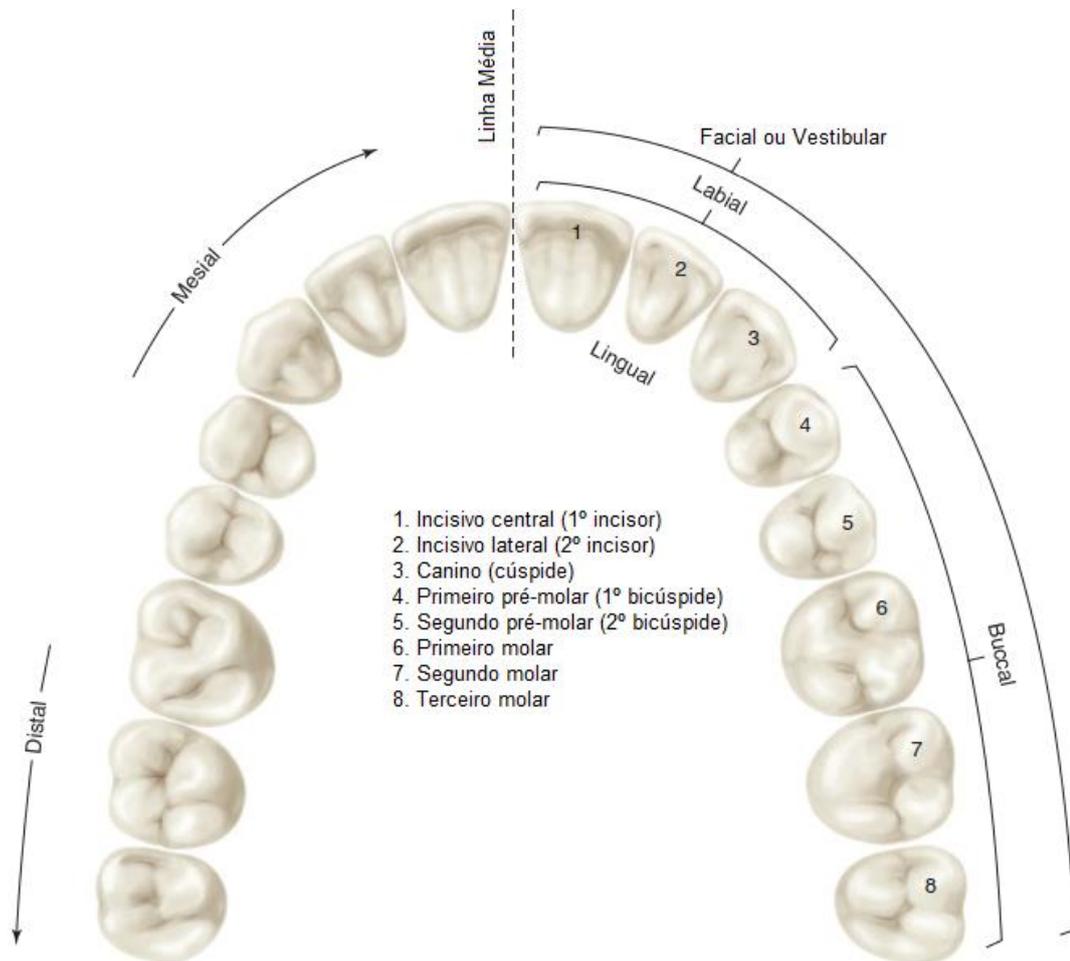


Figura 2. Nomenclaturas utilizadas na esfera odontológica (Adaptado livremente de NELSON & ASH, 2010).

2.1.3 Tipos de Oclusão

O conceito de oclusão normal foi definido, de forma simples e clara, por (ANGLE, 1900). A partir disso, Angle subdividiu os principais tipos de maloclusão em três classes, baseadas nas relações oclusais dos primeiros molares e na ideia da linha de oclusão apresentada na Figura 3, a qual é caracterizada, segundo (PROFFIT, FIELDS & SARVER, 2013), por uma “curva suave (catenária) que atravessa a fossa central de cada molar superior e passa pelo cingulo do canino superior e dos incisivos. A mesma linha acompanha as cúspides vestibulares

e as bordas incisais dos dentes inferiores”. A Figura 4 ilustra uma oclusão normal, frente as diferentes classes de Edward H. Angle, as quais podem ser descritas da seguinte forma (PROFFIT, FIELDS & SARVER, 2013):

- a) Classe I: correlação normal dos molares, mas com a linha de oclusão incorreta por causa de dentes mal posicionados, rotações ou outras causas;
- b) Classe II: molar inferior posicionado distalmente em relação ao molar superior, linha de oclusão não especificada;
- c) Classe III: molar inferior posicionado mesialmente em relação ao molar superior, linha de oclusão não especificada.

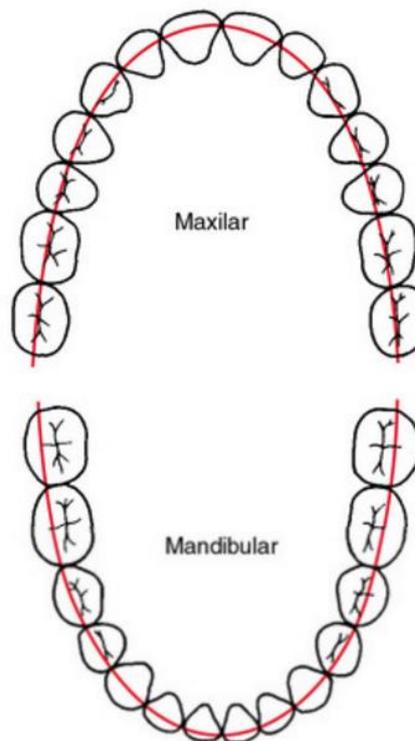


Figura 3. Linha de Oclusão (PROFFIT, FIELDS & SARVER, 2013).

A oclusão normal, apresentada por Edward H. Angle permanece como uma convenção importante e útil na ortodontia. Atualmente é utilizada como padrão teórico, pois dentes perfeitamente encaixados e alinhados são muito raros. Do ponto de vista de um tratamento

realístico, trabalha-se com limites normais de variação em relação à oclusão ideal (GRABER, VANARSDALL & VIG, 2012).

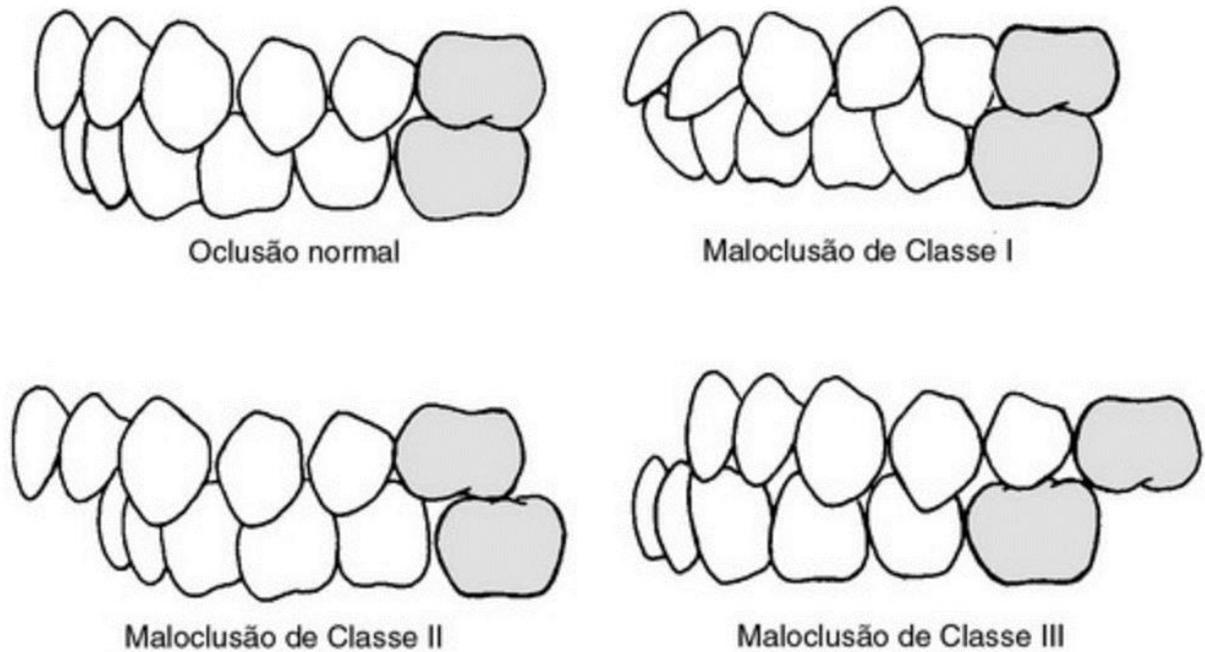


Figura 4. Oclusão normal e classes de maloclusão segundo Angle (PROFFIT, FIELDS & SARVER, 2013).

2.1.4 Contatos Funcionais e Alinhamento dos Dentes Entre os Arcos

A descrição do contato que ocorre entre os dentes de diferentes arcos envolve diversos fatores, sendo alguns deles abordados nos itens seguintes devido à sua relevância significativa para este trabalho.

Existem duas maneiras de ser obtida a estabilidade mandibular: através das posições musculoesquelética ou oclusal estável. A primeira é considerada a posição mais saudável ortopedicamente, com a vantagem de facilitar a reprodução em próteses, mas leva em conta apenas os fatores que influenciam as articulações e os músculos. A segunda fornece estabilidade através da atuação muscular em conjunto com o padrão de contato entre os dentes, ou seja, se houver uma instabilidade oclusal, mesmo com uma posição musculoesquelética estável, o sistema neuromuscular buscará, dentro do possível, a maior quantidade de contatos simultâneos e homogêneos na relação entre os arcos, na posição conhecida como Máxima Intercuspidação

(MI), apresentada na Figura 5. Nesta posição, os dentes estão totalmente ocluídos e, conseqüentemente, os contatos funcionais estão bem determinados (OKESON, 2013). Ainda segundo (MCDEVITT & WARRETH, 1997) “a Máxima Intercuspidação (MI) é a posição de referência mais facilmente identificada e comumente utilizada na Odontologia Clínica”.

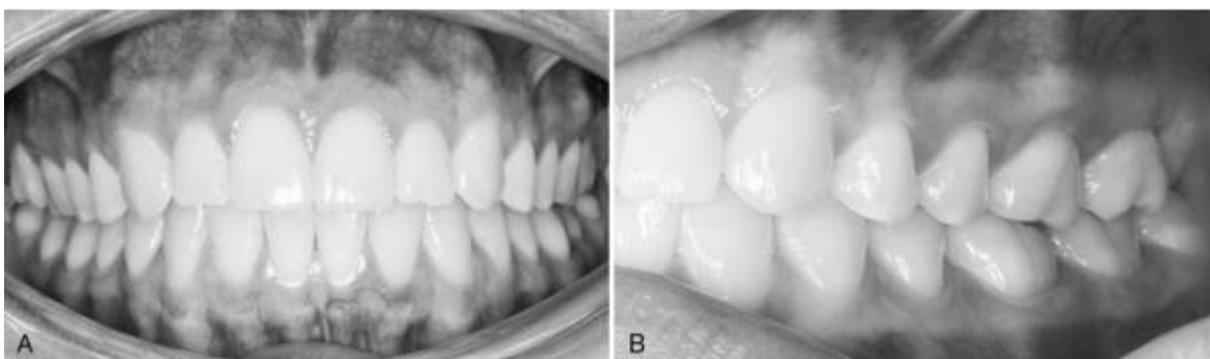


Figura 5. Máxima Intercuspidação (MI), frontal (A) e lateral (B) (OKESON, 2013).

Seguindo na descrição dos contatos dos dentes, uma importante característica da relação normal entre arcos refere-se ao posicionamento das cúspides vestibulares inferiores nas áreas de fossa central dos dentes superiores, ilustrado na Figura 6 (PROFFIT, FIELDS & SARVER, 2013). Segundo (OKESON, 2013), “essa relação vestibulolingual normal ajuda a maximizar a eficiência da musculatura, enquanto minimiza qualquer trauma ao tecido mole (mordida na bochecha ou na língua)”.

As cúspides vestibulares dos dentes posteriores inferiores e as cúspides palatinas dos dentes posteriores superiores, também são conhecidas como cúspides de suporte ou cêntricas. Na relação oclusal normal, ocluem com as suas fossas centrais opostas e localizam-se a aproximadamente um terço de distância da largura vestibulolingual total do dente. Já as cúspides vestibulares dos dentes posteriores superiores e as cúspides linguais dos dentes posteriores inferiores são chamadas de cúspides-guia ou não cêntricas, localizando-se a cerca de um sexto de distância da largura total vestibulolingual do dente (OKESON, 2013; NELSON & ASH, 2010).

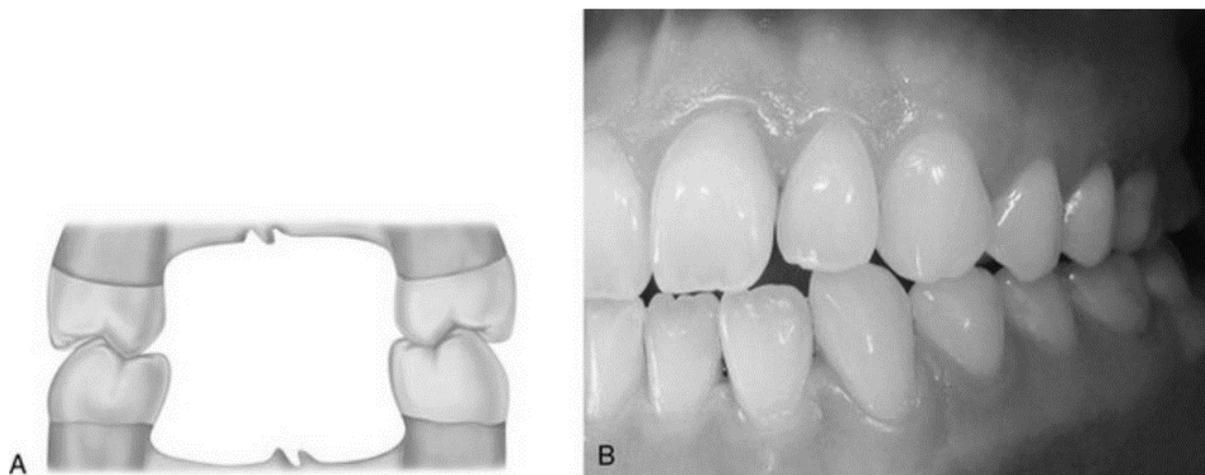


Figura 6. A: Relação normal vestibulolingual. B: Aparência clínica de uma relação vestibulolingual normal. (OKESON, 2013).

Nos dentes anteriores, o encontro da face vestibular e lingual é chamado de borda incisal. Sua relação normal de contato ocorre entre as bordas incisais dos incisivos inferiores e as superfícies palatinas dos incisivos superiores. O trespasse horizontal (TO), ou *overjet*, é a sobreposição dos dentes anteriores maxilares sobre os mandibulares, dada pela distância entre a borda incisal vestibular dos incisivos maxilares e a superfície vestibular dos incisivos mandibulares na posição de MI. Enquanto que o trespasse vertical (TV), ou *overbite*, é a distância entre as bordas incisais dos dentes anteriores de arcos opostos (FERNANDES NETO, NEVES & SIMAMOTO, 2013; OKESON, 2013). Estes aspectos podem ser observados na Figura 7.

Em resumo, a ocorrência dos contatos oclusais está relacionada ao contato entre as cúspides cêntricas e as fossas centrais opostas. Nesta situação, observa-se que, quando o relacionamento entre os arcos é normal, cada dente oclui com dois dentes antagonistas, como pode ser visto na Figura 8. As exceções são os incisivos centrais mandibulares e os terceiros molares maxilares, os quais ocluem somente com um dente do arco oposto. Essa configuração de alinhamento contribui para a distribuição das forças oclusais entre os dentes e, no caso de

perda de algum deles, possibilita manter a integridade da arcada através da estabilização mantida pelos dentes remanescentes (OKESON, 2013).

Uma visão geral dos contatos funcionais dos dentes pode ser observada na Figura 9.

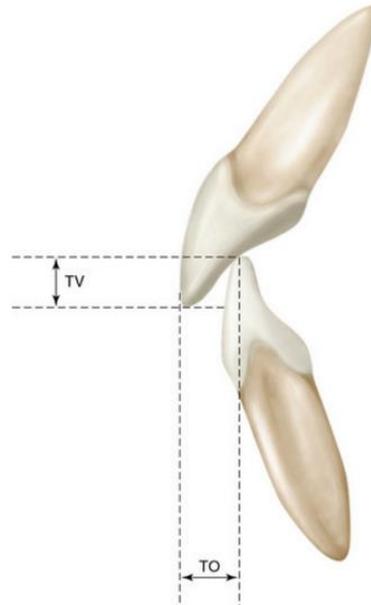


Figura 7. Relação normal entre arcos para os dentes anteriores e seus trespasses (OKESON, 2013).

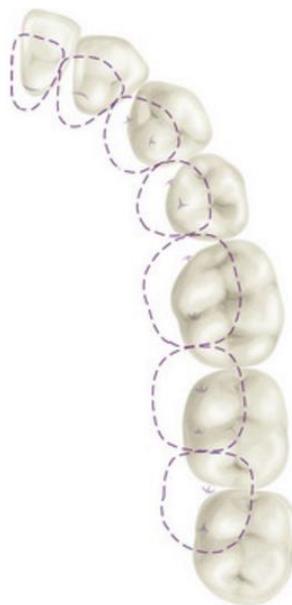


Figura 8. Relação interarco dos dentes superiores e inferiores (OKESON, 2013).

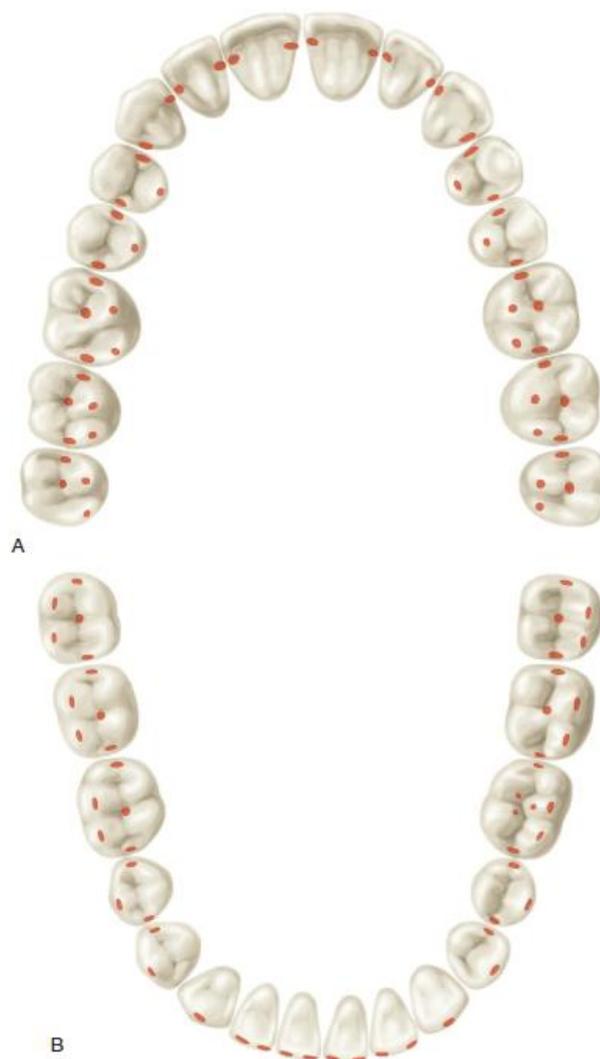


Figura 9. Esquema idealizado para todos os contatos oclusais funcionais. A: Arco maxilar. B: Arco mandibular (NELSON & ASH, 2010).

2.1.5 Problemas Relacionados à Oclusão

Devido ao fato de a oclusão envolver diversas partes do corpo humano, muitos problemas estão relacionados ou sofrem influências do padrão de contato entre os dentes maxilares e mandibulares. Um exemplo disso são os distúrbios temporomandibulares, os quais possuem natureza multifatorial, com a oclusão sendo um dos fatores envolvidos. (MCNAMARA, 1997; DE BOEVER, CARLSSON & KLINEBERG, 2000).

Algumas pesquisas também relacionam o desequilíbrio de forças da oclusão e distúrbios temporomandibulares com dores de cabeça tensionais (SUTTER, 2015; GRAFF-RADFORD,

2007). O estudo feito por (CIANCAGLINI & RADAELLI, 2001) sugere que “uma avaliação funcional do sistema estomatognático deve ser considerada em sujeitos que apresentam dores de cabeça inexplicáveis, mesmo com ausência de condições crônicas e sintomas mecânicos de distúrbios temporomandibulares”.

Ainda referente à oclusão mal equilibrada, pesquisas sugerem que, nestes casos, é possível ter como consequências a fratura longitudinal das raízes, perda prematura de implantes e sobrecarga periodontal (KOOS, 2010; LAWN & LEE, 2009; TAWIL, 2008).

Estudos relacionam a mordida cruzada com a redução da força da mordida, assim como, da quantidade de contatos oclusais (CASTELO, 2007; ANDRADE, 2009). Este problema é um dos casos em que a relação entre os arcos maxilar e mandibular difere da normal, observando, por exemplo, que as cúspides vestibulares maxilares contatam a fossa central dos dentes mandibulares, configurando a chamada mordida cruzada vista na Figura 10.

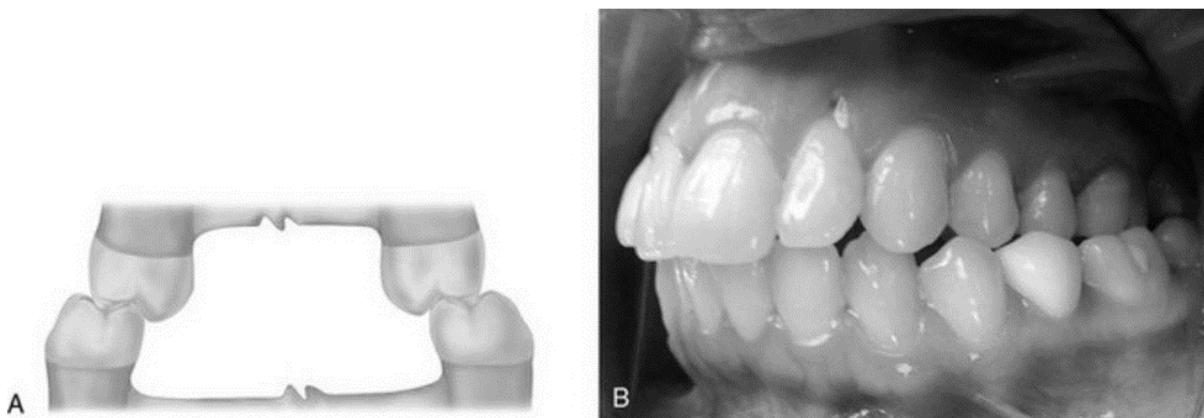


Figura 10. A: Mordida cruzada posterior. B: Aparência clínica de uma mordida cruzada posterior.

(OKESON, 2013).

Além da mordida cruzada, há diversos outros casos que possuem relações de contato entre arcos diagnosticados como má oclusões severas. Na Figura 11, por exemplo, é visualmente perceptível que este tipo de circunstância afeta diretamente os contatos oclusais, assim como, a distribuição de forças na arcada dentária (MIYAWAKI 2005; OKESON, 2013).



Figura 11. Má oclusões severas. A: Mordida aberta anterior severa. B: Mordida profunda significativa. C: Discrepância significativa da largura do arco. (OKESON, 2013).

Através da força máxima da mordida nos primeiros molares de cada lado da arcada, medida em crianças através de transdutores de pressão, e associações entre dimensões craniofaciais, posturas, sintomas de desordens temporomandibulares, (SONNESEN, BAKKE & SOLOW, 2001) relacionou a fragilidade muscular com faces longas e uma alta pontuação no Índice de Helkimo (classificador de severidade de sinais clínicos de Disfunções Temporomandibulares) com menores dimensões craniofaciais verticais, horizontais e transverso-linear, somadas também às forças de mordida reduzidas (menores do que a média de 360 N).

2.2 ESFERA TECNOLÓGICA, MATERIAIS E SENSORES

Em função da necessidade de avaliação dos problemas relacionados à oclusão, foram desenvolvidos diversos materiais, métodos, sensores e transdutores para caracterizar o contato entre os dentes ao longo dos anos. Como exemplos citam-se: o papel carbono odontológico; o

filme feito de material plástico utilizado na técnica chamada de fotoclusão (onde, após a mordida, ficam impressas as marcas da oclusão observadas pelo cirurgião dentista através da iluminação do plástico); os gnatodinamômetros; os métodos que utilizam Raio-X; e mais recentemente, a matriz de sensores de pressão resistivos (KERSTEIN & RADKE, 2014; CHIMENDES, 2013; KOOS, 2010; LUJAN-CLIMENT, 2008; CABRAL, 2005; FERNANDES, 2003; KHODZHIMETOV, 1997; WEINBERG, 1983; DAWSON & ARCAN, 1981). Alguns destes sensores ou sistemas serão destacados e detalhados a seguir, devido a sua relevância, larga utilização por cirurgiões dentistas ou então, no último caso, pelo fato de ser o tipo de sensor utilizado no presente trabalho.

2.2.1 Papel Carbono Odontológico

O papel carbono odontológico é o método mais comumente utilizado na ortodontia como forma de identificação dos pontos de contatos entre os dentes maxilares e mandibulares. Sua utilização é feita com o posicionamento do papel entre os dentes que, após a oclusão, deixa as respectivas marcas referentes ao contato dos dentes, as quais são utilizadas para identificar possíveis pontos relacionados à instabilidade oclusal (KERSTEIN & RADKE, 2014). A espessura do material é variável, encontram-se papéis carbono de 12 μm , 40 μm , até 200 μm e de diversas cores.

As vantagens do método com o papel carbono odontológico são a rapidez na utilização e o baixo custo. No entanto, os resultados são limitados e sua análise é considerada subjetiva quando relacionada à caracterização da intensidade da força de oclusão (KERSTEIN & RADKE, 2014; GARCÍA, CARTAGENA & SEQUEROS, 1997). Segundo (CAREY, 2007), “o tamanho da marca de papel de articulação não é uma forma confiável de predizer o conteúdo da carga atual de contato oclusal”.

A Figura 12 ilustra o papel carbono sendo inserido na cavidade bucal do paciente com o auxílio de duas pinças Miller. A Figura 13 apresenta os resultados obtidos com as tiras de papel carbono.



Figura 12. Utilização de papel carbono para avaliação dos contatos oclusais (CABRAL, 2005).

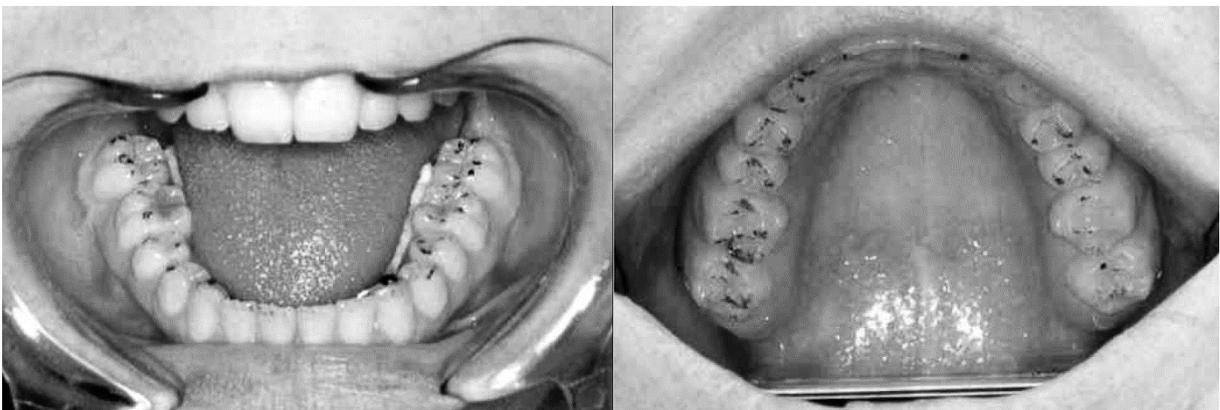


Figura 13. Marcas do papel carbono relativos à oclusão (CABRAL, 2005).

2.2.2 Gnatodinamômetro

A operação dos gnatodinamômetros baseia-se na medição da deformação mecânica, medida através de células extensiométricas. Estes extensômetros são colados nas superfícies mais sensíveis de células de carga e variam a sua resistência elétrica proporcionalmente à deformação mecânica do respectivo material. Dessa forma, torna-se necessária a utilização de

circuitos condicionadores capazes de quantificar a variação de resistência elétrica (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2007).

As vantagens da utilização das células de carga extensiométricas são a possibilidade de serem obtidas respostas com características lineares, de avaliação das características estáticas e dinâmicas da força e a robustez mecânica à esforços relativos à aplicação ortodôntica. Entretanto, também são observados alguns pontos passíveis de transtornos, como, por exemplo, o ambiente de utilização do sensor (cavidade bucal), o qual caracteriza-se pela umidade contínua, exigindo a utilização de materiais especialmente tratados para suportar este tipo de corrosão (CHIMENDES, 2013). Além disso, estudos apontam limites de utilização do sistema dentro da cavidade oral relacionados à abertura de boca maior do que 15 milímetros, afetando a avaliação da ação dos músculos relacionados à mordida e, por fim, pontuam que a dureza dos materiais utilizados geram desconforto e riscos ao paciente (FERNANDES, 2003; KHODZHIMETOV, 1997). Um exemplo de gnatodinamômetro pode ser visto na Figura 14.

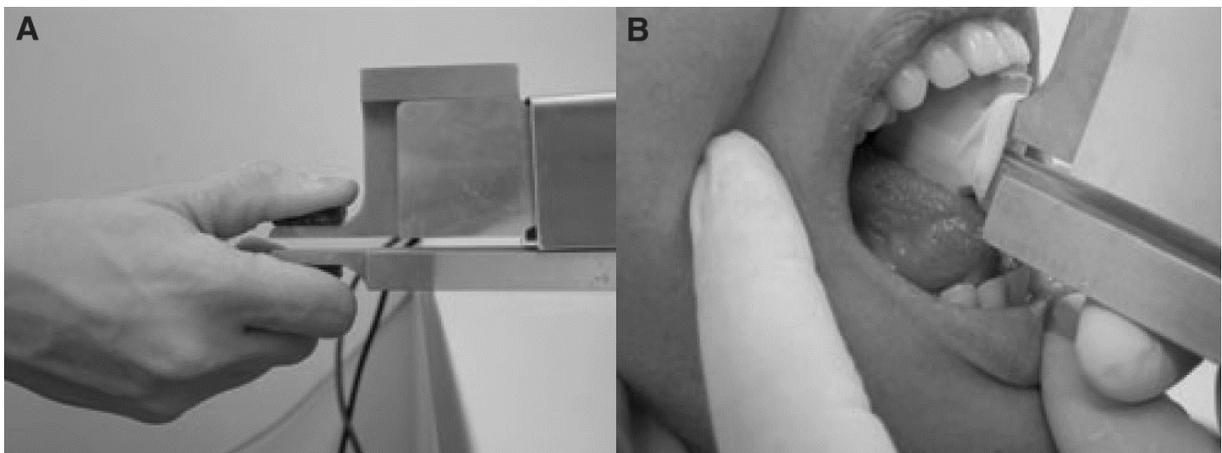


Figura 14. Gnatodinamômetro. A: exemplo de medição de força genérico. B: medição de força na cavidade bucal (LUJAN-CLIMENT, 2008).

2.2.3 Sensores de Pressão Resistivos

Os sensores de pressão resistivos conhecidos como FSR, são transdutores de força, ou pressão, que apresentam como resposta a resistência elétrica. Seu formato típico é de filme, ou folha, flexível, tendo sua resistência elétrica decrescendo com o aumento da força aplicada sobre uma determinada área da superfície. A variação da área de aplicação da força também impacta na resposta do sensor, por isso, o mesmo é considerado também um transdutor de pressão. A constituição do sensor se dá por camadas isolantes e condutivas, de forma que, ao ser pressionado externamente, ocorre o contato entre os materiais condutores e, conseqüentemente, a redução da resistência elétrica entre os terminais (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2007). O esquema construtivo básico de um FSR típico pode ser visto na Figura 15.

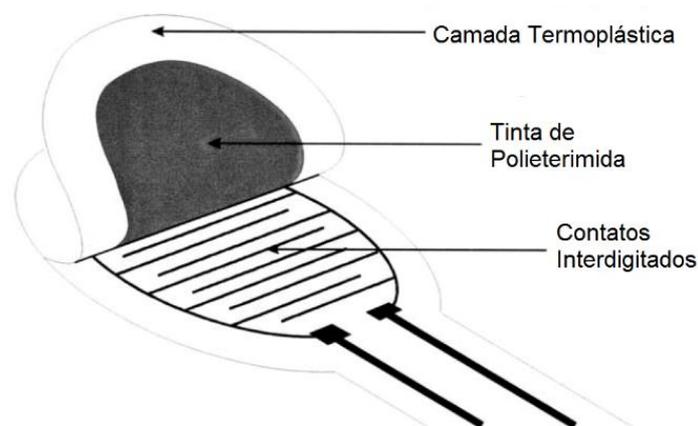


Figura 15. Construção básica de um FSR (Adaptado livremente de FERNANDES, 2003).

A existência de FSR de diferentes formatos permite seu uso em uma vasta gama de aplicações, como por exemplo, na avaliação da distribuição da pressão de pavimento asfáltico (ANDERSON, 2006), na avaliação da mobilidade de veículos em terrenos específicos (SANDU, WORLEY & MORGAN, 2010), entre diversas outras opções.

A partir da ideia de não alterar as características da oclusão, através da abertura da cavidade bucal, surgiram os sensores em formato de filmes ou folhas aplicados à Odontologia.

Um destes baseado em polímeros condutivos, foi apresentado por sensores, (FERNANDES, 2003), com 7,5 mm de altura total e 12 mm de diâmetro. Embora limitado às regiões da arcada, com problemas de histerese e não-linearidade, apresentou-se apto para aplicações de estudos clínicos e biomecânicos de aparelhos protéticos, segundo o autor.

Com foco nesta área de aplicação, há o sensor T-SCAN®, utilizado para avaliação da oclusão dental. É importante ressaltar que este foi o sensor utilizado neste trabalho e que está detalhado no item 3.1.1.

2.3 OUTROS TRABALHOS CIENTÍFICOS NESTA ÁREA

De acordo com (ORTUĞ, 2002), os primeiros estudos experimentais relacionados à medição da força de mastigação foram realizados em 1681 através do desenvolvimento dos primeiros gnatodinamômetros como alavanca de peso. Segundo o autor, os dispositivos baseados em operação por princípios mecânicos são precisos e, por isso, têm mantido sua validade, ao contrário dos dispositivos eletrônicos, os quais embora sejam bastante sensíveis, são muito complicados, caros e não práticos. (KOC, DOGAN & BECK, 2010) defendem que atualmente dispositivos eletrônicos são utilizados e são precisos o suficiente para medidas de cargas comuns. Eles comentam que alguns instrumentos modernos e mais aceitos são baseados em extensômetros, com capacidade de operação na faixa de 50-800 N. Citam ainda outros instrumentos baseados em filmes piezoelétricos sensíveis à deformação, ou ainda até em transdutores de força de quartzo. Por último, os autores abordam a análise oclusal computadorizada utilizando filmes sensíveis à pressão, os quais permitem a avaliação simultânea de cada dente em medidas com o mínimo de distúrbio na oclusão. Os problemas apontados pelos autores em relação a este último tipo de análise são a não-linearidade dos FSRs e as limitações da faixa de forças possíveis de serem aplicadas nos filmes a fim de não danificá-los.

O trabalho de (FIELDS et al., 1986) avaliou as forças de oclusão durante a deglutição e a mastigação simulada, verificando a influência da abertura vertical, do suporte oclusal contralateral e da postura da cabeça nestes movimentos. Segundo o autor, considerando as aberturas verticais pequenas, é exercida uma força oclusal maior em 6,0 mm quando comparado com 2,5 mm em crianças durante a deglutição e mastigação, mas não durante o esforço da força máxima de mordida. Além disso, o autor conclui que o aumento das aberturas verticais resultam em valores de força máxima de mordida maiores. Por fim, não houve diferença na força vertical com ou sem suporte oclusal contralateral, ou ainda, entre as posturas da cabeça flexionada, normal e estendida, em ambas as aberturas pequenas. Em relação aos valores de força obtidos pelo autor para jovens adultos, tem-se como média da força oclusal vertical os valores arredondados de 28 N, 132 N e 304 N para deglutição, mastigação e força máxima, respectivamente, considerando a abertura vertical de 2,5 mm. Já nos experimentos com abertura vertical igual a 6,0 mm, tem-se 47 N, 159 N e 349 N também para deglutição, mastigação e força máxima, respectivamente. Na avaliação de uma abertura de 10 mm, a força máxima de mordida foi de 94 N, enquanto que para 20 mm, este valor ficou em 172 N.

No estudo feito por (NISHIGAWA, BANDO & NAKANO, 2001), sensores extensiométricos foram montados internamente às placas superiores de acrílico, na região dos primeiros molares, para quantificar a componente vertical da força de oclusão em 10 sujeitos. Através destes transdutores, foram realizadas comparações da intensidade da força em diferentes momentos, obtendo como resultado que a amplitude média dos eventos de bruxismo detectados foi de 220 N, enquanto que a máxima amplitude da mordida noturna foi de 796 N. Além disso, a amplitude da força de mordida máxima voluntária diurna variou entre 508 N até 977 N, ou seja, conclui-se que a amplitude da força de mordida noturna, durante a ocorrência de bruxismo, pode exceder a força máxima voluntária, medida durante o dia. A Figura 16 ilustra as placas de acrílico, superior e inferior, utilizadas neste estudo.

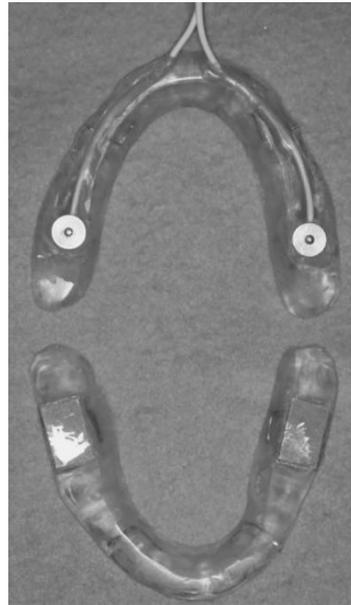


Figura 16. Placas de acrílico contendo extensômetros (NISHIGAWA, BANDO & NAKANO, 2001).

Na pesquisa de (ROTTNER & RICHTER, 2004) envolvendo transdutores de filme fino, levantou-se questões a respeito da influência da morfologia dos dentes na medição da intensidade de força oclusal. De acordo com este estudo, embora os transdutores de filme fino se adaptem à morfologia dos dentes, os resultados mostraram que a força medida por este tipo de transdutor excede a força de contato atual presente de fato entre os dentes, necessitando, portanto, do uso de fatores de correção, para cada par de dentes, com valores, segundo o autor, de 1,01 e 2,80. A discussão apresentada sugere a relação dessa medida excessiva de força com a formação de cunhas no transdutor em virtude da forma de contato dos dentes antagônicos, as quais gerariam uma compressão adicional errônea no transdutor, como pode ser observado na Figura 17. As forças máximas de mordida medidas no segundo molar esquerdo são da ordem de 450 N, enquanto que no primeiro molar ficam em 280 N.

Uma grande variação da intensidade da força máxima de mordida, na região do segundo pré-molar maxilar, foi identificada entre os diferentes sujeitos no estudo realizado por (FERRARIO, 2004). Segundo o autor, as estimativas de força variam entre 446 N e 1221 N,

considerando uma amostra de 10 sujeitos. Além disso, observou-se neste estudo uma relação linear entre a força máxima de mordida, medida diretamente através do uso de extensômetros, e a atividade dos músculos da mandíbula, medida através da utilização de EMG de superfície.

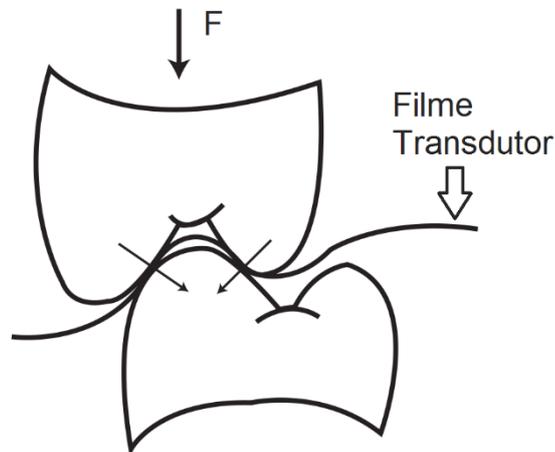


Figura 17. Influência da morfologia dos dentes (Adaptado de ROTTNER & RICHTER, 2004).

Outra ideia de aplicação relacionada à avaliação da força/pressão dos contatos oclusais está relacionada à avaliação do bruxismo. Neste caso, as questões de adaptação do sistema ao cenário da aplicação são críticas, pois envolvem ensaios com monitoramento contínuo por períodos da ordem de duração do sono, com o mínimo de interferência. Assim, os esforços são focados em sistemas com comunicação remota e sensores especialmente adaptados às placas mio-relaxante, como apresentado nos estudos de (MARTÍNEZ et al., 2010) e (KIM et al., 2010).

No trabalho de (LIN, 2011), utilizou-se um sensor flexível baseado em capacitores cerâmicos para caracterização da intensidade da força no primeiro molar, com resolução de 9 elementos sensíveis em uma área de 35 mm² e capacidade de operação com cargas da ordem de 500 N. Os resultados experimentais obtidos mantiveram uma alta correlação com aqueles visualizados em simulação utilizando Elementos Finitos e apresentaram um erro menor do que 5% na caracterização da intensidade da força aplicada ao sensor.

No trabalho de (LEPLEY et al., 2011) foi observado que não há diferença significativa na máxima força de mordida, nos molares e pré-molares, entre homens e mulheres. Os valores máximos de força encontrados nos molares e pré-molares foi de 384 N e 374 N respectivamente.

No estudo de caso realizado por (KARAKIS, KAYMAK & DOGAN, 2013), avaliou-se a força de mastigação máxima em um paciente com maloclusão classe III de Angle. Foram utilizados dois sensores extensiométricos posicionados em ambos os lados da arcada, os quais mediram 412 N de força previamente ao tratamento e 1039 N posteriormente ao mesmo, o qual consistiu, entre outras coisas, na restauração dos dentes maxilares e mandibulares.

No trabalho desenvolvido por (MAJITHIA, 2014), comparou-se a utilização do papel de articulação com a análise computacional, utilizando o sensor T-SCAN®, para avaliação da força oclusal em pacientes normais e reabilitados de traumas maxilofaciais. Foram confrontados os resultados obtidos por ambos os métodos, concluindo que a maior marca deixada pelo papel carbono está relacionada com a maior intensidade de força, obtida com a análise computadorizada, em 80 % dos casos. Entre outros pontos de comparação levantados, observou-se que o papel carbono pode apresentar leituras errôneas em função da contaminação por saliva, enquanto o sensor T-SCAN® é composto por material sintético que não é afetado pela saliva. Uma análise semelhante foi realizada por (KERSTEIN & RADKE, 2014), na qual o autor classificou como subjetiva a interpretação da intensidade de força relativa de contato oclusal utilizando o papel de articulação. Neste estudo, em um grupo de profissionais com mais de 20 anos de experiência, uma porcentagem maior do que 75 % dos participantes apresentaram no mínimo 10 de 12 respostas erradas na avaliação, baseada nas marcas de papel carbono, dos pontos de maior e menor intensidade de força medidos com o sensor T-SCAN®.

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Com base nos objetivos, justificativas e contextualização dos capítulos anteriores, foram estabelecidas as diretrizes da construção do sistema de caracterização dos contatos funcionais relacionados à oclusão. O princípio da composição deste sistema ocorre a partir da matriz de sensores de força resistivos, a qual determina a sua conjuntura mecânica de sustentação e sua interface de conexões elétricas, além do condicionamento necessário para análise e processamento da sua resposta. Evidentemente, a aplicação define os requisitos mínimos para que seja válido o uso deste protótipo de maneira a agregar conhecimento ao diagnóstico das disfunções relacionadas à oclusão. Isso envolve, principalmente, uma interface útil ao usuário, permitindo análises e armazenamento de dados considerados relevantes. A partir destes dois pontos, implementou-se as suas interconexões, constituindo o que é chamado de sistema. As características dos seus componentes, assim como os detalhes de seu funcionamento são discutidos a seguir.

3.1 SISTEMA PROPOSTO

A elaboração do sistema se relaciona com as áreas mecânica, elétrica e odontológica. Da primeira, extraiu-se o arranjo das placas com o sensor e seu suporte, visando à aplicação final em sujeitos. Na segunda, o foco principal da presente dissertação, permeou-se os campos de projeto do esquemático e *layout* de placas, instrumentação (sensores, circuito de condicionamento e projeto de experimentos), sistemas embarcados (microcontrolador, *drivers* de interface com o hardware) e *software* (interface gráfica com o usuário e armazenamento de dados). Por fim, a terceira área balizou todo o trabalho, apontando as necessidades as quais o sistema deveria suprir, assim como, de que maneira fazê-lo. As principais influências, neste aspecto, são as características da oclusão, tais como, os contatos funcionais dos dentes e seus possíveis problemas, além da necessidade de troca do sensor para cada sujeito.

A Figura 18 apresenta o diagrama geral do sistema, apresentando inicialmente a representação do paciente através da sua boca, na qual é inserido o sensor T-SCAN®. O sensor é conectado ao *hardware*, o qual é acessado por uma plataforma embarcada microcontrolada. Todas as ações realizadas por esta plataforma são gerenciadas pelo *software*, presente em um computador, mostrado à direita, no qual é possível realizar análises gráficas e armazenar os dados para avaliações futuras.

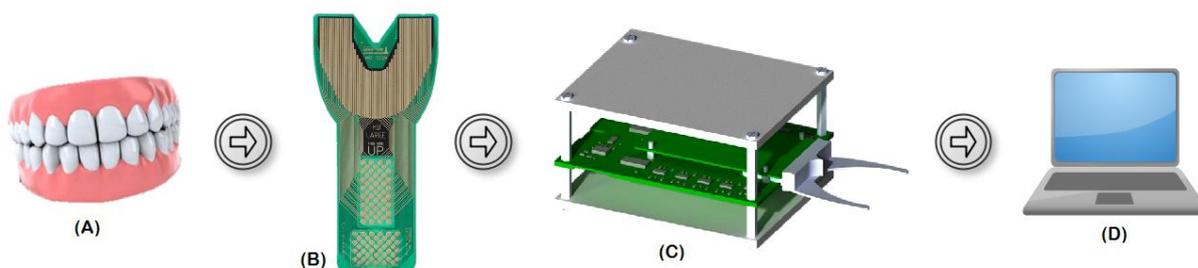


Figura 18. Sistema proposto: (A) Paciente; (B) Sensor T-SCAN®; (C) *Hardware* + plataforma embarcada microcontrolada; (D) Computador com *software* de análise.

3.1.1 Matriz de Sensoriamento de Pressão Resistivos T-SCAN®

O sensor T-SCAN® é capaz de medir força ou pressão em superfícies. É uma matriz de elementos sensíveis arranjados de maneira específica em um substrato de poliéster. As medidas de resistência elétrica obtidas em cada um destes elementos podem ser utilizadas para verificar a distribuição de forças ao longo da superfície em avaliação (TEKSCAN, 2006). O substrato é constituído por poliéster, sem látex, do tipo Mylar e os eletrodos são construídos através de tinta condutiva impressa em ambos os lados do substrato, verticalmente (coluna) e horizontalmente (linha), formando uma matriz. Cada ponto de cruzamento destes eletrodos é considerado um canal, no qual a variação de pressão influencia o substrato, resultando em um valor de resistência elétrica específico entre a linha e a coluna afetadas. O sensor possui uma espessura de 0,102 mm, comprimento total de 153 mm e largura total de 74 mm. A área sensível possui comprimento igual a 56 mm e largura 66 mm. A quantidade total de elementos sensíveis é de 1370, alcançando uma resolução espacial de 62 elementos sensíveis para cada cm², ou seja,

cada eletrodo possui uma área sensível de 1,56 mm² (TEKSCAN, 2015). A foto da matriz de sensoriamento encontra-se na Figura 19. Na face inferior, são distribuídas 44 linhas, enquanto que na superior existem 52 colunas.

Devido à grande quantidade de elementos sensíveis e da resposta dos mesmos, a matriz é utilizada conjuntamente com um sistema eletrônico computadorizado. Além disso, para permitir a inserção da matriz de sensoriamento na boca do paciente, ao mesmo tempo em que a mesma mantém-se integrada ao sistema eletrônico, deve ser utilizado um suporte de material plástico específico para o formato mecânico da matriz. O uso do sensor é individual por paciente e cada matriz é capaz de suportar de 15 a 25 oclusões. (TEKSCAN, 2015).

A grande vantagem deste tipo de método é a capacidade de avaliar quantitativamente a intensidade da força dos contatos oclusais. (KERSTEIN & RADKE, 2014). Porém, uma desvantagem é o custo e a complexidade de manipulação do sistema, quando comparado ao papel carbono odontológico, por exemplo.



Figura 19. Foto do sensor T-SCAN®: (a) vista inferior e (b) superior.

Levando em consideração as análises quantitativas de força, o sensor possui como mensurando desta grandeza a resistência elétrica. A faixa de valores aproximada desta relação para cada canal, observada no gráfico da Figura 20, não é fornecida pelo fabricante, entretanto, foi possível obtê-la a partir da patente (TEKSCAN, 1989). Estes valores foram utilizados como base para o desenvolvimento do circuito de condicionamento apresentado no item 3.1.2, embora o fabricante não especifique qualquer incerteza relacionada à resistência elétrica, assim como, não menciona aspectos de resolução, erro de conformidade e tolerâncias.

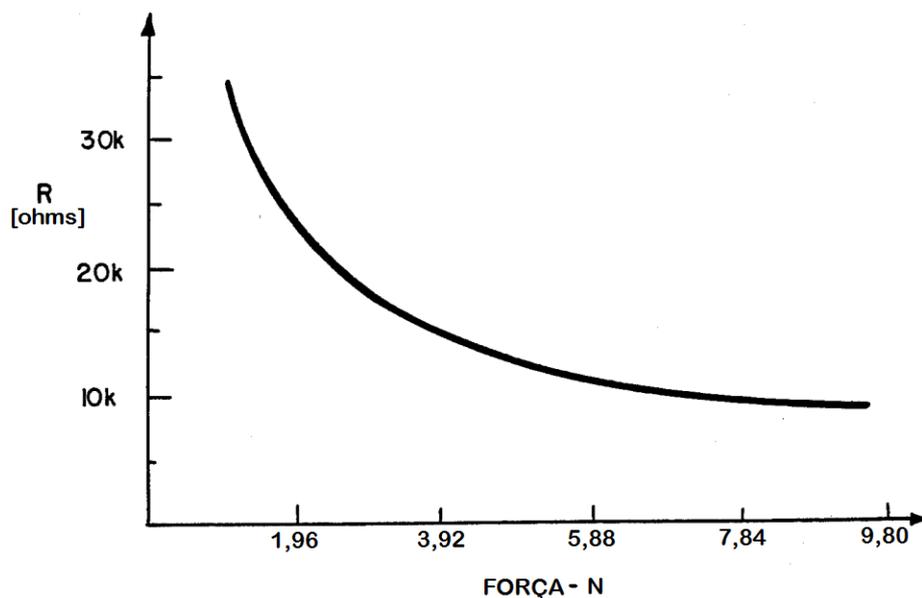


Figura 20. T-SCAN: resistência elétrica x força (adaptado de TEKSCAN, 1989).

3.1.2 Circuito de Condicionamento

A elaboração do circuito de condicionamento do sensor TSCAN® baseou-se no fato de que cada canal constitui-se em uma resistência elétrica variável, de acordo com a pressão aplicada ao mesmo. A partir disso, definiu-se que a medição desta resistência elétrica seria realizada através da corrente elétrica que circula no canal, quando uma tensão elétrica de referência é aplicada neste ponto. Devido a isso, e ao fato de que as conexões do sensor estão presentes em suas duas faces, foi necessário o desenvolvimento de duas placas: a primeira para permitir a conexão com as colunas e aplicar tensões elétricas conhecidas nos terminais das

resistências elétricas sensíveis à pressão, enquanto a segunda realiza a conexão com as linhas, fechando o circuito com os outros terminais das resistências elétricas e condicionando, até a entrada do conversor analógico-digital do microcontrolador, os sinais de corrente elétrica que fluem nos canais.

O circuito de condicionamento desenvolvido neste trabalho dá acesso a todas as 44 linhas e 52 colunas, as quais foram distribuídas entre duas placas, com uma interface em cada uma delas. A placa chamada de “Excitação” assumiu as 52 colunas da matriz de sensores do TSCAN® e é quem gera a tensão elétrica aplicada aos canais do sensor, enquanto que a placa nomeada como “Medição” é responsável pela análise das 44 linhas e condiciona, portanto, o sinal elétrico proveniente dos canais até o ponto de leitura no conversor analógico-digital interno ao microcontrolador.

O conversor analógico-digital do microcontrolador LM3S6965 utilizado dispõe de apenas um canal. Dessa forma, foram utilizados multiplexadores (MAX4518 e DG406) em ambas as placas para seleção do canal a ser avaliado. O gerenciamento destes multiplexadores, assim como dos amplificadores de ajuste de ganho (PGA207 e PGA205) do sistema, é realizado pela interface com o usuário presente em um computador, a qual acessa pontos específicos dos circuitos via uma plataforma embarcada de gerenciamento do *hardware* (EK-LM3S6965). A alimentação das placas é fornecida por uma fonte linear simétrica isolada separada das placas, conectada à rede elétrica através de um estabilizador microprocessado (μ RL1.5S) que possui filtro de linha e proteções contra falhas na rede.

Os componentes utilizados nos circuitos de condicionamento das duas placas requerem alimentação em corrente contínua simétrica. Em relação às magnitudes, o componente mais crítico (MAX4518) estipula um valor máximo de 8 V para alimentação. Assim, o valor de 5 V foi escolhido, o qual permanece dentro dos limites máximos de alimentação de todos os

componentes utilizados, permitindo uma faixa de excursão de sinal suficiente para a entrada do conversor analógico-digital.

A topologia da fonte foi escolhida visando simplicidade no desenvolvimento, redução de custos e praticidade em sua utilização, por isso, utilizou-se reguladores lineares (LM7805 e LM7905). O estabilizador possui entrada bivolt e, além de proteção contra surtos na rede elétrica, isola duplamente a aplicação quando em conjunto com o transformador da fonte. Este último possui uma entrada (110 V) e duas saídas (+12 V / -12 V), enquanto que a retificação é realizada por uma ponte completa de diodos. O último estágio abrange os reguladores, LM7805 e LM7905, fornecendo as tensões de +5 V e -5 V respectivamente, dentro da faixa de alimentação especificada para os circuitos de condicionamento das placas. A Figura 21 apresenta o diagrama em blocos da fonte proposta, enquanto o esquemático completo encontra-se no ANEXO A.

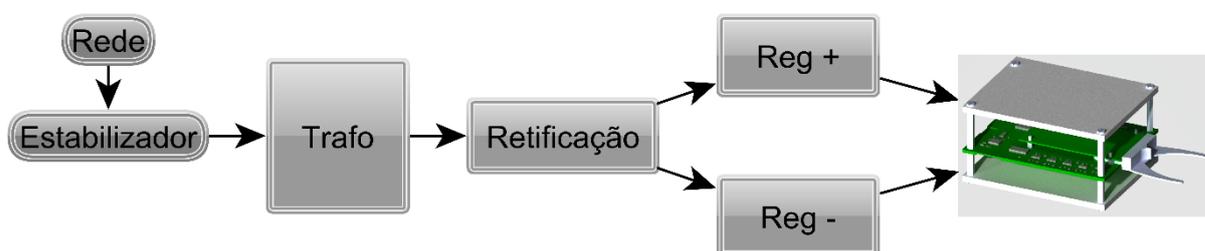


Figura 21. Diagrama de blocos da simples fonte proposta.

No teste da fonte, utilizando transformador variável conectado diretamente ao transformador de rebaixamento de tensão, varreu-se 4 pontos de tensão alternada contemplando os dois extremos da faixa de alimentação (75 V a 150 V) e dois pontos intermediários. Foram analisadas as tensões reguladas de +5 V e -5 V, além da tensão utilizada como referência de sinal de entrada.

Em relação à placa de excitação, seu objetivo consiste em aplicar uma tensão elétrica conhecida aos elementos resistivos sensíveis da matriz, através das colunas. Assim, o sinal de entrada é constituído por um divisor resistivo que gera uma tensão elétrica na entrada de um

amplificador de ganho programável (PGA207), o qual possui o objetivo de permitir o ajuste do ganho do sistema em até 4 níveis diferentes. Cada coluna é habilitada separadamente através de multiplexadores analógicos (DG406) controlados, assim como o ganho do PGA207, pelo microcontrolador LM3S6965.

O diagrama de blocos da placa, ou subsistema, de excitação encontra-se na Figura 22 e as suas principais características são:

- a) fonte de sinal: baseada em um divisor resistivo constituído por dois resistores $R_{D2} = 242,2 \text{ k}\Omega \pm 1 \%$ e $R_{D3} = 26,91 \text{ k}\Omega \pm 1 \%$. O divisor está entre o terra e a alimentação negativa do circuito, gerando uma tensão elétrica fixa negativa na entrada do PGA igual a $-0,50 \text{ V}$. A razão de se utilizar esta tensão de entrada com polaridade negativa se dá em virtude da topologia do circuito da placa de medição, a qual utiliza uma configuração inversora em seu primeiro estágio de amplificação, invertendo, portanto, a polaridade do sinal aplicado em sua entrada e encaminhando, enfim, um sinal positivo para o conversor analógico-digital, o qual opera somente em polaridade positiva;
- b) PGA: bloco de ganho utilizado neste trabalho para ajuste de ganho do circuito de condicionamento. Através de ensaios preliminares, verificou-se que utilizados dois modos de operação neste componente, chamados de baixo ganho (1) e alto ganho (10), foi possível mapear de forma satisfatória as amplitudes dos ensaios realizados neste trabalho. A seleção dos ganhos, G_{EX} , é feita através de 2 entradas de endereçamento compatíveis com o nível de 3,3 V. A saída do PGA07, considerando a alimentação especificada, possui limitação superior tipicamente em 3,5 V (BURR-BROWN, 1995), ou seja, o ganho equivalente máximo acaba sendo 7 vezes o valor de 0,50 V presente na entrada do PGA. Além disso, a saída é direcionada simultaneamente para as entradas dos 4

multiplexadores analógicos de 16 canais DG406. O *slew* rate do PGA207 não é significativo para a aplicação, pois o ajuste de ganho é realizado no início das varreduras do sensor e não durante as mesmas;

- c) Multiplexadores Analógicos: após o estágio de ganho, o sinal é encaminhado para uma das 52 colunas do sensor através de 4 multiplexadores analógicos DG406. Em cada uma das saídas dos multiplexadores foram adicionados resistores de $470 \Omega \pm 1 \%$ conectados ao potencial de terra com a função de manter as respectivas colunas em potencial zero quando não estão em operação, evitando, portanto, o surgimento de sinais espúrios e interferência entre os canais, também conhecida como *crosstalk*. Estes multiplexadores apresentam uma resistência elétrica de no máximo $120 \Omega \pm 5 \%$, quando habilitados. Além disso, o tempo para que a tensão elétrica de saída varie entre dois extremos, como por exemplo, os extremos de alimentação, presentes em dois canais de entrada diferentes, é de no máximo 600 ns, segundo as informações do fabricante (INTERSIL, 2013), incluindo o tempo de habilitação do multiplexador e o tempo de chaveamento entre os canais. A seleção de canais é feita através de 4 entradas de endereçamento, compartilhadas entre os 4 multiplexadores. A distinção entre os multiplexadores é feita através de pino de habilitação. Todas entradas digitais são compatíveis com o nível de 3,3 V e a excursão dos sinais analógicos é permitida até os extremos de alimentação do componente;
- d) Sensor: cada uma das 52 colunas de excitação é um eletrodo vertical da matriz de sensoriamento, o qual pode ser interligado em até 44 canais individualmente.

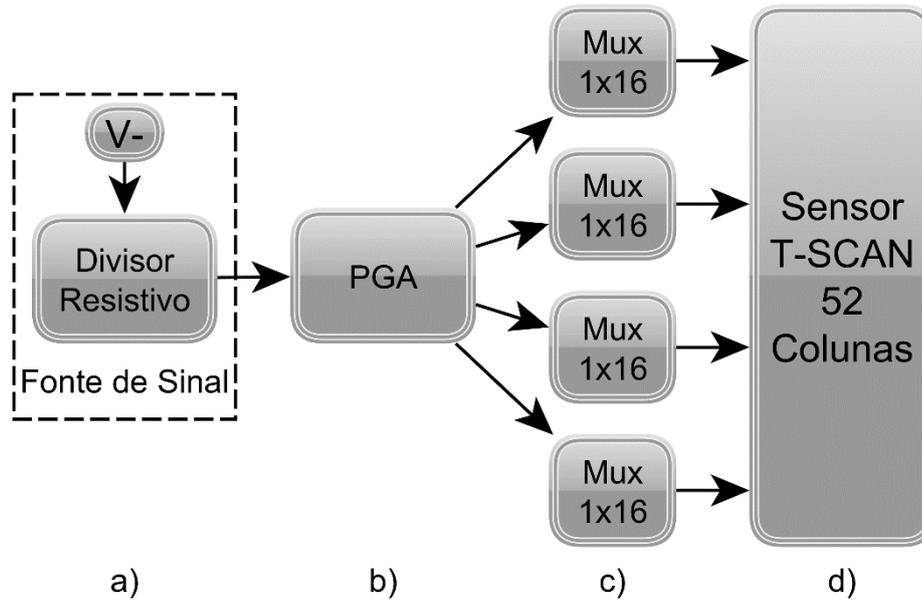


Figura 22. Circuito da placa de excitação (Colunas), onde a), b), c) e d) foram detalhados acima.

A Equação (1) ilustra a constituição da tensão nas saídas dos multiplexadores, quando em operação. Observa-se que a tensão elétrica V_{EX} varia entre os dois modos de ganho (1 ou 10), de acordo com G_{EX} . Fora de operação, a tensão elétrica fica em potencial zero:

$$V_{EX} = \left[\frac{V_N}{(R_{D2} + R_{D3})} \cdot R_{D3} \right] \cdot G_{EX} + V_{OS_{EX}} \quad (1)$$

sendo V_{EX} a tensão elétrica de saída para o eletrodo da coluna, V_N a tensão elétrica de alimentação negativa do circuito, R_{D2} e R_{D3} as resistências elétricas do divisor de tensão para o sinal de entrada, G_{EX} o ganho do amplificador de ganho programável e, $V_{OS_{EX}}$ o *offset* do circuito da respectiva coluna.

A segunda placa, chamada de subsistema de medição, realiza a leitura dos sinais elétricos gerados pela placa de excitação, os quais percorrem a matriz de sensoriamento de acordo com a pressão distribuída ao longo da sua superfície. Nesta placa, é realizado o condicionamento do sinal de corrente elétrica, além de ser possível realizar mais uma etapa de ajuste de ganhos, quando em comparação com a placa de excitação. Por fim, o sinal é filtrado e digitalizado para ser processado e analisado pelo restante do sistema. As 44 linhas são

acessadas individualmente através da combinação dos multiplexadores de 16 e 4 canais, gerenciados pelo microcontrolador. Os principais blocos da placa de medição estão ilustrados na Figura 23, enquanto que o esquemático pode ser analisado no ANEXO A. O detalhamento desses blocos é apresentado a seguir:

- a) Sensor: cada uma das 44 linhas está conectada a um dos eletrodos horizontais da matriz de sensoriamento, o qual pode ser interligado em até 52 canais individualmente;
- b) Amplificadores Operacionais (Amp Op): cada uma das 44 linhas possui como primeiro estágio a transformação da corrente elétrica de entrada, proveniente do sensor, em tensão elétrica. A topologia é de um amplificador inversor comum, com o resistor da entrada sendo a resistência elétrica equivalente do respectivo canal do sensor e a com resistência elétrica da realimentação fixa, também indicada por R_T , de valor nominal igual a $10\text{ k}\Omega \pm 1\%$. Esta escolha permite um ganho próximo da unidade para os maiores valores de pressão aplicados, de acordo com a Figura 20. O *slew rate* da saída para o amplificador operacional de alta precisão utilizado, OPA4277, é tipicamente de $0,8\text{ V}/\mu\text{s}$, enquanto que a excursão do sinal de saída é permitida até $3,8\text{ V}$ (TEXAS, 2015), considerando a alimentação especificada;
- c) Multiplexadores Analógicos: todas as 44 linhas da recepção são multiplexadas individualmente para um canal de amostragem. Isso é feito através do uso de 3 multiplexadores analógicos de 16 canais (DG406) em conjunto com 1 multiplexador também analógico, de 4 canais (MAX4518). Este último multiplexador possui uma resistência elétrica de $100\ \Omega$, quando habilitado. Além disso, seu tempo mais crítico de transição do nível de tensão elétrica da saída é de 250 ns . A seleção de canais também é realizada através de 2 entradas

de endereçamento compatíveis com o nível de 3,3 V e a excursão do sinal analógica é permitida ao longo da faixa de alimentação do componente (MAXIM, 1998);

- d) PGA: o canal de amostragem passa por um estágio de ganho, o qual permite mais um ajuste através da escolha de uma das 4 faixas de ganho (1, 2, 4 e 8). Neste trabalho a utilização do ganho 8 foi suficiente para as necessidades da aplicação, embora a possibilidade de ter outros valores de ganho foi fundamental no início do desenvolvimento, já que havia o desconhecimento da resposta do sensor. Este PGA (PGA205) difere do utilizado na placa de medição somente em relação aos valores de ganhos possíveis, ou seja, as características digitais são as mesmas. O *slew rate* da saída para este componente é tipicamente próximo a $0,7 \text{ V}/\mu\text{s}$, enquanto que a excursão de sinal é de até 3,7 V, segundo os dados do fabricante (BURR-BROWN, 1993);
- e) Filtro: o penúltimo bloco é o filtro passa-baixas *anti-aliasing* passivo. A frequência de corte do filtro está em $f_c = 40,8 \text{ kHz}$, com uma constante de tempo igual a $3,9 \mu\text{s}$, para filtragem de sinais espúrios e de frequências maiores do que a capacidade de amostragem do A/D. Sua atenuação para sinais de frequências abaixo de 1 kHz pode ser considerada zero, como apresentado na Figura 24;
- f) Conversor A/D: bloco interno ao microcontrolador ARM-Cortex-M3 LM3S6965. Opera com 10 bits de resolução, assumidos como suficientes para a análise inicial da aplicação realizada com este trabalho, e possui taxa de conversão igual a 1 MSPS, representando uma capacidade de frequência máxima de aquisição de dados igual a 1 MHz, pois as amostras são diretamente alocadas em *buffers*, sem pré-processamento. Foi escolhida a utilização da maior

taxa de conversão possível do microcontrolador, em função de que, ao selecionar um canal do sensor, se deseja que a amostragem seja feita o mais rápido possível para poder adquirir o sinal do próximo canal. Utiliza como referência de tensão elétrica o valor de 3 V da própria placa de desenvolvimento do microcontrolador.

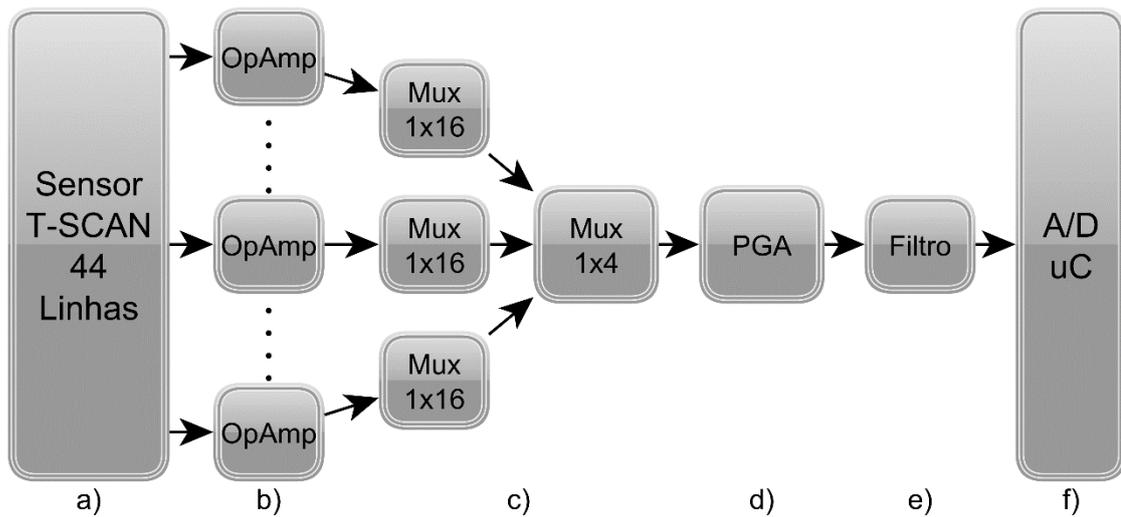


Figura 23. Circuito da placa de medição (Linhas), onde a), b), c), d), e) e f) forma detalhados acima.

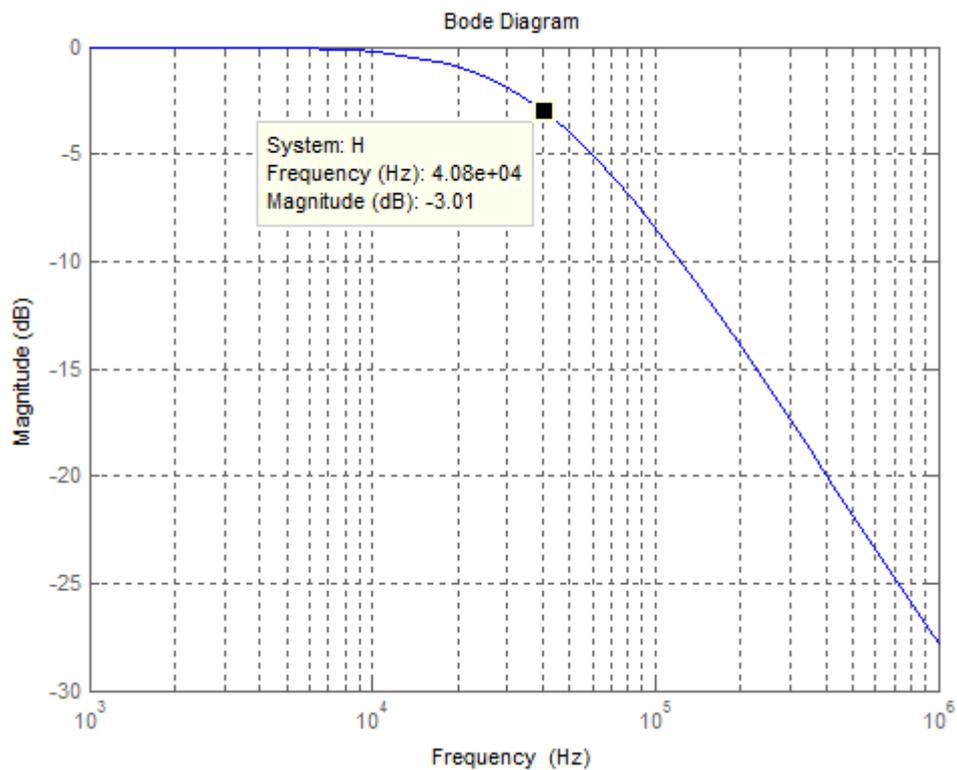


Figura 24. Resposta em frequência simulada do filtro *anti-aliasing*.

Dessa forma, os valores convertidos pelo A/D estão relacionados com a variação de resistência elétrica do sensor devido à pressão aplicada ao mesmo e, conseqüentemente, devido à tensão elétrica aplicada no canal pela placa de excitação, assim como, em função do resistor de realimentação do estágio de transformação para tensão elétrica, do ajuste de ganho presente na placa de medição, além do *offset* resultante da mesma e das incertezas inseridas pelo A/D relacionadas principalmente a sua referência de tensão. Sua expressão é dada na Equação (2):

$$V_{ADC} = \frac{V_{EX} \cdot R_T \cdot G_{RX}}{R_{CH}} + V_{OS_{RX}} + \delta_{AD} \quad (2)$$

onde V_{ADC} é a tensão elétrica na entrada do conversor analógico-digital, V_{EX} é a tensão elétrica aplicada no eletrodo de coluna ativo, R_T é a resistência elétrica de transformação corrente-tensão elétrica no circuito de leitura da linha, R_{CH} é a resistência elétrica presente no canal do sensor, G_{RX} é o ganho de tensão elétrica do amplificador de ganho programável do circuito de leitura, $V_{OS_{RX}}$ é a tensão elétrica de *offset* do circuito de leitura da linha e δ_{AD} é o termo relacionado ao efeito da conversão analógica-digital.

O entreposto entre o *software* e as placas de acesso ao sensor é realizado por uma plataforma embarcada de acesso ao *hardware*. Nesta plataforma, utilizou-se o microcontrolador ARM Cortex-M3 LM3S6965 para comunicação com o computador, além da função de gerenciamento de canais, assim como, a amostragem dos dados utilizando o conversor A/D. Este microcontrolador está presente em no *kit* de desenvolvimento EK-LM3S6965, o qual é alimentado via USB, através da qual também foi desenvolvida a comunicação serial com o computador. O microcontrolador opera através de um oscilador externo de 8 MHz e as entradas e saídas relacionadas com as outras placas são conectadas através de cabos do tipo *flat*. Por fim, o *kit* de desenvolvimento EK-LM3S6965, assim como, as placas de excitação e medição, possui a função mecânica de apoio ao suporte do sensor. As placas de excitação e medição, incluindo o *kit* de desenvolvimento, são apresentados na Figura 25, através da qual também se pode

observar que as placas são mantidas face a face, com o uso de parafusos e espaçadores de fixação.

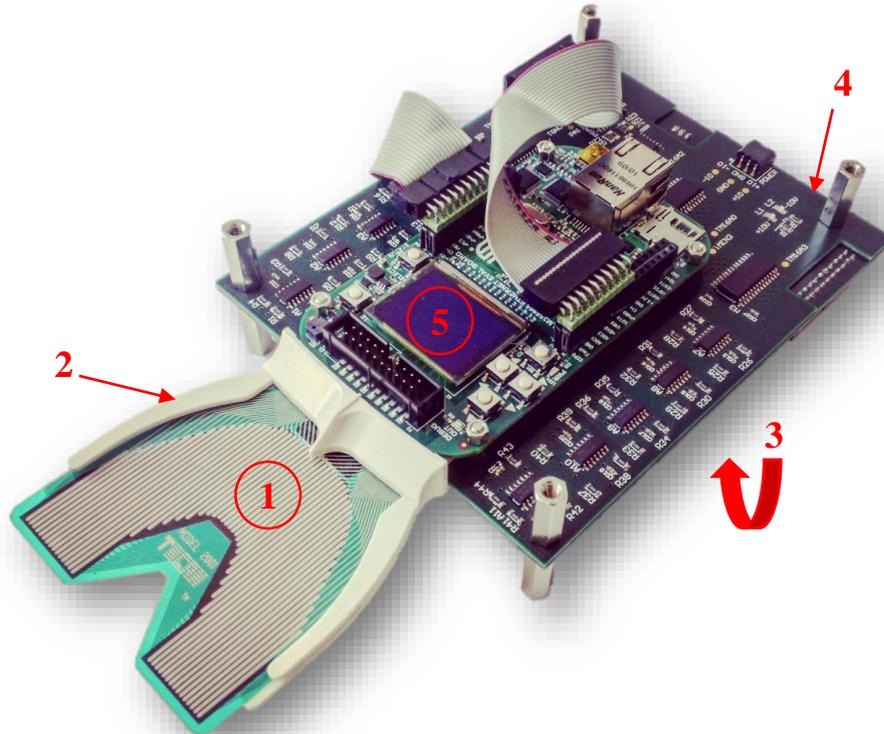


Figura 25. Foto do *hardware* do sistema desenvolvido: (1) Sensor T-SCAN, (2) Suporte para o sensor, (3) Placa de Excitação, (4) Placa de Medição e (5) *kit* de desenvolvimento.

Baseado nos circuitos elétricos de condicionamento descritos e nas informações da aplicação montou-se a cadeia de medidas teórica de um canal genérico do sistema desenvolvido, apresentada na Figura 26. O ponto de início desta cadeia está na faixa de pressão aplicada no canal, a qual compreende valores entre 0 MPa e 10 MPa, o que corresponde a uma força máxima de 15,6 N aplicada sobre uma área de 1,56 mm². Este limite superior foi estabelecido com base no gráfico da Figura 20, no qual é visto que, para valores acima de 9,8 N, a variação de resistência elétrica ocorre de forma mais tênue.

No segundo estágio, a resistência elétrica do canal varia inversamente com a pressão de excitação do canal. Neste caso, o valor de resistência elétrica varia, desde o equivalente a um circuito aberto, até o valor mínimo de 10 k Ω , também obtido a partir da Figura 20, gerando

uma corrente elétrica que circula no canal dependente da magnitude de tensão elétrica aplicada pela placa de excitação. A placa de excitação fornece, com $GEX=10$, uma tensão elétrica máxima de 3,50 V, limitados pela excursão de sinal da saída do PGA, já que a excursão dos multiplexadores analógicos somente é limitada pela alimentação do componente. Portanto, os valores da corrente elétrica no canal variam entre os limites de 0 A e 350 μ A, pois, no primeiro caso, o circuito aberto impede a passagem de corrente elétrica pelo canal, enquanto que, no segundo caso, o valor é resultante da aplicação da tensão elétrica máxima de 3,50 V sobre a resistência elétrica mínima de 10 k Ω do canal.

No primeiro estágio, esta corrente elétrica é transformada em tensão elétrica através de amplificadores inversores, resultando em uma faixa de 0V, para o caso de circuito aberto no sensor, até 3,50 V, para o caso de maior pressão e resistência elétrica mínima no canal. Este limite superior decorre do fato de ser utilizada uma resistência fixa, também de 10 k Ω , na realimentação negativa dos inversores, a qual multiplica a corrente elétrica proveniente do canal, transformando o sinal de corrente elétrica em tensão elétrica, conseqüentemente dentro destes limites. Além disso, este primeiro estágio envolve ainda os multiplexadores de 16 e 4 canais, entretanto, ambos os modelos possuem excursão ao longo de toda a faixa de alimentação e não atuam como agentes limitantes, neste caso.

O segundo estágio é o de ajuste de ganhos e filtragem *anti-aliasing*. O ajuste é realizado através do PGA205, com $GRX=8$, o qual possui excursão máxima de 0 V até 3,70 V, de acordo com as informações do fabricante. O filtro limitador de banda, de acordo com a Figura 24, não deve atenuar significativamente o sinal na frequência de operação, mantendo, dessa forma, os limites já estabelecidos previamente. Através deste ajuste, é possível utilizar a faixa máxima permitida pela alimentação e limitações de saída do PGA. Entretanto, com as limitações da entrada analógica do conversor A/D, o valor na entrada do mesmo permanece entre 0 V e 3 V, de acordo com a referência utilizada pelo microcontrolador. Por fim, a faixa de saída encontra-

se entre 0 e 1023, valores os quais são processados e avaliados pelo *software* desenvolvido neste trabalho.

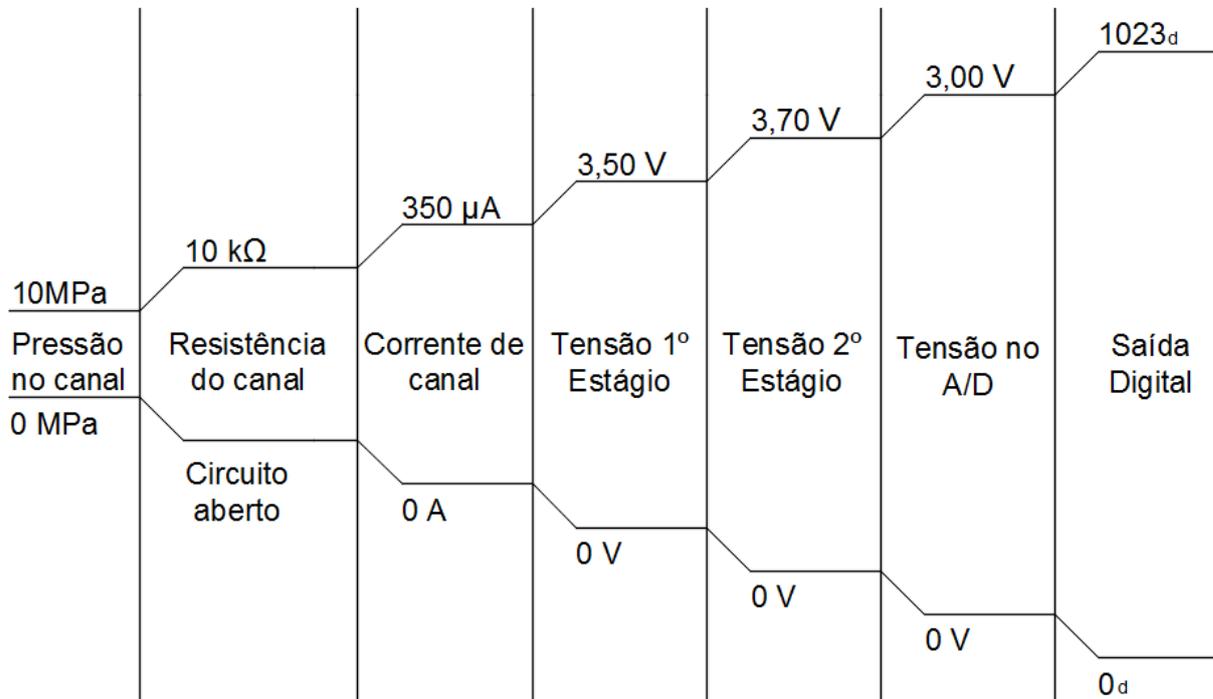


Figura 26. Cadeia de medidas teórica dos canais do sistema, GEX=10 e GRX=8.

É importante ressaltar que a caracterização experimental de todas as etapas apresentadas na Figura 26 não foi realizada principalmente devido às características físicas dos contatos do sensor, sendo ainda que o mesmo deve estar sob um nível de excitação específico, o que implicaria a utilização de uma máquina de compressão em paralelo com os equipamentos de medida, ainda com necessidade de adaptações no circuito que poderiam adicionar ruído ou alterar as características elétricas intrínsecas do mesmo. Além disso, a excitação pontual dos canais através do uso de ponteiros de aço, ou semelhante, foi considerada temporalmente onerosa em relação ao posicionamento e alinhamento das respectivas ponteiros exclusivamente sobre um canal. Entretanto, mesmo assim, no ensaio piloto, alguns testes foram realizados manualmente. Portanto, optou-se por avaliar experimentalmente os elementos que influenciam a resposta do sistema através de ensaios de avaliação específicos para cada componente da

Equação (2), com exceção da resistência elétrica de canal, devido aos empecilhos já discutidos anteriormente.

Assim, analisou-se o circuito de alguns canais específicos e percebeu-se que a variabilidade da tensão elétrica de saída da placa de excitação relaciona-se com a carga que o circuito alimenta. Na aplicação final, esta carga é a resistência elétrica do canal do sensor, ou seja, é o elemento que traduz a pressão que se deseja medir. Como essa resistência elétrica varia desde um circuito aberto até $10\text{ k}\Omega$, segundo a Figura 20, avaliou-se a tensão elétrica V_{EX} com a carga de $10\text{ k}\Omega$, na qual se exige o maior consumo de corrente (8 mA) do multiplexador de 16 canais, DG406.

De acordo com o número de colunas, foram realizadas 52 medições, utilizando o multímetro DMM4050 na escala de 10 V com resolução igual a $10\text{ }\mu\text{V}$ e precisão igual a $0,0024\%$ da leitura + $0,0005\%$ da faixa (TEKTRONIX, 2013), nas saídas dos 4 elementos multiplexadores para os casos de ganhos 1 e 10 da placa de excitação. A análise da resistência elétrica de realimentação do circuito de transformação da corrente elétrica do canal em tensão elétrica foi feita, de acordo com o número de linhas, através de 44 medições em circuito aberto diretamente com multímetro DMM4050 na escala de $10\text{ k}\Omega$ com resolução igual a $10\text{ m}\Omega$ e precisão igual a $0,01\%$ da leitura + $0,001\%$ da faixa (TEKTRONIX, 2013).

A avaliação do ganho do PGA205 foi feita através da inserção de um sinal de tensão elétrica conhecida na entrada do mesmo, enquanto fazia-se a leitura da tensão elétrica presente em sua saída. Variou-se a tensão elétrica de entrada para observar o quanto isso impacta no sinal de saída, e conseqüentemente, no ganho. Todas as faixas de ganho foram avaliadas com 20 medições utilizando o multímetro DMM4050 também na escala de 10 V . Na avaliação do *offset* da placa de medição a entrada de sinal foi colocada em potencial nulo e a tensão elétrica na entrada do conversor A/D foi medida. Esta análise foi realizada em todas as 44 linhas e em todas as faixas de ganho dessa placa, utilizando o multímetro DMM4050 na escala de 10 V .

Enfim, δ_{AD} concentra as incertezas relacionadas à conversão analógica-digital, as quais foram obtidas diretamente a partir das informações fornecidas pelo fabricante em (TEXAS, 2011). Os componentes V_{EX} , G_{RX} e $V_{OS_{RX}}$ da Equação (2) possuem mais do que um possível valor de configuração, ou patamares de operação, por exemplo, V_{EX} assume um valor específico quando o ganho da placa de excitação é 1 e outro valor quando o ganho está configurado para 10. Dessa forma, para unificar os valores de incerteza determinados para cada um desses níveis, assumiu-se a incerteza unificada como sendo a máxima incerteza entre as já determinadas. O fator de abrangência utilizada em todos os cálculos foi $k = 2$, assumindo que os mensurandos possuem distribuição normal e a incerteza associada com a estimativa de saída possui confiabilidade suficiente ($n > 10$ observações para incertezas do tipo A). Dessa forma, obtém-se um nível de confiança de aproximadamente 95 % (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2010).

A partir disso, foi possível avaliar as etapas posteriores ao estágio “Resistência do canal” da cadeia de medida da Figura 26 e obter a incerteza da tensão elétrica medida pelo sistema considerando apenas o circuito de condicionamento desenvolvido. A Equação (2), página 51, foi utilizada no cálculo da incerteza combinada, o qual foi realizado utilizando o método de expansão em série de Taylor, como descrito por (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2010) e apresentado na Equação (3). Neste caso, assumiu-se como nula a incerteza da resistência do canal, devido à análise individualizada do circuito de condicionamento, e como independentes as variáveis de entrada:

$$\begin{aligned} (u_{c_{ADC}})^2 = & \left(\frac{\partial ADC}{\partial V_{EX}}\right)^2 \cdot (u_{V_{EX}})^2 + \left(\frac{\partial ADC}{\partial R_T}\right)^2 \cdot (u_{R_T})^2 + \left(\frac{\partial ADC}{\partial G_{RX}}\right)^2 \cdot (u_{G_{RX}})^2 \\ & + \left(\frac{\partial ADC}{\partial V_{OS_{RX}}}\right)^2 \cdot (u_{V_{OS_{RX}}})^2 + \left(\frac{\partial ADC}{\partial \delta_{AD}}\right)^2 \cdot (u_{\delta_{AD}})^2 \end{aligned} \quad (3)$$

onde $u_{c_{ADC}}$ é a incerteza combinada da tensão elétrica medida pelo sistema, $u_{V_{EX}}$ é a incerteza da tensão elétrica fornecida pela placa de excitação, u_{R_T} é a incerteza da resistência de

realimentação do bloco de conversão da corrente elétrica do canal em tensão, $u_{G_{RX}}$ é a incerteza do ganho da placa de medição, $u_{V_{OS_{RX}}}$ é a incerteza da tensão elétrica de *offset* da placa de medição, $u_{\delta_{AD}}$ é a incerteza relacionada ao efeito da conversão A/D e os termos $\partial ADC / \partial x$ são as derivadas parciais da Equação (2) em relação às respectivas variáveis de entrada x .

3.1.3 Plataforma Embarcada de Acesso ao *Hardware*

Esta plataforma embarcada possui, de forma integrada ao microcontrolador LM3S6965, o conversor A/D, a comunicação serial e os *drivers* de acesso aos componentes de *hardware*. A linguagem de programação utilizada para a elaboração do *firmware* foi a Linguagem C, com aproveitamento de alguns *drivers* já desenvolvidos em bibliotecas do fabricante do microcontrolador. A escolha deste microcontrolador se deu em virtude da capacidade de integração mecânica do kit de desenvolvimento ao sistema, visto que o mesmo é utilizado também como fixador mecânico do suporte do sensor T-SCAN®, além das funções elétricas desempenhadas consideradas suficientes para esta aplicação, tais como, portas de saídas genéricas em quantidade suficiente para acesso aos componentes configuráveis, faixa de tensão e resolução do A/D entendidas como adequadas aos níveis de sinal neste protótipo de primeira avaliação.

Antes da descrição das funções implementadas em *firmware*, será apresentada a convenção da numeração utilizada para as colunas e linhas, assim como, dos canais do sensor T-SCAN. Acima das camadas de acesso ao *hardware* é possível trabalhar com funções de mais alto nível relacionadas à varredura do sensor, por exemplo. Neste nível mais próximo a aplicação, por convenção, adotou-se que a numeração das colunas inicia no lado direito do sensor (vista superior) e incrementa para a esquerda até a coluna 52. Já para as linhas, a contagem começa na parte mais externa e aumenta à medida que se desloca na direção das

conexões do sensor até a linha 44. A Figura 27 ilustra como se dá esta convenção adotada para o sensor.

Portanto, a numeração dos canais começa na coordenada 1 x 1 (coluna x linha) e aumenta, primeiramente, na direção das linhas ou seja, o canal 44 está em 1 x 44 e o canal 45 está em 2 x 1, por exemplo, até o canal 2288 em 52 x 44. Essa distribuição de canais resulta em um retângulo de 52 x 44, ou seja, estes canais abrangem todo o sensor, o qual se posiciona dentro de no máximo 1370 canais internos a este retângulo (TEKSCAN, 2015).

O acesso ao *hardware* das placas de excitação e medição é realizado através de portas genéricas de saída. Tanto os multiplexadores, quanto os PGAs, utilizam pinos que formam os valores binários utilizados para seleção de canais e ganhos, respectivamente. Assim, foram criadas funções específicas por família dos componentes, utilizadas em ambas as placas, com parâmetros que identificam qual o componente que se deseja ter acesso. No caso dos multiplexadores, por exemplo, implementou-se rotinas de identificação do componente a partir do canal selecionado pelo *software*. Um fluxograma genérico para estas funções pode ser visto na Figura 28.

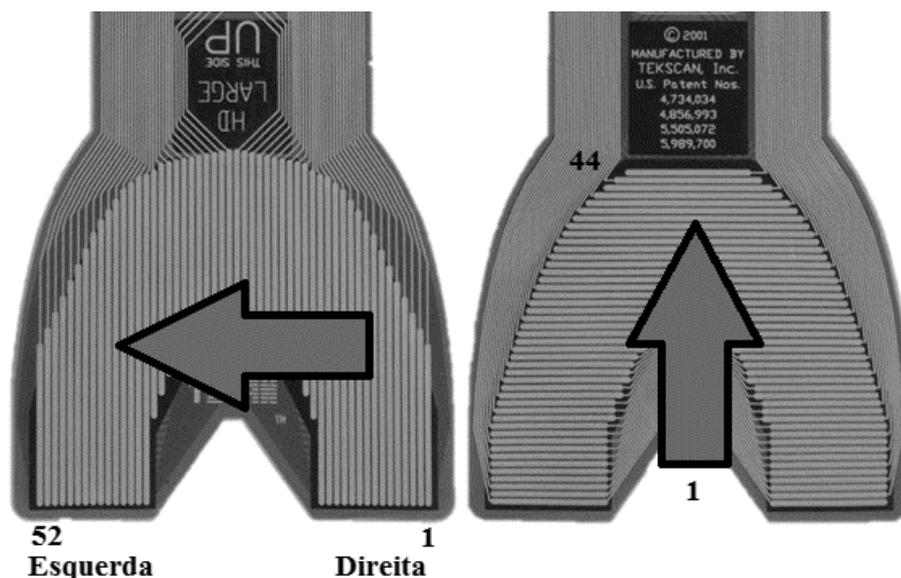


Figura 27. Convenção adotada para numeração dos canais (52 colunas x 44 linhas).

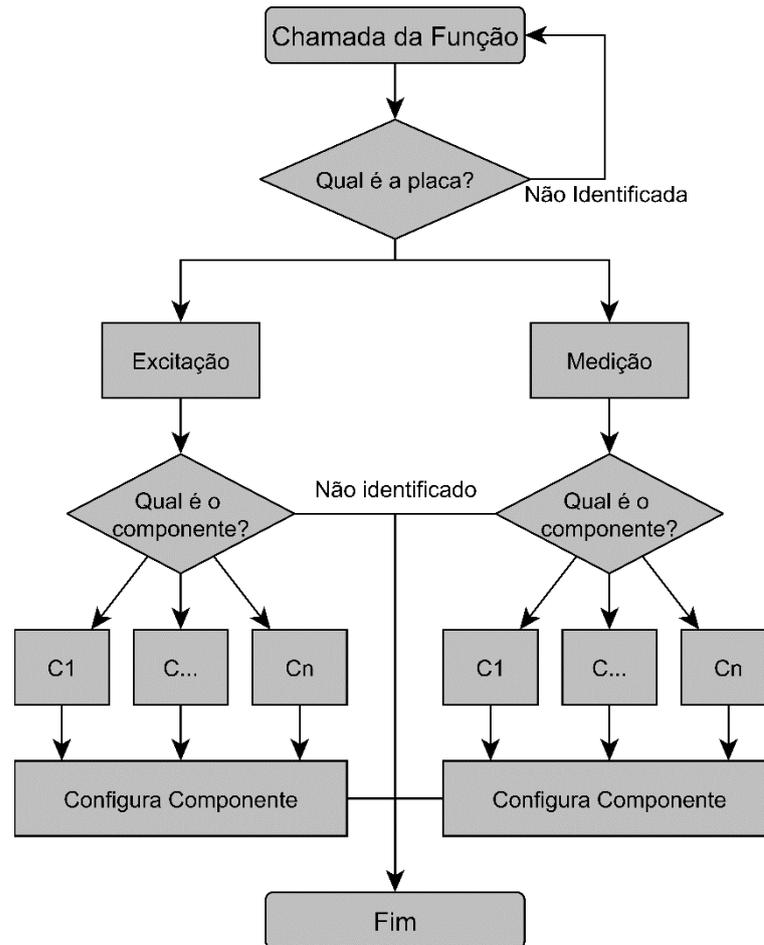


Figura 28. Fluxograma genérico das funções de configuração.

Foram desenvolvidas 3 principais categorias de funções, de acordo com o fluxograma da Figura 29: configuração de ganhos, leituras pontuais e leituras multipontos. A configuração de ganhos atua especificamente nos PGAs, e em seus valores de ganho, sendo utilizada tanto para depuração, quanto na aplicação final. As leituras pontuais são verificações de pontos de testes, ou então, acompanhamento de um canal ao longo do tempo para fins de depuração. Por fim, as varreduras multipontos são leituras de diversos pontos relacionados a uma área, ou as diversas áreas, ou a todas as combinações possíveis entre canais. Esta última categoria é a mais utilizada na aplicação final avaliada neste trabalho, visto que possui funções que fornecem uma gama mais completa das informações necessárias para avaliação da excitação exercida no sensor. Cada comando do mestre refere-se somente a uma destas funções, ou seja, a execução

destas funções não ocorre de maneira paralela. As funções de varredura multipontos são detalhadas a seguir:

- a) varredura de área: considera-se um agrupamento de alguns canais como sendo uma área. Seleciona-se a área entre um conjunto pré-determinado de áreas e são realizadas as amostragens dessa seleção, armazenando os dados em um *buffer*. Posteriormente os dados são enviados ao *software*. Essa função foi criada para quando se deseja avaliar somente uma parte crítica da aplicação;
- b) varredura total: avalia-se todas as possíveis combinações de canais, independentemente de definições da área sensível. Armazenam-se também os dados no *buffer* que é enviado ao *software*. É a varredura mais lenta do sistema (1,27 Hz), no entanto, permite a avaliação da influência do estímulo aplicado ao sensor em todos os canais e combinações possíveis entre eles.

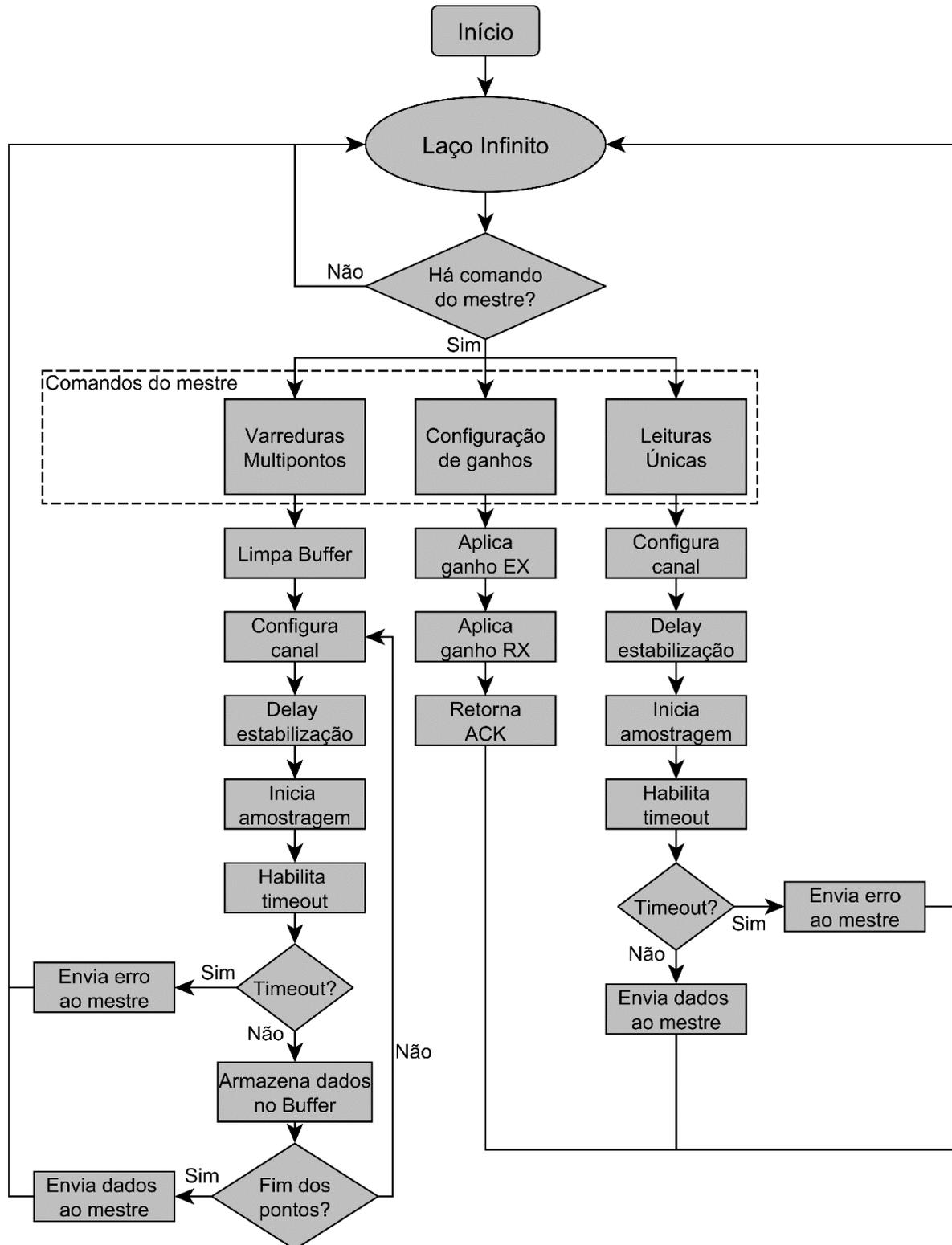


Figura 29. Fluxograma das principais funções do *firmware*.

A comunicação entre *firmware* e *software* ocorre através de uma porta serial emulada sobre a USB. O *software* é o mestre e o *firmware* funciona como escravo. Assim, o *firmware* opera através de comandos enviados pelo *software*. A Tabela 1 apresenta o quadro de

comunicação com estes comandos, apresentando os campos de controle e de parâmetros necessários para as funções exercidas pelo *firmware* no *hardware*. A resposta das medições realizadas pelo *firmware* é realizada em forma de *buffer*, com a ordem das medidas seguindo a ordem dos canais do sensor.

Tabela 1. Quadro de comunicação.

Posição	Tipo	Definição	Valor (Hexadecimal)
1	Cabeçalho	Início do quadro	0xAA
2	Controle	Ganho TX	0x10
		Ganho RX	0x11
		V_Teste	0x20
		V_GND	0x21
		Varredura de canal	0x01
		Varredura de área	0xFF
		Varredura Total	0xF0
3	Lado da Arcada/ Ganho TX	Direita	0x00
		Esquerda/Baixo ganho	0x01
		Alto ganho	0x08
4	Canal Demux/ Ganho RX/ Área	Canal 0	0x00
		Canal 1/Ganho 1/Incisivo 1	0x01
		Canal 2/Ganho 2/Incisivo 2	0x02
		Canal 3/Canino	0x03
		Canal 4/Ganho 4/Pré-molar	0x04
	
		Canal 8/Ganho 8/Ganho 10/Molar	0x08
	
5	Canal Mux	Canal 0	0x00
	
		Canal 15	0x0F
6	Soma de Verificação	Soma dos campos	0xUU

3.1.4 Interface de Processamento de Dados e Gerenciamento do Sistema

As formas de conexão com as colunas e linhas do sensor não são triviais. Além disso, excitar o sensor e medir a sua resposta simultaneamente torna-se complexo, sem um sistema mínimo de interfaces e gráficos, devido a quantidade de canais. Dessa forma, a elaboração do software acompanhou o desenvolvimento do sistema desde as fases iniciais, com foco na

depuração dos problemas, e foi sendo refinado até as necessidades mais próximas da aplicação final, voltado para o tratamento dos dados obtidos a partir do sensor.

Devido à facilidade de controle, processamento e análise gráfica dos dados, utilizou-se o Matlab® Versão 2013a como plataforma para o software. Através da interface gráfica GUI (*Graphical User Interface*) foram delineados os controles, manuseio e análises gráficas requisitadas pela aplicação, ou então pelos ensaios preliminares. A Figura 30 apresenta a interface desenvolvida, em que observa-se que há 3 gráficos, sendo que todos eles fazem referência à última varredura realizada, ou então, à uma varredura específica realizada em algum outro momento e carregada novamente para análise visual.

No gráfico inferior da Figura 30, são observadas as porcentagens de excitação, nos lados direito e esquerdo da arcada, ao longo do tempo. Este gráfico é relevante para análises relacionadas ao balanceamento da pressão entre os lados da arcada. No gráfico superior direito da Figura 30, avalia-se a resposta do sensor em uma vista 3D, sendo possível avaliar dinamicamente o comportamento da oclusão em relação ao posicionamento das excitações ao longo da arcada dentária, assim como, em relação à intensidade das mesmas em cada ponto. O gráfico superior esquerdo da Figura 30 é a vista inferior de uma arcada maxilar fixa com medidas padrão de um adulto, obtidas do trabalho de (NELSON & ASH, 2010) e apresentadas na Tabela 2. Neste último gráfico, foram discernidos genericamente 16 dentes em um posicionamento padrão fixo, apresentando, em cada dente, os pontos de excitação, suas intensidades e a porcentagem em relação ao nível de excitação total medido pelo sensor. O processamento dos dados é realizado integralmente pelo *software*, a partir dos dados crus enviados pela plataforma embarcada de acesso ao *hardware*. As funções matemáticas utilizadas para calcular a pressão de canal são apresentadas em 4.2.2.

O gerenciamento do sistema é efetuado através dos quadros de configurações apresentados à direita da Figura 30, onde, a partir dos quais, escolhe-se a porta de comunicação,

ajusta-se ganhos, configura-se varreduras, salva-se dados ou carrega-os para análise *off-line*. Também são apresentados nesta área os estados atuais do sistema, assim como, as informações de andamento das varreduras do sensor. A atualização dos gráficos é o ponto crítico em relação ao tempo entre varreduras, dessa forma, foi implementada a seleção de gráficos a serem atualizados, permitindo uma captura de dados em intervalos mais curtos.

Tabela 2. Tamanho adulto padrão das coroas dos dentes do maxilar (NELSON & ASH, 2010).

Dente	Diâmetro coronal mesiodistal	Diâmetro coronal bucolingual
Incisor central	8,5 mm	7,0 mm
Incisor lateral	6,5 mm	6,0 mm
Canino	7,5 mm	8,0 mm
Primeiro pré-molar	7,0 mm	9,0 mm
Segundo pré-molar	7,0 mm	9,0 mm
Primeiro molar	10,0 mm	11,0 mm
Segundo molar	9,0 mm	11,0 mm
Terceiro molar	8,5 mm	10,0 mm

Para a análise dos dados relacionados à validação do sistema, foram utilizados, além da interface apresentada na Figura 30 (para aquisição dos dados e gerenciamento do sistema), outros programas desenvolvidos também no Matlab® Versão 2013a, os quais processam os dados derivados de diversos experimentos. Dessa forma, é possível caracterizar diferenças entre os canais, ou partes do circuito, além de avaliar a resposta do próprio sensor quando excitado em pontos diversos e com intensidades diversas, classificando ou ordenando os dados, quando necessário para o desenvolvimento de mais análises utilizando o *software* Minitab® 16.

Utilizou-se o Matlab® também para definir a melhor aproximação dos dados obtidos nos ensaios de levantamento das funções de transferência do sistema. De acordo com os tipos das funções, realizou-se os ajustes das curvas através do método de aproximação por mínimos quadrados não-lineares, com os algoritmos de Levenberg-Marquardt e valores iniciais dos termos especificados preliminarmente para cada caso, de acordo com a equação adotada como modelo de aproximação das amostras de cada ensaio.

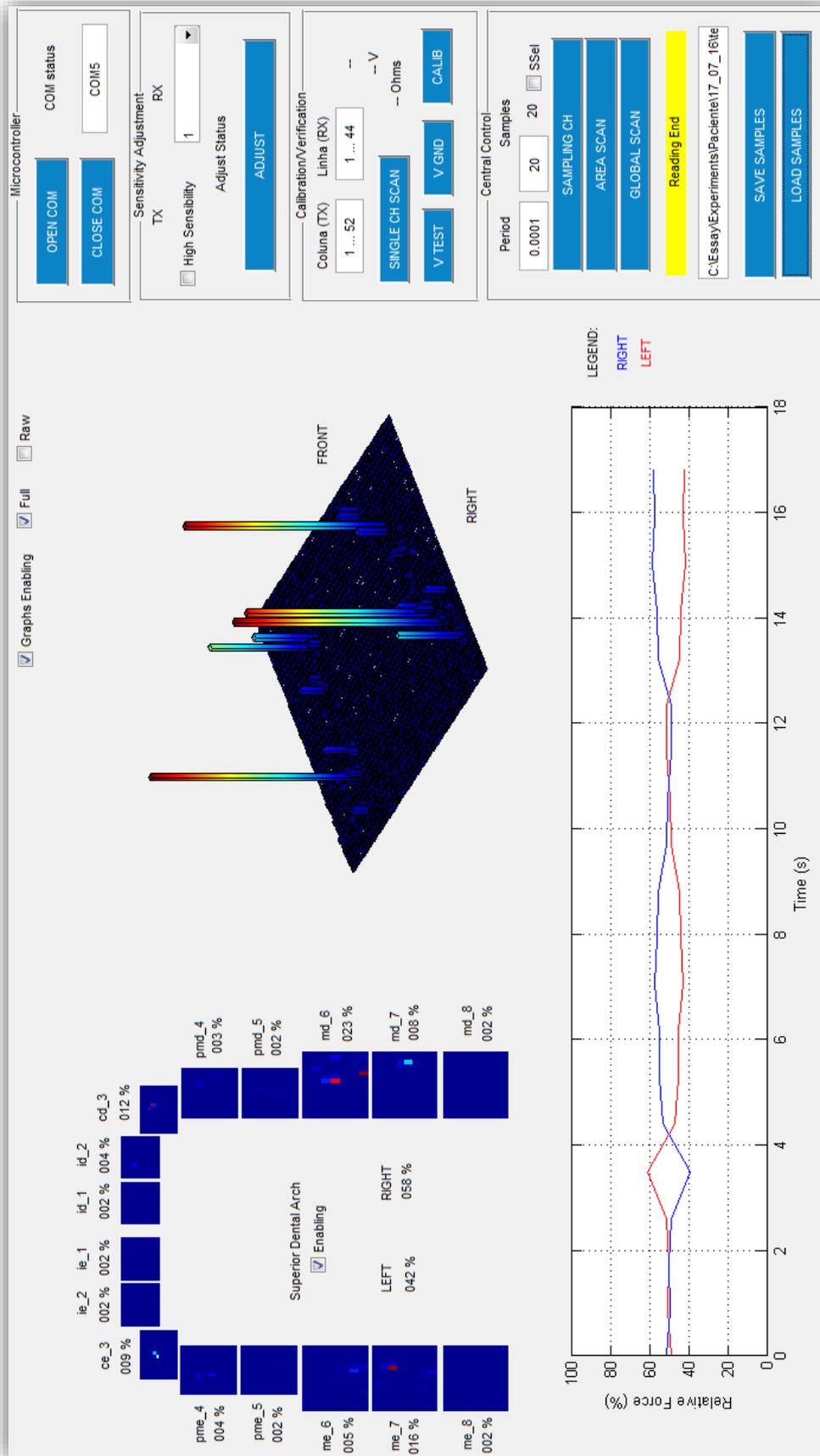


Figura 30. Interface gráfica do software.

3.2 INTEGRAÇÃO DO SISTEMA À APLICAÇÃO

Muitas decisões relacionadas ao desenvolvimento do sistema foram diretamente influenciadas pela aplicação odontológica do mesmo, desde o âmbito mecânico, até a interface de gerenciamento presente no computador. Isso permitiu a realização, de ensaios de caracterização do sensor e do sistema proposto, assim como, dos ensaios da prática odontológica, trazendo informações que podem ser úteis para esta área.

3.2.1 Adaptação ao Sensor T-SCAN®

No desenvolvimento do *hardware*, alguns detalhes importantes foram elaborados para permitir a troca de sensores, pois o mesmo é de uso individual por paciente. Primeiramente, como mostrado na Figura 31, a forma de estabelecer contato com as linhas e as colunas da matriz é realizada através da compressão do sensor entre as placas, sendo que, os contatos das colunas estão na placa de excitação e os contatos das linhas estão na placa de medição. Além disso, também pode ser observado na Figura 31 que, na parte superior de ambas as placas, são realçadas os guias mecânicos projetados para a realização do alinhamento e encaixe do suporte para o sensor T-SCAN® (fornecido também pelo próprio fabricante do sensor) apresentado na Figura 32.

O suporte para o sensor T-SCAN® possui a função de manter o mesmo reto durante a inserção na cavidade bucal, além de alinhar o sensor sempre da mesma forma em relação ao circuito e, principalmente, de referenciar o ponto entre os incisivos centrais da arcada maxilar para o sistema, utilizando a região ressaltada em vermelho na Figura 32. Esta última função é fundamental para a distribuição espacial dos dentes no *software*, porque é a partir da qual se estabelecem as delimitações das áreas referentes a cada dente, ou seja, o ponto entre os incisivos maxilares é o elo entre a arcada maxilar física e a digital.

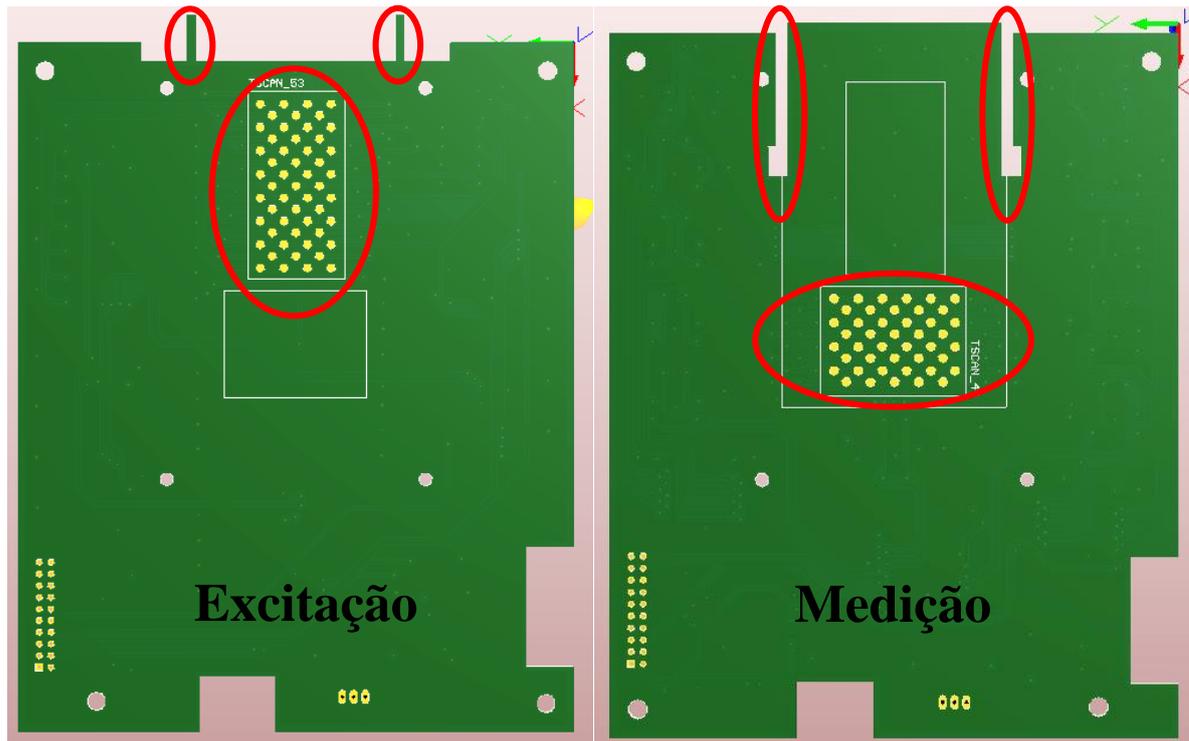


Figura 31. Detalhes das placas para integração à aplicação.

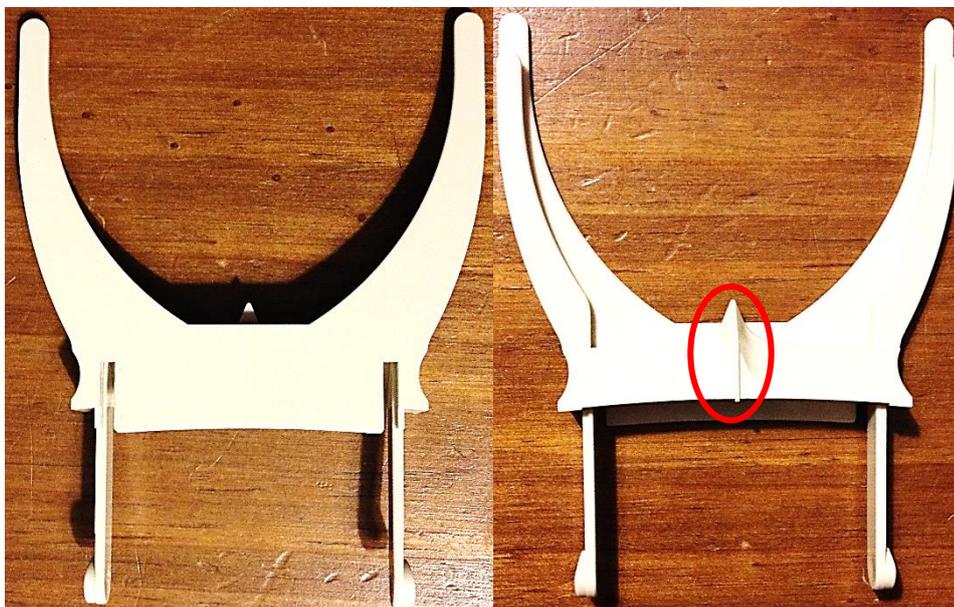


Figura 32. Suporte para o sensor T-SCAN®, com realce vermelho na região posicionada entre os incisivos do voluntário.

Em relação à arcada construída digitalmente, somente o arco maxilar é apresentado no *software* em decorrência do fato de que a posição deste arco é referenciada a um ponto já conhecido do sistema, como já detalhado acima, sem a necessidade de realização de medidas

dimensionais, nos dentes e arcos do paciente, para serem repassados para o sistema. A apresentação dos contatos da arcada mandibular exigiria este tipo de medida dimensional, portanto, optou-se por manter toda informação de contato na arcada superior.

3.2.2 Planejamento dos Experimentos de Avaliação do Sistema

Existem dois aspectos importantes para qualquer problema experimental: o projeto de experimentos e a correspondente análise estatística dos dados, a qual é diretamente dependente do tipo de projeto de experimentos. Em relação ao primeiro, são considerados, como três princípios básicos, a aleatoriedade, a reprodutibilidade e o agrupamento em blocos do experimento. A aleatoriedade aplica-se, tanto a questões materiais, quanto de ordem dos ensaios. Ela busca atender ao requisito dos métodos estatísticos de que as observações e, conseqüentemente os erros, sejam variáveis aleatórias independentemente distribuídas. A repetibilidade refere-se à rodadas repetidas de cada combinação de fatores do experimento, tendo duas propriedades relevantes: a possibilidade de estimar o erro experimental e a capacidade de ser obtida uma estimativa precisa da média amostral.

Enfim, o agrupamento em blocos permite a comparação precisa entre os fatores de interesse, reduzindo a variabilidade inserida por outros fatores. Neste caso, fixa-se o fator que define os blocos, exercitando a combinação dos outros fatores para cada bloco. A análise estatística dos dados deve ser utilizada para ser possível um julgamento objetivo dos dados e resultados. Embora, ela não seja capaz de provar efeitos particulares dos fatores, pode fornecer informações a respeito da confiabilidade e validade dos resultados com um grau de confiança determinado (MONTGOMERY, 2013).

Neste trabalho, desenvolveu-se um Projeto de Experimento do tipo Fatorial Completo para avaliação do sensor em relação à capacidade do mesmo responder de maneira homogênea ao longo de toda a sua extensão sensível. Isso implica em medir a tensão elétrica, resultante da variação de resistência elétrica, frente à diferentes pressões aplicadas individualmente nos

canais. A excitação por pressão foi realizada através do uso da máquina universal, eletromecânica, microprocessada, para ensaios mecânicos de compressão modelo DL 2000 da marca EMIC, com uma célula de carga de 1 kN também da marca EMIC fornecida juntamente com a máquina. A incerteza da máquina com esta célula de carga é $\pm 0,6$ N, de acordo com o relatório de calibração apresentado no ANEXO B. Para atingir a resolução de aplicação da excitação em somente um canal, utilizou-se uma ponteira de aço com seção circular de 1,04 mm de diâmetro, considerando uma incerteza de $\pm 0,2$ mm. Este aparato mecânico foi utilizado em todos os ensaios para caracterização do sistema experimental proposto, neste trabalho, e está ilustrado na Figura 33.

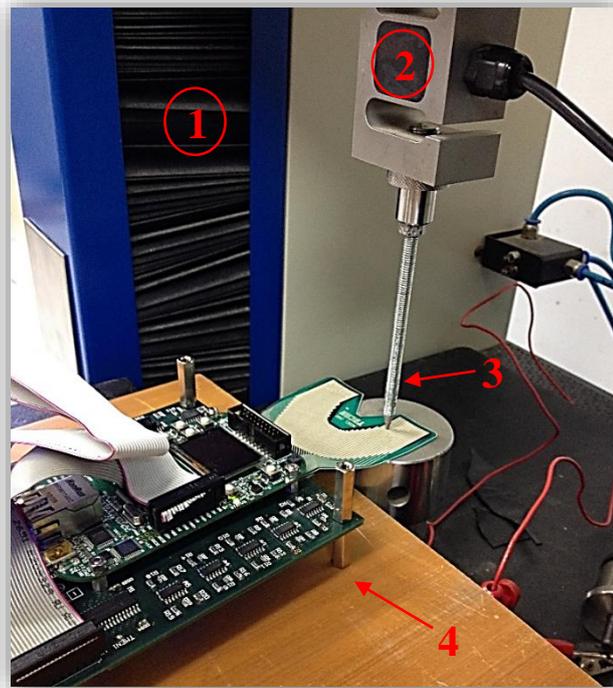


Figura 33. Ensaio de compressão: (1) máquina DL 2000, (2) célula de carga de 1 kN, (3) ponteira circular de diâmetro 1 mm e (4) sistema desenvolvido sob teste.

Através de ensaios prévios, observou-se que pressões iguais ou acima de 50 MPa podem danificar permanentemente o canal. Dessa forma, optou-se por utilizar nestes experimentos cargas até no máximo este valor. Em virtude da falta de precisão no controle, por parte da

máquina de ensaios disponível, para a aplicação de forças abaixo de 10 N (1 % da fundo de escala da célula de carga), enquadraram-se arbitrariamente as pressões aplicadas em 3 faixas, afim de ser possível a realização de análises e comparações. A lógica de enquadramento define valores a partir do limite inferior de 0 N (0 MPa), até um limite superior de força aplicada por canal de 5 N (6,37 MPa), divididos em 3 faixas, como apresentado na Tabela 3.

Tabela 3. Definições das faixas de pressão de excitação de canal.

Faixas	Limite inferior	Valor médio	Limite superior
1	0,00 MPa	1,06 MPa	2,13 MPa
2	2,13 MPa	3,18 MPa	4,24 MPa
3	4,24 MPa	5,31 MPa	6,37 MPa

Considerando-se a distribuição espacial de pressão ao longo do sensor, dividiu-se o mesmo em 7 áreas de forma grosseiramente relacionadas a cada família de dente do arco maxilar, ou seja, molares, pré-molares, caninos e incisivos, diferenciando cada lado da arcada. Esta divisão está ilustrada na Figura 34.

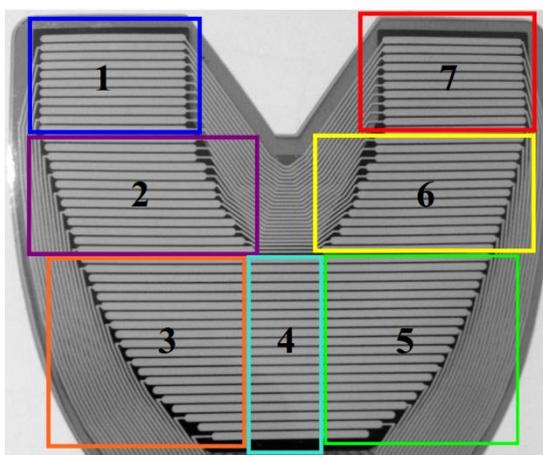


Figura 34. Distribuição grosseira das áreas ao longo do sensor.

Através da realização de um ensaio piloto considerando a divisão de áreas da Figura 34, foram obtidas as relações entre a pressão exercida nos canais e a tensão elétrica medida pelo sistema. Neste ensaio, as medidas foram obtidas para dois níveis de sensibilidade diferentes: primeiramente com o ganho da placa de excitação igual a 1 e depois com ganho 8, mantendo sempre o ganho da placa de medição igual a 8. Foram realizadas, aleatoriamente, 1146 medidas

abrangendo as 3 faixas, as 7 áreas e 7% dos 1370 canais. A quantidade de medidas em cada área foi definida individualmente e de forma arbitrária. Os resultados das análises são apresentados no item 4.2.

Utilizando parte dos dados do ensaio piloto, a análise do projeto de experimentos foi estimada como um Projeto de Experimentos do Tipo Fatorial Completo com repetição e com os seguintes fatores controláveis: a pressão exercida nos canais (3 níveis: Faixas 1, 2 e 3, de acordo com a Tabela 3) e a localização da área do sensor na qual a mesma é aplicada (7 níveis: áreas 1, 2, 3, 4, 5, 6 e 7, de acordo com a Figura 34). A variável de resposta, neste projeto de experimentos, é a tensão elétrica medida pelo sistema para os respectivos canais. Com isso, o modelo matemático deste Projeto de Experimentos está resumido na Equação (4).

$$Y_{ijk} = \mu + \alpha_i + \beta_j + \tau_{ij} + \varepsilon_{ijk} \begin{cases} i = 1, 2, 3 & \text{Faixa} \\ j = 1, \dots, 7 & \text{Área} \\ k = 1, 2 & \text{Repetição} \end{cases} \quad (4)$$

sendo, Y_{ijk} a tensão elétrica medida digitalmente para uma faixa de pressão i , na área j e réplica k . O parâmetro μ é o valor médio estimado da tensão elétrica, α_i é o parâmetro referente à influência das faixas de pressão, β_j é o parâmetro da influência das áreas, τ_{ij} é o parâmetro representante da interação entre as faixas de pressão e as áreas, e ε_{ijk} é o parâmetro relacionado ao erro aleatório experimental. Sendo assim, o objetivo deste Projeto de Experimentos é verificar quais parâmetros são significativos (Hipótese 1) e/ou quais não são significativos (Hipótese 0). Portanto, este Projeto de Experimentos do Tipo Fatorial Completo com repetição, soma um total de 42 medidas, as quais são provenientes do universo de amostras do ensaio piloto, nas regiões centrais das faixas de pressão pré-estabelecidas na Tabela 3. Os resultados e análises encontram-se no item 4.2.3.

Idealmente, cada um dos 1370 canais deveria ser caracterizado com uma função de transferência experimental específica, bem como, com todos os parâmetros determinados, como por exemplo, sensibilidade, resolução, erro de conformidade. Porém,

em função da dificuldade experimental de determinar estas características dos 1370 canais de forma individualizada, optou-se por determinar uma função de transferência geral, abrangendo todos os canais. A validade desta função de transferência geral foi analisada pelo projeto de experimentos apresentado anteriormente, onde é avaliada a homogeneidade entre as áreas do sensor aleatoriamente selecionadas e, conseqüentemente, entre seus canais. Os resultados desta análise encontram-se no item 4.2.

Os resultados das incertezas da tensão elétrica medida pelo sistema calculadas para os ganhos 1 e 10 na placa de excitação, com ganho fixo de 8 na placa de medição, são apresentados em 4.1. Estes valores foram utilizados no cálculo da incerteza da pressão de excitação do sensor detectada pelo sistema, o qual foi realizado com o mesmo método aplicado para o cálculo da incerteza da tensão elétrica apresentado anteriormente, com os resultados sendo apresentados em 4.2.2.

3.2.3 Descrição dos Ensaios em Sujeito

Baseando-se nas informações apresentadas até o momento, foram desenvolvidos ensaios com um sujeito diretamente relacionado ao projeto, verificando o comportamento do sistema em situações semelhantes à aplicação final e analisando a resposta obtida com foco na sua utilidade para a Odontologia. As informações obtidas dizem respeito à distribuição dos contatos oclusais ao longo da arcada dentária, assim como, às suas intensidades em pressão. As situações relacionadas à aplicação final foram discutidas com uma cirurgiã dentista especializada na área.

A configuração de ganhos utilizada pelo sistema durante os ensaios em sujeito foi ajustada empiricamente em experimentos preliminares, de forma que fossem obtidas as maiores intensidades de tensão elétrica, sem a saturação da entrada do A/D. Dessa forma, definiu-se os ganhos para estes ensaios como $G_{EX}=10$ e $G_{RX}=8$.

O primeiro ensaio consistiu em confrontar a resposta do papel carbono com a resposta do sistema, avaliando-se as características de contato entre os dentes ao longo da arcada maxilar. Inicialmente, foi realizada a avaliação utilizando o papel carbono: com o auxílio de uma pinça do tipo Muller, o papel foi inserido na cavidade bucal do voluntário, o qual foi requisitado para desempenhar a oclusão. Após este levantamento, as marcas resultantes foram fotografadas para posterior comparação. Em seguida, a oclusão foi avaliada novamente através do uso do sistema desenvolvido: com a cabeça levemente inclinada, o suporte, juntamente com o sensor, foram inseridos na boca do voluntário, posicionando-o no ponto entre os incisivos centrais e requisitando para que o voluntário exercesse o movimento de oclusão dentária na intensidade normal de mastigação. Os dados foram armazenados em *software* para posterior análise e comparação com os resultados do papel carbono.

O segundo ensaio segue os mesmos passos do primeiro, porém, o voluntário utilizou uma placa miorrelaxante, ou também conhecida como placa de bruxismo. Foram, obtidas, portanto, as marcações com papel carbono e, posteriormente, as amostras de dados com o sistema, armazenando-as para posterior análise e comparação.

A Figura 35 ilustra o momento de utilização do sistema desenvolvido durante um dos ensaios. As análises, comparações e resultados de todos os ensaios com voluntários são apresentados em 4.3.



Figura 35. Ensaio em voluntário: vista geral do sistema em uso.



Figura 36. Ensaio em voluntário: detalhe durante a oclusão.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Seguindo a metodologia experimental descrita no Capítulo 3, desenvolveu-se os ensaios e avaliações que serão descritos neste capítulo, discutindo os resultados obtidos para concluir a respeito da confirmação, ou rejeição, das hipóteses levantadas. A partir disso, é possível dividir este capítulo em três itens: validação do circuito de condicionamento, análise e verificação da resposta do sistema e, por fim, análise dos resultados obtidos através de ensaios com sujeito diretamente relacionado ao trabalho. O detalhamento destes três itens será feito em cada um dos próximos subcapítulos.

4.1 VALIDAÇÃO DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO

O primeiro passo no processo de avaliação da capacidade do sistema para atingir os objetivos propostos é a validação do circuito de condicionamento. Ao entender o comportamento de cada bloco, torna-se mais simples a análise das características da resposta final do sistema. Dessa forma, avaliou-se os sinais partindo da fonte de alimentação conectada à rede elétrica, até os sinais resultantes das excitações sofridas pelo sensor e seu caminho ao conversor A/D. Este é o primeiro procedimento de análise relacionado à cadeia de medidas teórica apresentada na Figura 26.

Antes de avaliar o caminho propriamente dito do sinal, serão apresentados os resultados de alguns experimentos relacionados com a fonte de alimentação do circuito de condicionamento. A Figura 37 ilustra estes resultados, onde pode ser percebido o aumento da intensidade em todos os sinais na medida que a magnitude da tensão elétrica da rede (V_{var}) é incrementada. O sinal V_{in} é proveniente da alimentação negativa, sendo utilizado na entrada do PGA da placa de excitação. A variação máxima de sinal, em relação às referências, é de 1,28 % na alimentação positiva (V_{+}), 1,00 % na alimentação negativa (V_{-}) e 0,68 % no sinal de entrada. Estes valores estão coerentes com as especificações fornecidas pelos fabricantes dos

reguladores utilizados (FAIRCHILD 2011, FAIRCHILD 2014), os quais estabelecem uma variação máxima de 2 % para a saída, no caso do regulador de +5 V e 4 % para o regulador da tensão elétrica do nível -5 V.

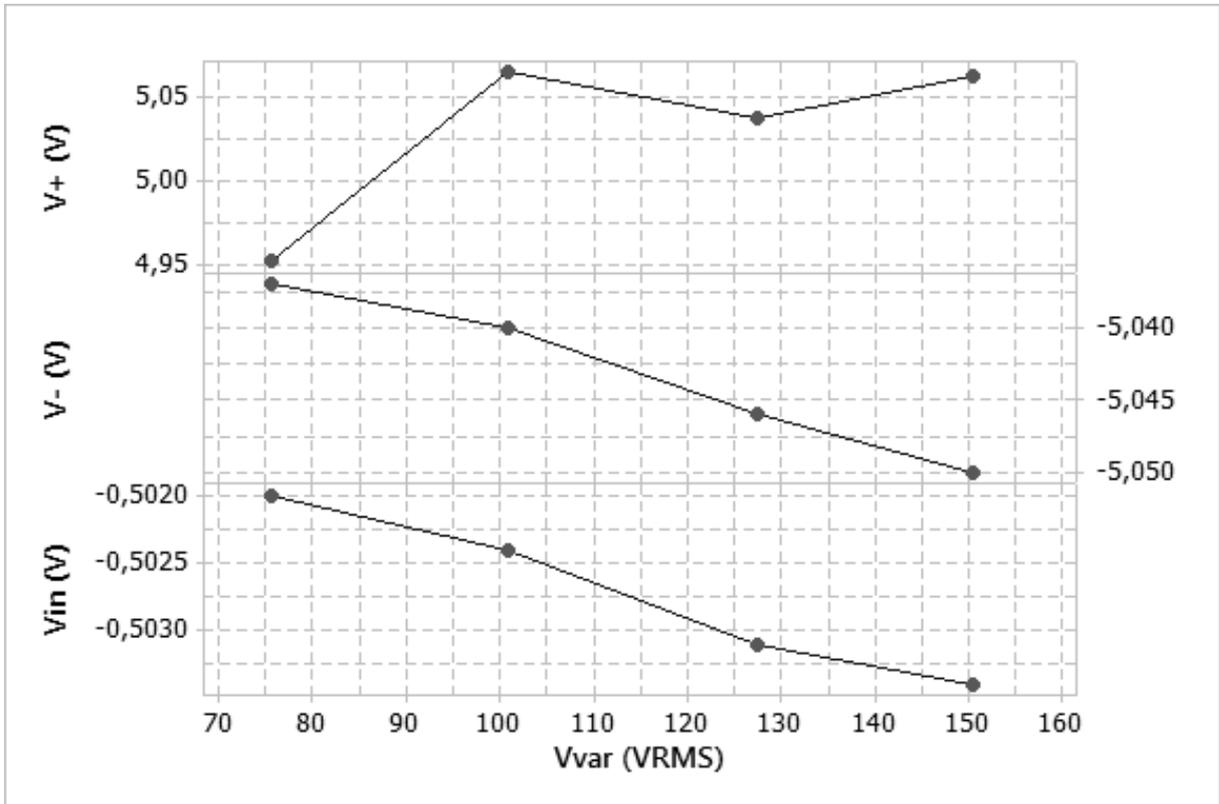


Figura 37. Avaliação da fonte de alimentação com transformador variável.

Além da fonte de alimentação, foram avaliados também os elementos que compõem a Equação (2) da página 51. A tensão de saída da placa de excitação (V_{EX}) sofre influência da carga que ela está alimentando. Na Figura 38, juntamente com a Figura 39, observa-se que, para cargas menores, a variação da tensão elétrica é maior do que para cargas maiores. Isso ocorre devido às limitações no fornecimento de corrente dos multiplexadores e, por consequência, os erros decorrentes destas variações influenciaram o resultado apresentado na Tabela 4, a qual apresenta o resultado da análise dos ensaios de repetitividade realizados para V_{EX} . O mesmo acontece para a variação da resposta entre os diferentes multiplexadores, mais expressiva na

Figura 39. De acordo com a Tabela 4, a incerteza expandida é de 3,04 mV. Este valor será considerado no cálculo da incerteza combinada da tensão elétrica medida pelo sistema.

Tabela 4. Resultados da análise de incerteza para VEX.

Ganho	\bar{x}	$s(\bar{x})$	$u(\Delta)$	$u(Res)$	$u(Exa)$	$u_c(x)$
1	-0,395 V	6,99 mV	1,11 mV	2,89 μ V	23,4 μ V	1,11 mV
10	-3,08 V	11,2 mV	1,52 mV	2,89 μ V	13,9 μ V	1,52 mV
Máxima Incerteza						1,52 mV
Incerteza Expandida						3,04 mV

sendo \bar{x} a média amostral, $s(\bar{x})$ o desvio-padrão amostral, $u(\Delta)$ a incerteza relacionada à repetitividade das amostras, $u(Res)$ é a incerteza relacionada à resolução do multímetro, $u(Exa)$ a incerteza relacionada à exatidão do multímetro utilizado na medição das tensões e $u_c(x)$ é a incerteza combinada.

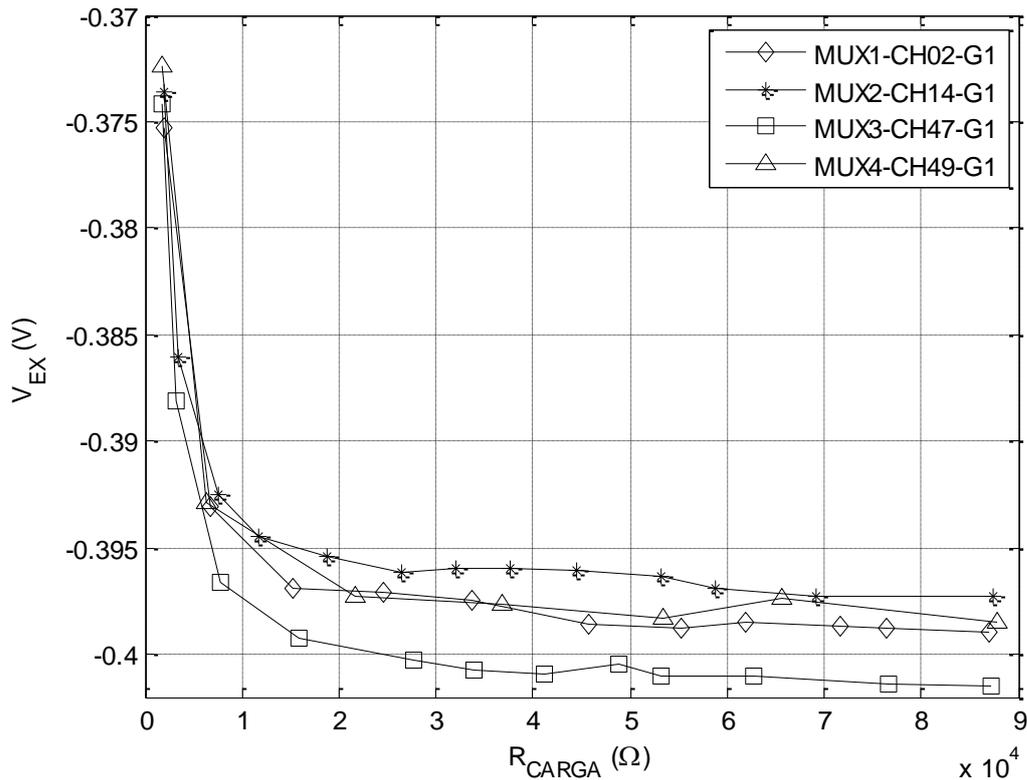


Figura 38. Tensão elétrica de saída da placa de excitação para Ganho = 1.

Os resistores (R_T) utilizados na realimentação dos circuitos de transformação de corrente elétrica em tensão elétrica, presentes nas linhas do sensor, possuem valores nominais de $10\text{ k}\Omega \pm 1\%$. Através de medições individuais de cada um dos 44 resistores, foi possível

detalhar mais precisamente os valores de resistências dos mesmos, como pode ser observado na Figura 40 e na Tabela 5, obtendo um valor de incerteza expandida igual a 1,96 Ω .

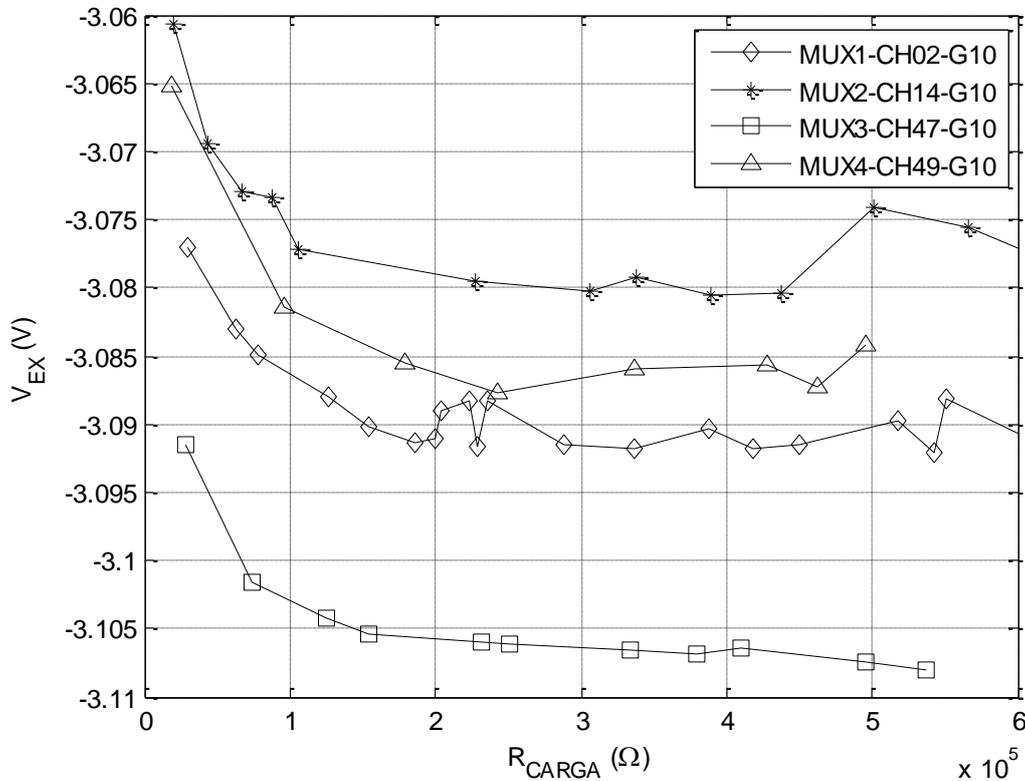


Figura 39. Tensão elétrica de saída da placa de excitação para Ganho = 10.

Tabela 5. Resultados da análise de incerteza para RT.

\bar{x}	$s(\bar{x})$	$u(\Delta)$	$u(Res)$	$u(Exa)$	$u_c(x)$
9,97 k Ω	6,15 Ω	927 m Ω	2,89 m Ω	317 m Ω	979 m Ω
Incerteza Expandida					1,96 Ω

sendo \bar{x} a média amostral, $s(\bar{x})$ o desvio-padrão amostral, $u(\Delta)$ a incerteza relacionada à repetitividade das amostras, $u(Res)$ é a incerteza relacionada à resolução do multímetro, $u(Exa)$ a incerteza relacionada à exatidão do multímetro utilizado na medição das tensões e $u_c(x)$ é a incerteza combinada.

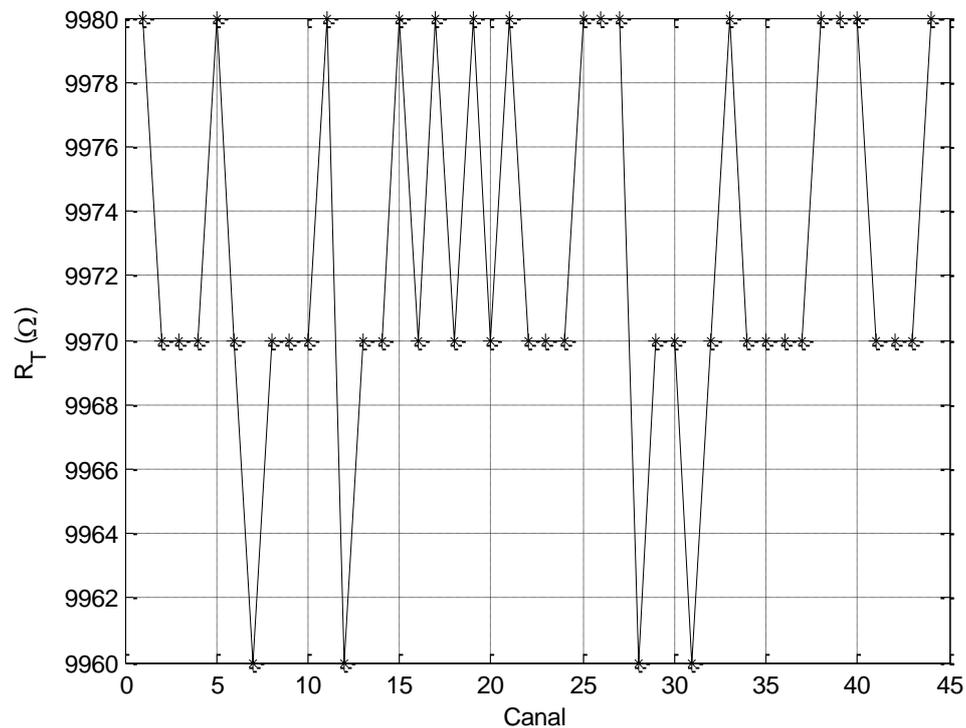


Figura 40. Valores das resistências elétricas de transformação das linhas.

Todas as faixas de ganho do PGA, do circuito da placa de medição (G_{RX}), apresentaram comportamento semelhante para variações da tensão elétrica de entrada, ou seja, ficaram abaixo do valor de ganho nominal em praticamente todos os níveis de excitação. De acordo com a Figura 41, observa-se que a tensão elétrica da entrada é variada de forma que a tensão elétrica de saída não entre em saturação, por isso são utilizados diferentes valores de excitação para cada ganho. A Tabela 6 apresenta os resultados da análise de incertezas para estes ganhos.

Tabela 6. Resultados da análise de incerteza para GRX.

Ganho	\bar{x}	$s(\bar{x})$	$u(\Delta)$	$u(V_o)$	$u(V_{in})$	$u_C(x)$
1	1,00	552.10^{-6}	130.10^{-6}	$89,8.10^{-6}$	$89,8.10^{-6}$	239.10^{-6}
2	2,00	563.10^{-6}	133.10^{-6}	$95,3.10^{-6}$	$72,4.10^{-6}$	332.10^{-6}
4	4,00	1730.10^{-6}	407.10^{-6}	$94,6.10^{-6}$	$60,9.10^{-6}$	928.10^{-6}
8	7,99	3790.10^{-6}	947.10^{-6}	$98,8.10^{-6}$	$56,1.10^{-6}$	2310.10^{-6}
Máxima Incerteza						2310.10^{-6}
Incerteza Expandida						4620.10^{-6}

sendo \bar{x} a média amostral, $s(\bar{x})$ o desvio-padrão amostral, $u(\Delta)$ a incerteza relacionada à repetitividade das amostras, $u(V_o)$ é a incerteza relacionada ao sinal de tensão elétrica de saída

medido com multímetro, $u(V_{in})$ a incerteza relacionada ao sinal de tensão elétrica de entrada medido com multímetro e $u_c(x)$ é a incerteza combinada.

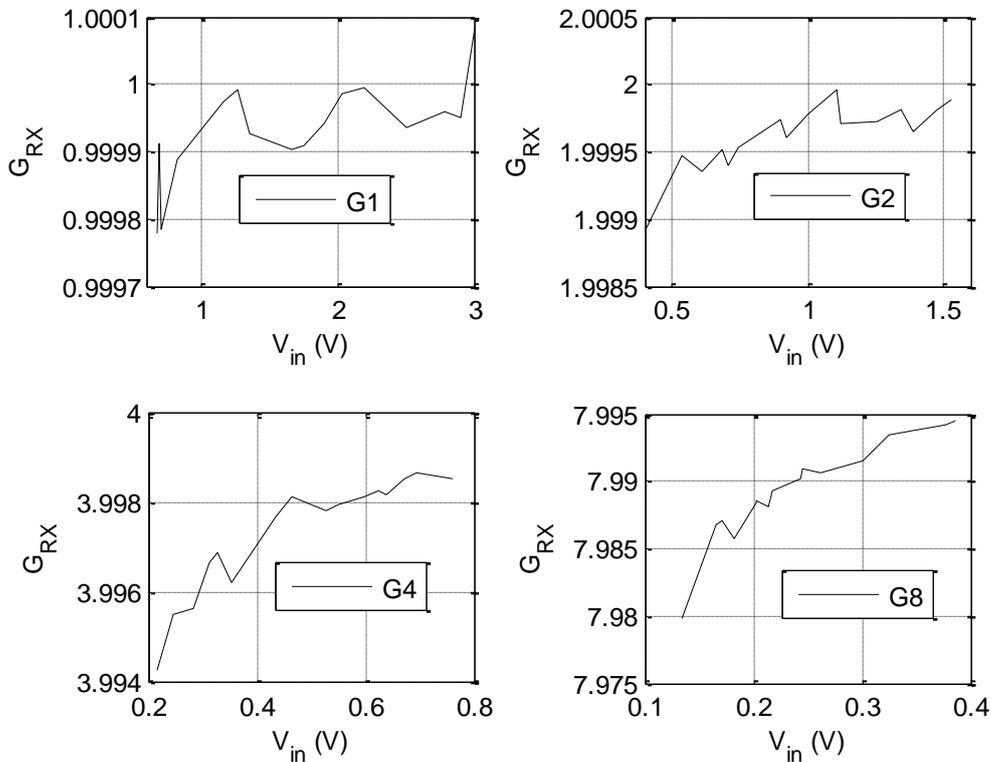


Figura 41. Análise do Ganho da placa de medição.

Na avaliação da tensão de *offset* ($V_{OS_{RX}}$) do circuito de medição, percebe-se, através da Tabela 7, que os valores médios tiveram uma variação máxima de 8 % entre si, enquanto que para os desvios-padrão esse valor ficou em 7 %, ou seja, a diferença de $V_{OS_{RX}}$ entre os ganhos fica abaixo de 10 %. Na Figura 42, percebe-se que a tensão de *offset* fica na faixa entre -1 mV e 5 mV. O detalhamento das influências de cada um dos ganhos na tensão de *offset* está na Tabela 7.

Tabela 7. Resultados da análise de incerteza para VOSRX.

Ganho	\bar{x}	$s(\bar{x})$	$u(\Delta)$	$u(Res)$	$u(Exa)$	$u_c(x)$
1	2,06 mV	1,71 mV	257 μV	2,89 μV	14,4 μV	258 μV
2	2,05 mV	1,63 mV	246 μV	2,89 μV	14,4 μV	246 μV
4	1,89 mV	1,55 mV	234 μV	2,89 μV	14,4 μV	234 μV
8	1,80 mV	1,48 mV	224 μV	2,89 μV	14,4 μV	224 μV
Máxima Incerteza						258 μV
Incerteza Expandida						516 μV

sendo \bar{x} a média amostral, $s(\bar{x})$ o desvio-padrão amostral, $u(\Delta)$ a incerteza relacionada à repetitividade das amostras, $u(Res)$ é a incerteza relacionada à resolução do multímetro, $u(Exa)$ a incerteza relacionada à exatidão do multímetro utilizado na medição das tensões e $u_c(x)$ é a incerteza combinada.

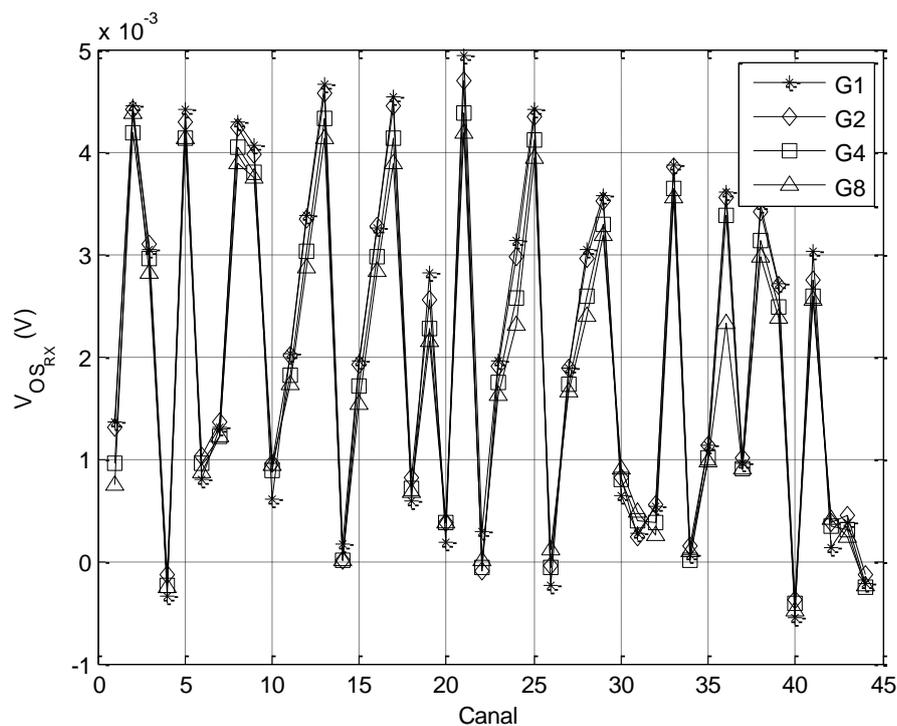


Figura 42. Tensões de offset do circuito de medição, para cada canal.

O último elemento analisado foi o termo relacionado aos efeitos da conversão A/D (δ_{AD}). As principais influências na resposta do A/D são a resolução do conversor e a referência de tensão elétrica interna utilizada. A Tabela 8 apresenta a análise da incerteza para o A/D, levando em consideração os itens citados, obtidos através de (TEXAS, 2011).

Tabela 8. Resultados da análise de incerteza para δ_{AD} .

$u(Res)$	$u(V_{REF})$	$u_C(x)$
$8,46 \cdot 10^{-4} V$	$43,3 \cdot 10^{-3} V$	$43,3 mV$
Incerteza Expandida		$86,6 mV$

sendo $u(Res)$ a incerteza relacionada à resolução do A/D, $u(V_{REF})$ a incerteza relacionada à referência de tensão utilizada pelo A/D e $u_C(x)$ é a incerteza combinada.

Por fim, analisando este conjunto de informações levantadas em relação às incertezas dos elementos da Equação (2), obteve-se uma estimativa da incerteza da tensão elétrica medida pelo conversor A/D. Os valores determinados estão presentes na Tabela 9, em que se considerou, para o cálculo das incertezas combinadas, as incertezas máximas para aqueles elementos com mais do que um nível possível de configuração, por exemplo, GRX fixo e igual a 8, assim como o $V_{OS_{RX}}$, além das duas situações de excitação possíveis, 1 e 10, com R_{CH1} igual a 10,5 k Ω e R_{CH10} no valor de 82,0 k Ω respectivamente.

O resultado apresentado na Tabela 9, considerando os graus de liberdade (GL) apresentados, demonstra a capacidade do sistema em avaliar a tensão elétrica correspondente à variação da resistência do sensor com uma incerteza próxima de 3 %. O principal termo contribuinte para este valor é a incerteza herdada do conversor analógico-digital, mais especificamente devido ao uso da referência interna do microcontrolador.

Tabela 9. Análise da incerteza da tensão elétrica do canal.

Fonte de Incerteza	Estimativa	Tipo	Distribuição	k	Incerteza	GL
Herdada de V_{EX}	3,04 mV	B	Normal	2	1,52 mV	∞
Herdada de R_T	1,96 Ω	B	Normal	2	979 m Ω	∞
Herdada de G_{RX}	$4620 \cdot 10^{-6}$	B	Normal	2	$2310 \cdot 10^{-6}$	∞
Herdada de $V_{OS_{RX}}$	516 μV	B	Normal	2	258 μV	∞
Herdada de δ_{AD}	86,6 mV	B	Normal	2	43,3 mV	∞
Incerteza Combinada ($G_{EX} = 1$)					44,8 mV	
Incerteza Combinada ($G_{EX} = 10$)					43,3 mV	
Incerteza Expandida ($G_{EX} = 1$)					89,6 mV	
Incerteza Expandida ($G_{EX} = 10$)					86,7 mV	
Incerteza Expandida Normalizada ($G_{EX} = 1$)					2,99 %	
Incerteza Expandida Normalizada ($G_{EX} = 10$)					2,89 %	

4.2 ANÁLISE E VERIFICAÇÃO DA RESPOSTA DO SISTEMA

O sistema foi avaliado de acordo com a metodologia apresentada no Capítulo 3. A partir da utilização da metodologia detalhada no item 3.2.2, realizou-se o ensaio piloto, o qual visou uma avaliação geral da resposta do sensor do ponto de vista das faixas de pressão de excitação definidas na Tabela 3 e das áreas demarcadas sobre a região sensível do sensor T-SCAN® presentes na Figura 34. Com base nas informações obtidas através do ensaio piloto e dos ensaios com resistências de canal conhecidas, foram encontradas as funções de transferência do sistema para as duas principais configurações de ganho utilizadas neste trabalho. Além disso, também foi desenvolvida a análise do projeto de experimentos para verificação da homogeneidade da resposta do sensor do ponto de vista das áreas, validando experimentalmente a possibilidade de utilização da mesma função de transferência para toda a extensão sensível do sensor.

4.2.1 Ensaio Piloto

Neste experimento, foram utilizadas excitações nas 3 faixas de pressão definidas na Tabela 3, compreendendo um total de 96 canais diferentes (7 % do total de 1370 canais) distribuídos ao longo das 7 áreas apresentadas na Figura 34. Foram realizadas um total de 1146 amostras, sendo 640 amostras na configuração de ganho igual a 1 na placa de excitação e 8 na placa de medição, além das 506 amostras obtidas com ganho igual a 10 na placa de excitação e 8 na placa de medição.

Estas amostras utilizaram a ponteira desenvolvida especificamente para a excitação a nível de canal. A avaliação dimensional desta ponteira, feita com paquímetro, está presente na Tabela 10, na qual percebe-se a realização de 10 amostras a partir das quais se obtêm o valor médio de 1,04 mm para o diâmetro da ponta utilizada para excitar os canais do sensor T-SCAN®.

Com o diâmetro de 1,04 mm, foi possível concentrar praticamente toda a força aplicada pela máquina de compressão em um canal, como pode ser observado na Figura 43, na qual foi utilizada a configuração de maior sensibilidade do sistema, ou seja, $G_{EX} = 10$ e $G_{RX} = 8$. O detalhe da Figura 43 ilustra o *crosstalk* tanto entre as linhas adjacentes ao ponto de excitação quanto em relação às colunas, quando pode ser observado que, mesmo com uma excitação de 15 MPa saturando o canal excitado, o nível do sinal nos canais adjacentes é praticamente igual ao ruído de fundo do sistema, ou seja, 3 mV.

Tabela 10. Medições realizadas na ponteira com paquímetro.

Medições	Diâmetro (mm)
1	1,10
2	0,98
3	1,08
4	1,08
5	1,00
6	1,00
7	1,10
8	1,02
9	1,00
10	1,08
Média Amostral	1,04
Desvio Padrão Amostral	0,05
Desvio Padrão da Média Amostral	0,02

Utilizando as amostras deste ensaio piloto foi possível realizar o levantamento das funções de transferência experimentais relacionadas ao sistema, bem como, avaliar a homogeneidade da resposta do sensor ao longo de toda a sua extensão sensível, como será visto de forma detalhada em 4.2.2 e 4.2.3, respectivamente.

4.2.2 Funções de Transferência Experimentais

Analisando os dados levantados nos ensaios de resistência conhecida de canal e de compressão, foi possível determinar as principais funções de transferência experimentais do sistema. Foram obtidas, experimentalmente, as relações entre a tensão elétrica no A/D e a resistência elétrica do canal, além da pressão de excitação no sensor e a tensão elétrica no A/D.

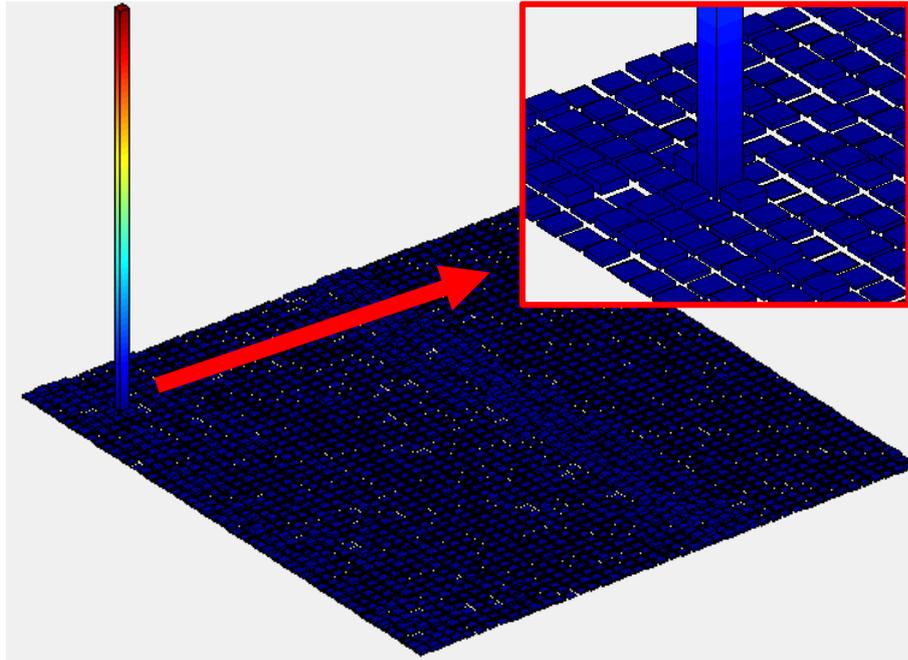


Figura 43. Avaliação do *crosstalk* em ensaio piloto na configuração $G_{EX}=10$ e $G_{RX} = 8$.

A partir disso, chegou-se na curva de resposta do sensor T-SCAN®, a qual não é informada pelo fabricante. As configurações de ganho utilizadas nestes experimentos foram $G_{EX}=1$ e 10, enquanto que na placa de medição utilizou-se $G_{RX} = 8$ em todos os casos. As funções de transferência representam as respostas de um canal genérico, ou seja, considera-se homogênea a resposta do sistema ao longo de todos os canais, de acordo com o que é apresentado em 4.2.3.

A relação da tensão elétrica no A/D e a resistência elétrica do canal traz informações a respeito das características da curva de resposta dos circuitos desenvolvidos neste trabalho, independentemente do sensor utilizado. Através da Figura 44 e Figura 45, observa-se que esta relação é do tipo exponencial decrescente. No experimento da Figura 44, com $G_{EX}=1$, foram realizadas amostras com 14 valores diferentes de resistência elétrica, das quais se obteve um erro de conformidade de 1,9 %. Neste caso, percebe-se que a saturação da tensão elétrica no A/D ocorre com o valor mínimo de $R_{CH}=10$ k Ω , enquanto que a variação torna-se imperceptível a partir do valor máximo de $R_{CH}=400$ k Ω . Assim, a Equação (5) apresenta a função de transferência experimental encontrada, para $G_{EX}=1$ e $G_{RX}=8$:

$$VADC = 2,19 \cdot 10^3 \cdot e^{-1,13 \cdot 10^{-4} \cdot R_{CH}} + 393,90 \cdot e^{-1,36 \cdot 10^{-5} \cdot R_{CH}} + 20 \quad (5)$$

sendo $VADC$ o valor de tensão elétrica convertido pelo A/D em Volts e R_{CH} a resistência elétrica do canal em Ω .

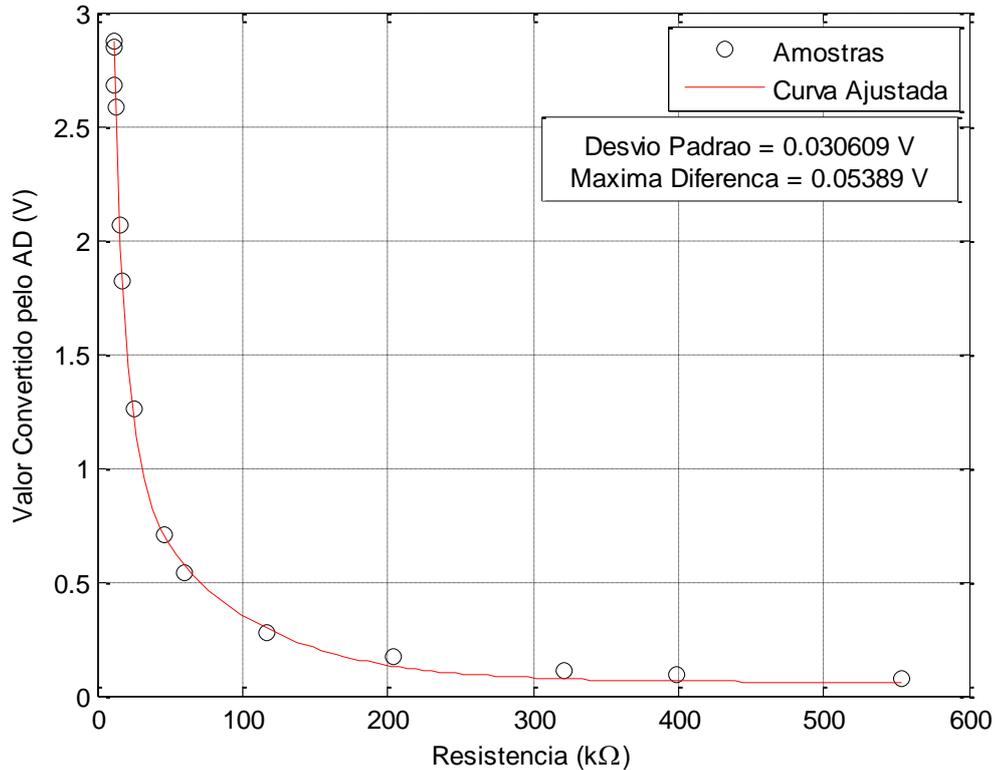


Figura 44. Tensão elétrica medida pelo sistema com resistências elétricas de canal conhecidas, $G_{EX}=1$ e $GRX=8$.

No experimento da Figura 45, com $G_{EX}=10$, foram realizadas amostras com 16 valores diferentes de resistência elétrica, das quais se obteve um erro de conformidade de 0,95 %. A saturação em tensão elétrica do conversor A/D ocorre quando $R_{CH}=80$ k Ω , enquanto as variações de tensão elétrica no A/D reduzem a valores menores do que 100 mV para valores superiores a $R_{CH}=1$ M Ω . Esta configuração de ganho representa a situação de maior sensibilidade do sistema, ou seja, a maior resistência elétrica de canal percebida experimentalmente pelo sistema foi de 1 M Ω . Assim, a Equação (6) apresenta a função de transferência experimental encontrada, para $G_{EX}=10$ e $G_{RX}=8$:

$$V_{ADC} = 2,16 \cdot 10^3 \cdot e^{-1,70 \cdot 10^{-5} \cdot R_{CH}} + 544,27 \cdot e^{-3,30 \cdot 10^{-6} \cdot R_{CH}} + 70 \quad (6)$$

sendo V_{ADC} o valor de tensão elétrica convertido pelo A/D em Volts e R_{CH} a resistência elétrica do canal em Ω .

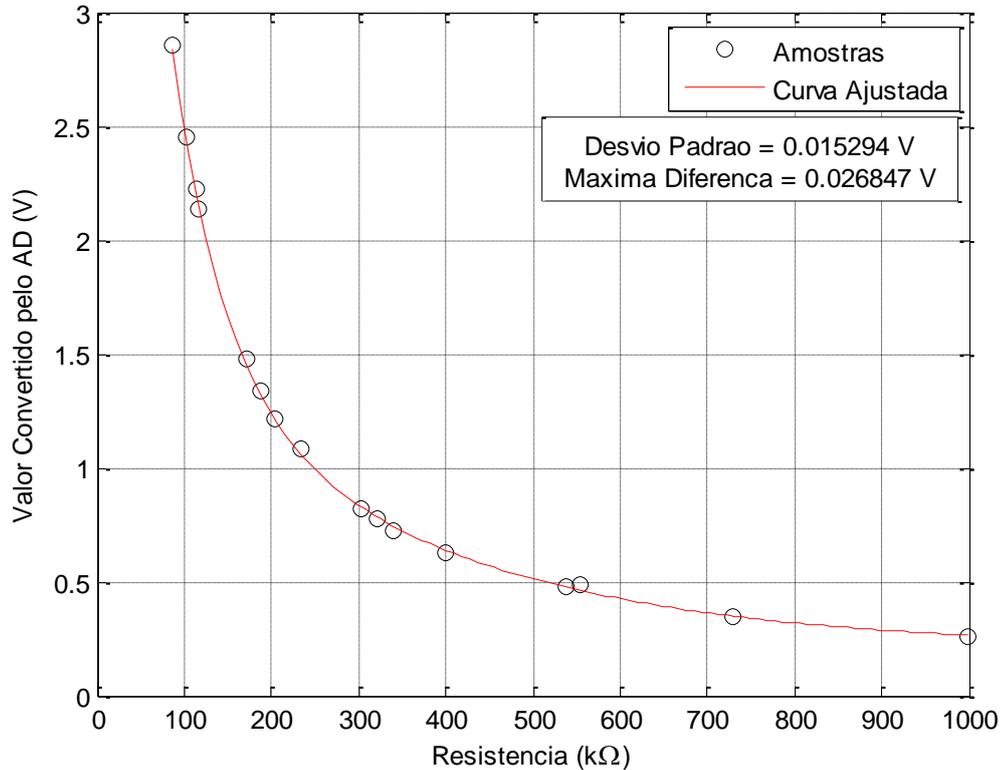


Figura 45. Tensão elétrica medida pelo sistema com resistências elétricas de canal conhecida, $G_{EX}=10$ e $G_{RX}=8$.

A relação da pressão de excitação aplicada ao sensor e a tensão elétrica no A/D envolve a caracterização do sistema desenvolvido em conjunto com o sensor T-SCAN®. As curvas características que representam esta relação são do tipo quadrática, como podem ser vistas na Figura 46 e Figura 47.

Através do experimento com $G_{EX}=1$ e $G_{RX}=8$, apresentado na Figura 46, foi possível verificar que, acima do valor de excitação de pressão igual a 30 MPa, o canal do sensor inicia a sua deterioração física, tornando-se inutilizável após a aplicação de um nível de excitação igual a 50 MPa. Esta constatação está relacionada com o aumento da dispersão das amostras na

faixa entre 30 MPa e 50 MPa. Foram realizadas 640 amostras e, desconsiderando as amostras na faixa em que o sensor está deteriorado, a máxima diferença entre os valores de pressão das amostras e a curva ajustada é igual a 3,11 MPa, ou seja, um erro de conformidade igual a 12 %. É possível verificar também que, com o nível de excitação de 50 MPa, a tensão elétrica no conversor A/D está praticamente na metade do limite de saturação igual a 3 V, ou seja, nesta configuração o sistema suportaria ainda uma tensão elétrica maior, não fosse a limitação física do sensor. Assim, a Equação (7) apresenta a função de transferência experimental encontrada, para $G_{EX}=1$ e $G_{RX}=8$:

$$P = 4,78 \cdot VADC + 16,28 \cdot VADC^2 \quad (7)$$

sendo P a pressão de excitação no sensor em MPa e $VADC$ o valor de tensão elétrica convertido pelo A/D em Volts.

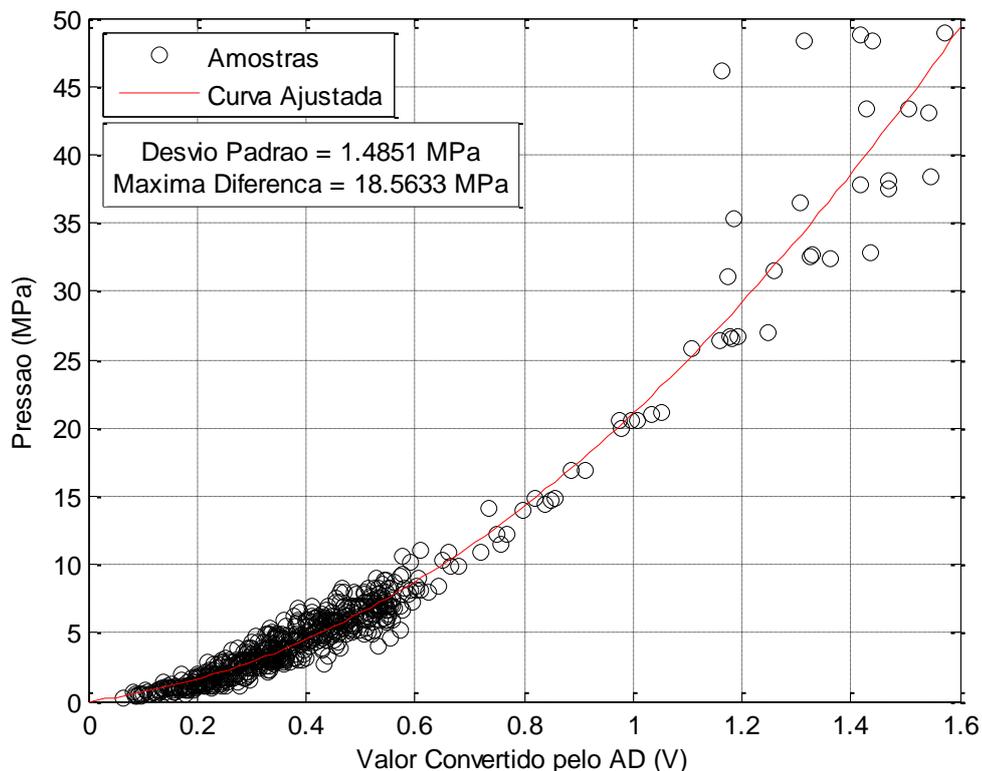


Figura 46. Relação entre a pressão de excitação e a tensão elétrica medida pelo sistema $G_{EX}=1$ e $G_{RX}=8$.

Analisando o experimento de configuração $G_{EX}=10$ e $G_{RX}=8$, observa-se na Figura 47 o resultado obtido com as 506 amostras realizadas nesta configuração. Por ser a configuração de

maior sensibilidade, se percebe de forma mais clara a influência do ruído na resposta do sistema. Isso pode ser quantificado através do erro de conformidade extremamente alto, igual a 65 %. Ainda neste caso, devido à configuração de ganho mais sensível do que a da Figura 46, a saturação em tensão elétrica no conversor A/D ocorre, através da curva teórica, em 6,8 MPa, ou seja, agora o limitante superior é o circuito de condicionamento do sistema, pois com a maior sensibilidade o foco está na faixa de excitação mais baixa, de 0 MPa até aproximadamente 6,8 MPa. A Equação (8) apresenta a função de transferência experimental encontrada para $G_{EX}=10$ e $G_{RX}=8$:

$$P = 1,05 \cdot VADC + 0,40 \cdot VADC^2 \quad (8)$$

sendo P a pressão de excitação do sensor em MPa e $VADC$ o valor de tensão elétrica convertido pelo A/D em Volts.

Com base na Equação (7) e na Equação (8), e nos resultados da incerteza calculados para valor de tensão elétrica medido pelo sistema, foi possível calcular a incerteza da pressão calculada pelo sistema nas duas configurações de excitação. A Tabela 11 apresenta o resultado deste cálculo, em que pode ser percebido uma incerteza de 6,4 % para a configuração de ganho unitário na placa de excitação e 4,4% para a configuração de ganho 10. As incertezas, considerando a configuração de ganhos 1 e 10 da placa de excitação, foram calculadas nos pontos $R_{CH}=10,5 \text{ k}\Omega$ e $R_{CH}=82 \text{ k}\Omega$, respectivamente. A discrepância entre a incerteza calculada e os resultados práticos obtidos tanto na Figura 46 quanto na Figura 47 está relacionada com a incerteza do sensor T-SCAN®, com a interconexão dele ao sistema e com a variação da pressão de excitação da máquina de compressão utilizada no ensaio. Estes fatores não foram consideradas nos cálculos da incerteza da pressão realizados na Tabela 11.

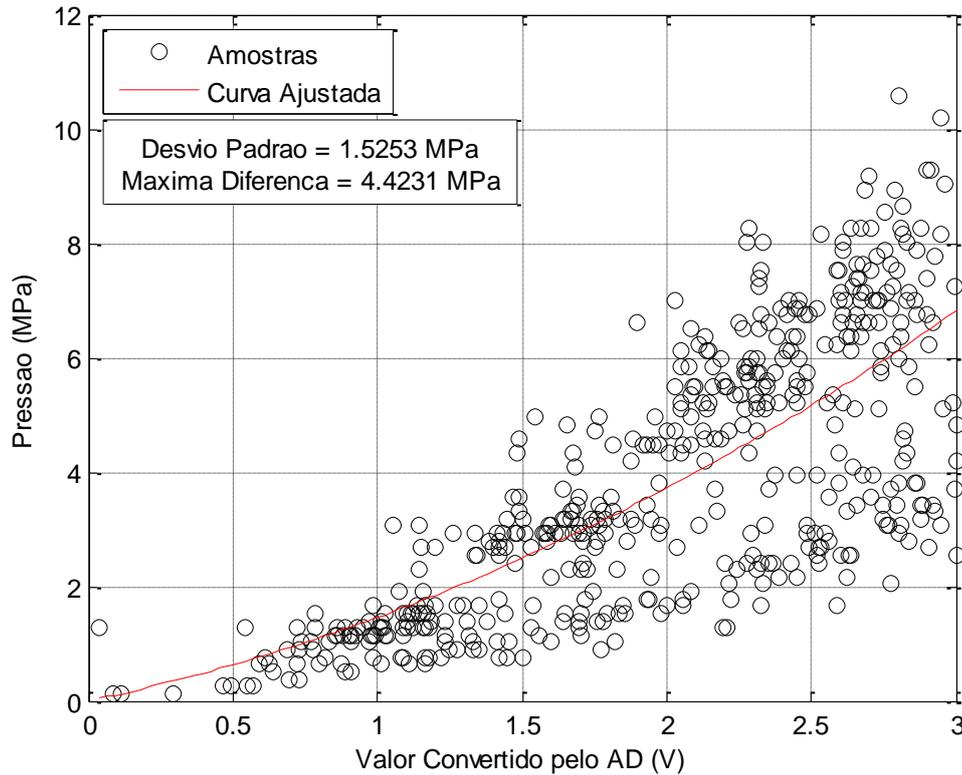


Figura 47. Relação entre pressão de excitação e tensão elétrica medida pelo sistema, GEX=10 e GRX=8.

Tabela 11. Análise da incerteza da pressão no canal.

Fonte de Incerteza	Estimativa	Tipo	Distribuição	k	Incerteza	GL
Incerteza de ADC_{G_1}	89,6 mV	B	Normal	2	44,8 mV	∞
Incerteza de $ADC_{G_{10}}$	86,7 mV	B	Normal	2	43,3 mV	∞
Incerteza Combinada ($G_{EX} = 1$)					5,13 MPa	
Incerteza Combinada ($G_{EX} = 10$)					0,15 MPa	
Incerteza Expandida ($G_{EX} = 1$)					10,3 MPa	
Incerteza Expandida ($G_{EX} = 10$)					0,30 MPa	
Incerteza Expandida Normalizada ($G_{EX} = 1$)					6,4 %	
Incerteza Expandida Normalizada ($G_{EX} = 10$)					4,4 %	

Após as análises envolvendo a tensão elétrica do A/D, a resistência elétrica do canal e a pressão, foi possível obter experimentalmente a curva de resposta do sensor T-SCAN®, a qual não é fornecida pelo fabricante para comparação. Foram analisadas as duas configurações de ganho utilizada nos experimentos detalhados anteriormente, chegando-se a curvas ligeiramente diferentes (Figura 48 e Figura 49), as quais são comparadas na Figura 50.

A partir das amostras relacionadas ao experimento da Equação (5) e da Equação (7), percebeu-se uma relação do tipo exponencial entre a resistência elétrica do canal e a pressão de excitação aplicada ao sensor T-SCAN®, como pode ser observado na Figura 48. Nesta figura, os valores de pressão apresentados estão aproximadamente dentro da faixa de operação sem distorções, de acordo com o que foi discutido na Figura 46. A relação descrita na Equação (9) foi obtida com a configuração $G_{EX}=1$ e $G_{RX}=8$, com um erro de conformidade igual a 2,5 %:

$$R_{CH} = 2,16 \cdot 10^6 \cdot e^{-4,80 \cdot P} + 2,69 \cdot 10^5 \cdot e^{-0,40 \cdot P} + 33 \cdot 10^3 \quad (9)$$

sendo R_{CH} a resistência elétrica do sensor em Ω e P a pressão de excitação do sensor em MPa.

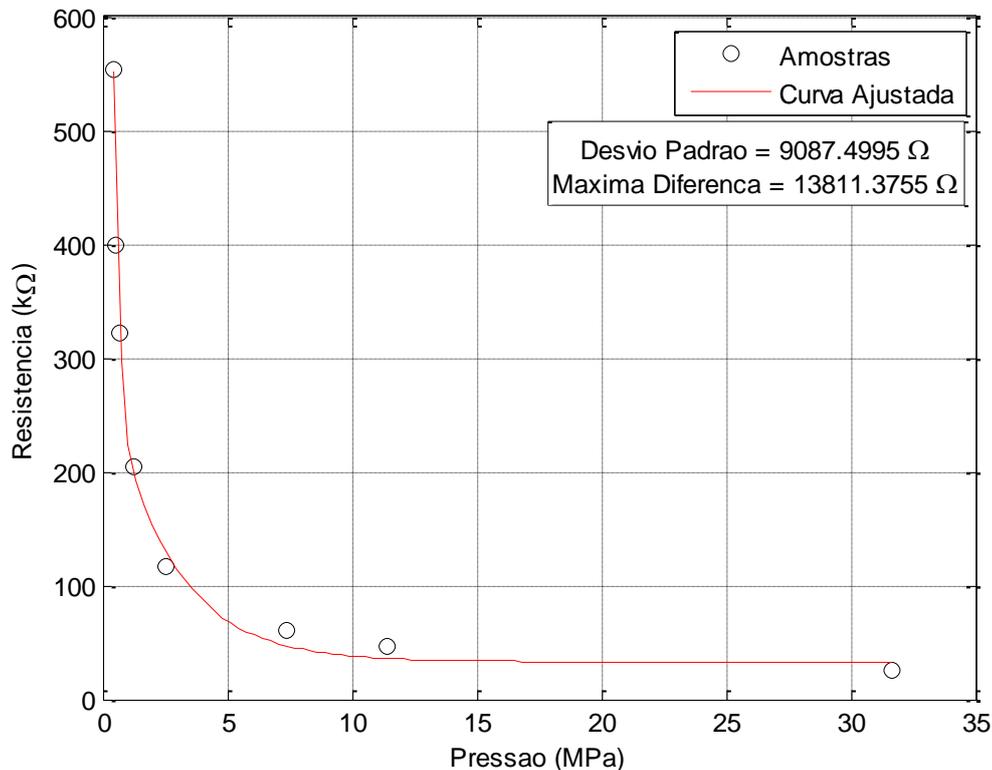


Figura 48. Relação entre a resistência elétrica e a pressão exercida no canal para $G_{EX}=1$ e $G_{RX}=8$.

Utilizando o experimento de resistência conhecida de canal para ganhos $G_{EX}=10$ e $G_{RX}=8$, assim como a Equação (8), obteve-se a curva exponencial apresentada na Figura 49, a qual está focada nos valores de pressão até 6,8 MPa e apresenta um erro de conformidade igual a 2,8 %. A função de transferência obtida, neste caso, é apresentada na Equação (10):

$$R_{CH} = 1,91 \cdot 10^6 \cdot e^{-4,17 \cdot P} + 0,44 \cdot 10^6 \cdot e^{-0,70 \cdot P} + 87 \cdot 10^3 \quad (10)$$

sendo R_{CH} a resistência elétrica do sensor em Ω e P a pressão de excitação do sensor em MPa.

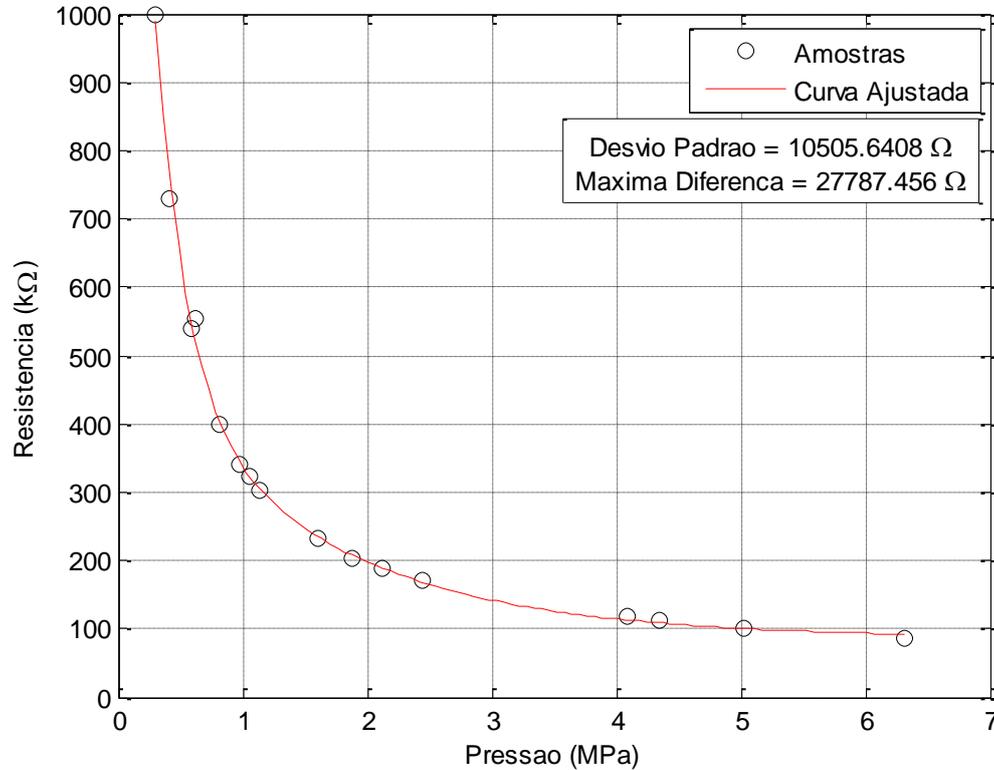


Figura 49. Relação entre a resistência elétrica e a pressão exercida no canal para GEX=10 e GRX=8.

A comparação entre as funções obtidas como curva de resposta do sensor está ilustrada na Figura 50, tendo como limite a faixa de pressão sem distorções, de acordo com o discutido na Figura 46. Observa-se que há diferenças entre as duas curvas, as quais deveriam representar a mesma resposta. Essa diferença está relacionada com a diferença entre os valores de ganho da placa de excitação, o que está relacionado com o aumento do ruído no sinal de tensão elétrica medido, claramente observado na Figura 47. Na Figura 50, a curva relacionada à configuração de $G_{EX}=10$ e $G_{RX}=8$ foi extrapolada até o valor de 30 MPa apenas para efeitos de comparação, já que para pressões acima de 6,8 MPa a tensão elétrica no A/D estaria saturada, como visto na Figura 47.

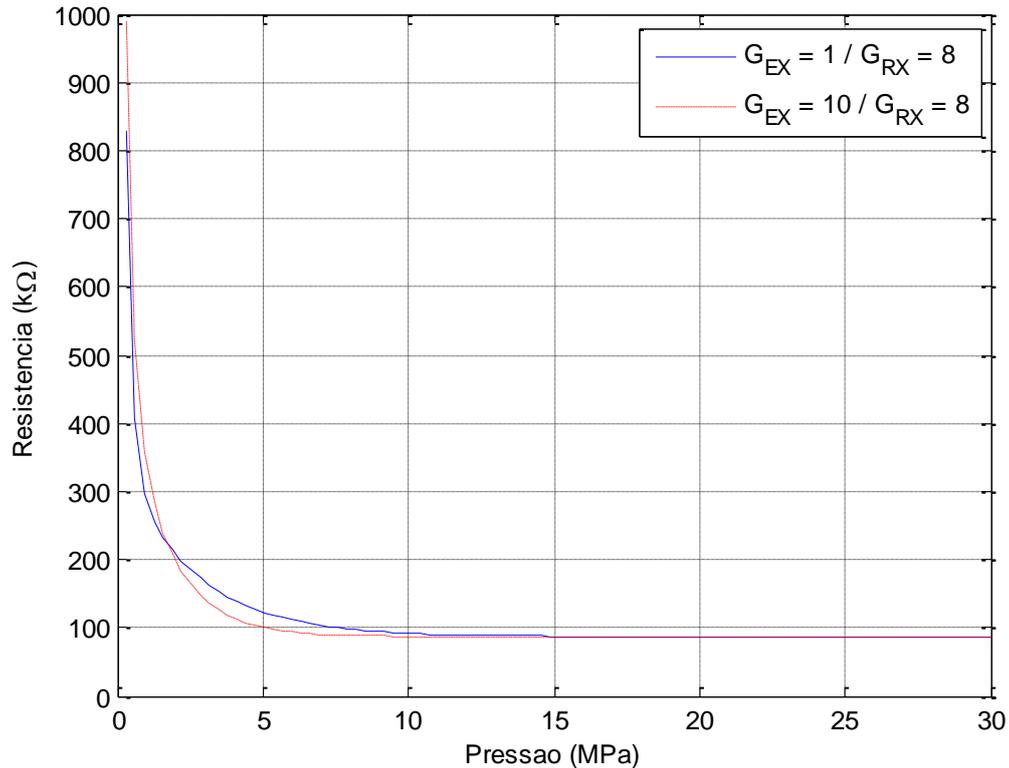


Figura 50. Comparação entre as curvas de resposta do sensor obtidas.

4.2.3 Avaliação da Homogeneidade entre Áreas

A análise da variação da resposta em tensão elétrica medida pelo sistema para as diferentes faixas de pressão, ao longo da extensão sensível do sensor, foi desenvolvida a partir dos dados experimentais obtidos no ensaio piloto descrito em 4.2.1. No entanto, como pode ser observado na Figura 51, os valores das excitações por pressão se distribuem com variações diversas em cada área ao longo de uma mesma faixa, ou seja, as áreas não foram excitadas de maneira igual. Dessa forma, para cada área, selecionou-se, entre as medidas realizadas no ensaio piloto, as duas medições mais próximas do valor médio de pressão de cada faixa. A partir desta seleção, desenvolveu-se o projeto de experimentos apresentado na Tabela 12 no qual avaliou-se, a partir da tensão elétrica medida pelo sistema, a homogeneidade da resposta do sensor nas áreas distribuídas ao longo de sua extensão sensível, de acordo com os níveis de pressão para cada faixa definidos na Tabela 3.

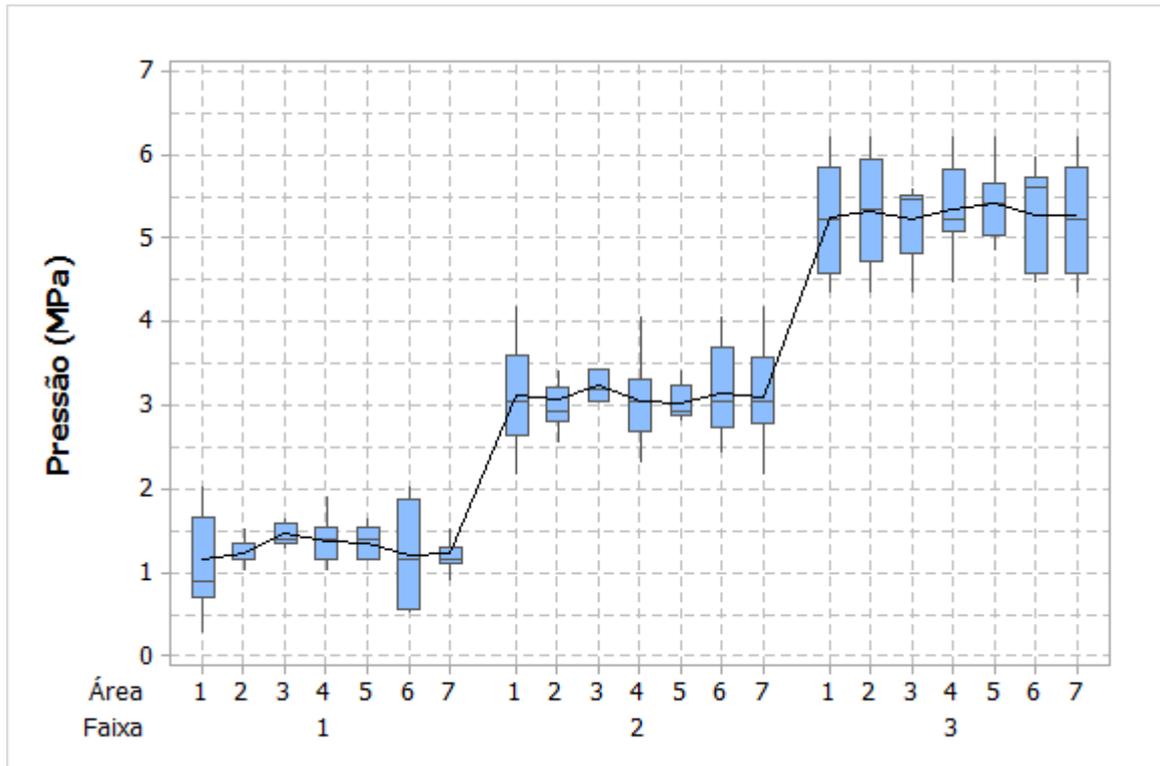


Figura 51. Ensaio piloto: distribuição das medidas por faixas e áreas.

Tabela 12. Valores de tensão elétrica (V) medidos pelo sistema para o experimento de análise da homogeneidade entre áreas.

Áreas	Tensão elétrica medida pelo sistema (V)		
	Faixa 1	Faixa 2	Faixa 3
1	0,20	0,34	0,45
	0,16	0,35	0,44
2	0,18	0,34	0,45
	0,20	0,33	0,42
3	0,15	0,30	0,45
	0,19	0,35	0,46
4	0,15	0,34	0,45
	0,17	0,32	0,46
5	0,18	0,31	0,43
	0,18	0,34	0,43
6	0,16	0,34	0,46
	0,19	0,34	0,43
7	0,18	0,32	0,46
	0,15	0,34	0,46

A solução para este experimento foi desenvolvida utilizando o software Minitab® e está detalhada na Tabela 13, na qual percebe-se que há diferenças significativas (H1) na resposta entre as 3 faixas de pressão analisadas. Além disso, observa-se que a resposta do sistema,

quando excitado de maneira igual, é homogênea em toda a sua extensão sensível, ou seja, não há diferença significativa (H_0) entre as áreas do sensor. Também não há diferenças significativas (H_0) entre as áreas, quando observadas separadamente para cada nível da faixa.

A Figura 52 apresenta os efeitos dos fatores, área e faixa de pressão, na resposta, tensão elétrica, medida pelo conversor A/D, ilustrando que a resposta não varia significativamente ao longo das diferentes áreas e o sistema possui a capacidade de medir variações de intensidades de pressão. A interação entre os fatores avaliada através da tensão média medida pelo A/D ao longo das áreas, para cada faixa, está ilustrada na Figura 53, em que se percebe que a tensão média se mantém praticamente igual ao longo das áreas, para todas as faixas de pressão.

Os gráficos de resíduos da análise deste experimento são apresentados na Figura 54, em que pode ser verificado, no gráfico de probabilidade normal e no histograma, que a distribuição dos resíduos aproxima-se de uma normal, passando levemente o valor de 0,02 e não possui dependência em relação ao tempo, de acordo com o gráfico da ordem de observação sem um padrão óbvio. Os valores dos parâmetros do modelo apresentado na Equação (4), página 71, estão presentes na Tabela 14 e ilustram, de forma coerente com as hipóteses, a maior influência das faixas de pressão na resposta final do sistema, quando em comparação com os parâmetros relacionados às áreas.

Enfim, considera-se que os resultados deste projeto de experimentos validam a utilização de uma função de transferência global, descrevendo a relação entre a pressão aplicada no sensor e a resposta em tensão elétrica medida pelo sistema, para todos os canais, inclusive considerando diferentes níveis de excitação dos mesmos. A utilização do conceito de áreas distribuídas ao longo da área sensível contribuiu para manter a proximidade dos resultados das análises realizadas neste projeto de experimentos com a aplicação final, mais especificamente com as diferentes categorias de dentes citadas em 2.1.1.

Tabela 13. Solução para o experimento das faixas e áreas.

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Médias quadradas	Valor F	Valor p	Hipótese
Áreas	6	$0,45 \cdot 10^{-3}$	$0,07 \cdot 10^{-3}$	0,28	0,94 ($> 0,05$)	H0
Faixas	2	$522 \cdot 10^{-3}$	$261 \cdot 10^{-3}$	998	0,00 ($< 0,05$)	H1
Áreas x Faixas	12	$3,01 \cdot 10^{-3}$	$0,25 \cdot 10^{-3}$	0,96	0,51 ($> 0,05$)	H0
Erro	21	$5,49 \cdot 10^{-3}$	$0,26 \cdot 10^{-3}$	—	—	—
Total	41	$531 \cdot 10^{-3}$	—	—	—	—

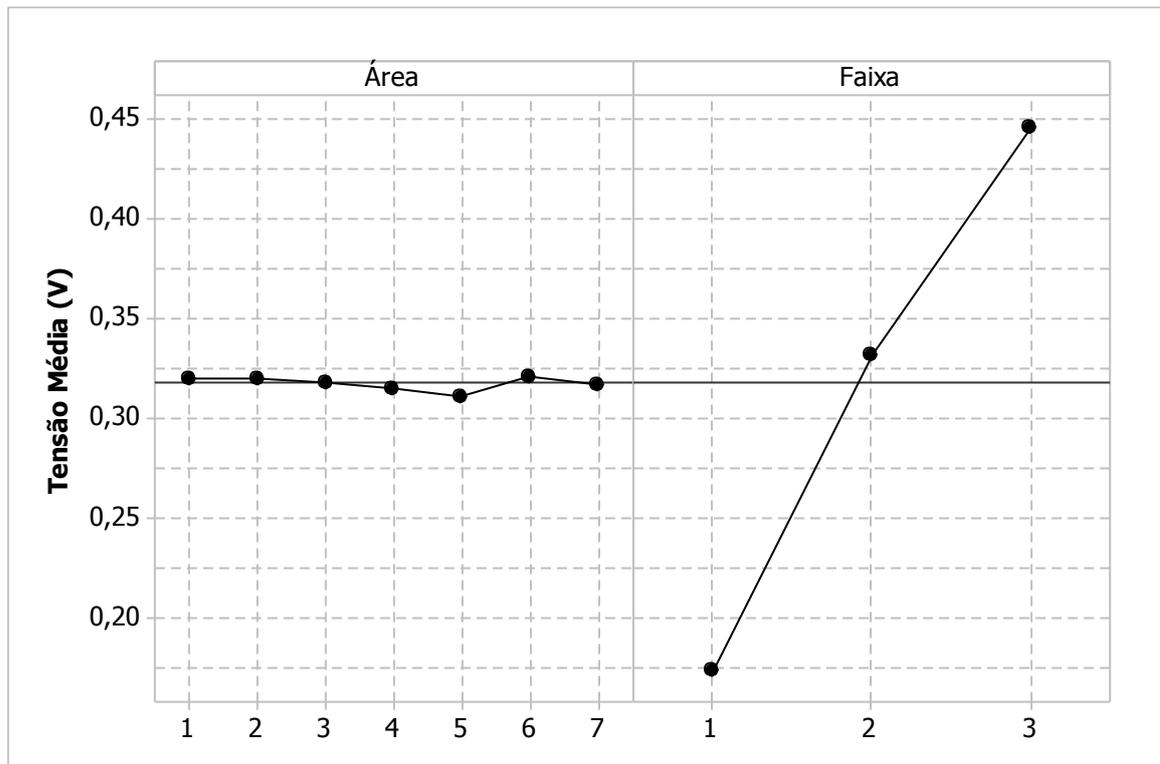


Figura 52. Principais efeitos da tensão elétrica medida pelo A/D.

Tabela 14. Parâmetros do modelo.

Parâmetro	Valor	Parâmetro	Valor	Parâmetro	Valor
μ	$320 \cdot 10^{-3}$	τ_{11}	$1,05 \cdot 10^{-3}$	τ_{34}	$12,4 \cdot 10^{-3}$
α_1	$-140 \cdot 10^{-3}$	τ_{21}	$5,37 \cdot 10^{-3}$	τ_{15}	$10,6 \cdot 10^{-3}$
α_2	$14,8 \cdot 10^{-3}$	τ_{31}	$6,42 \cdot 10^{-3}$	τ_{25}	$-0,83 \cdot 10^{-3}$
α_3	$130 \cdot 10^{-3}$	τ_{12}	$14,5 \cdot 10^{-3}$	τ_{35}	$-9,77 \cdot 10^{-3}$
β_1	$2,95 \cdot 10^{-3}$	τ_{22}	$0,19 \cdot 10^{-3}$	τ_{16}	$-1,16 \cdot 10^{-3}$
β_2	$2,28 \cdot 10^{-3}$	τ_{32}	$-14,7 \cdot 10^{-3}$	τ_{26}	$4,60 \cdot 10^{-3}$
β_3	$0,85 \cdot 10^{-3}$	τ_{13}	$-1,70 \cdot 10^{-3}$	τ_{36}	$-3,44 \cdot 10^{-3}$
β_4	$-2,52 \cdot 10^{-3}$	τ_{23}	$-7,03 \cdot 10^{-3}$	τ_{17}	$-8,70 \cdot 10^{-3}$
β_5	$-6,45 \cdot 10^{-3}$	τ_{33}	$8,73 \cdot 10^{-3}$	τ_{27}	$-4,48 \cdot 10^{-3}$
β_6	$3,41 \cdot 10^{-3}$	τ_{14}	$-14,6 \cdot 10^{-3}$	τ_{37}	$13,18 \cdot 10^{-3}$
β_7	$-0,50 \cdot 10^{-3}$	τ_{24}	$2,19 \cdot 10^{-3}$	—	—

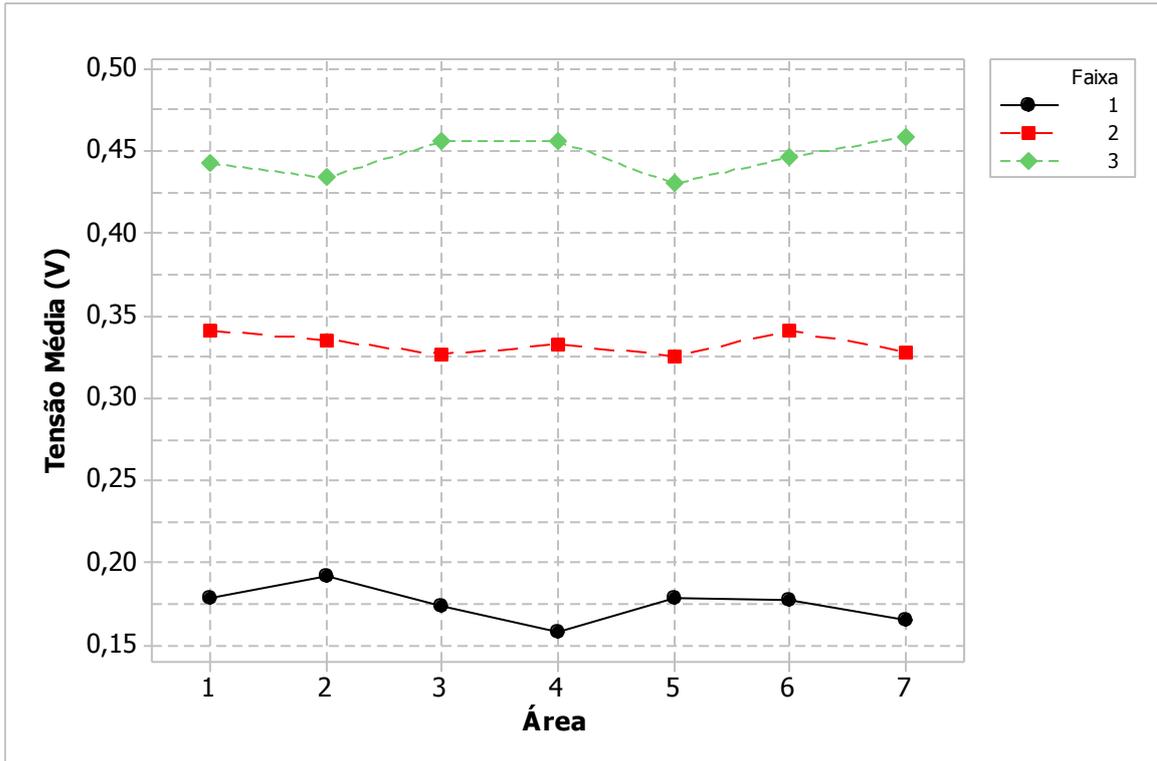


Figura 53. Interação entre os fatores.

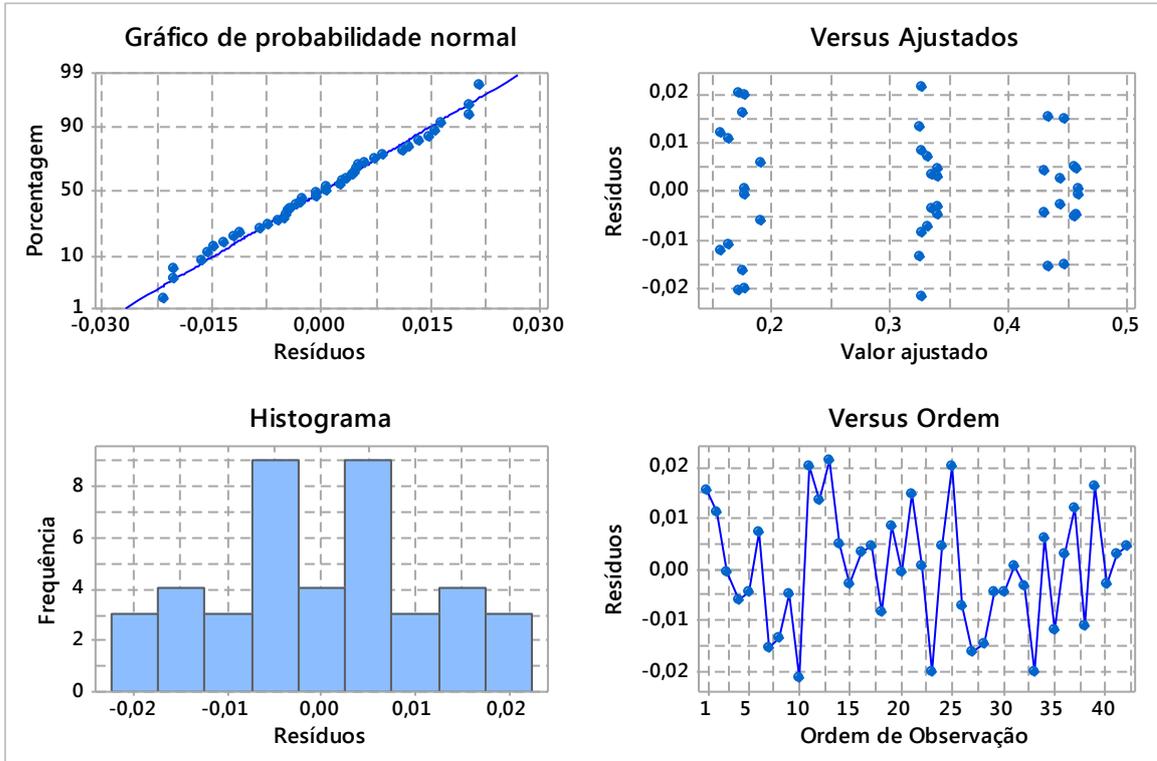


Figura 54. Resíduos da análise de homogeneidade entre áreas.

4.3 ANÁLISE DOS ENSAIOS EM SUJEITO

Após o desenvolvimento e análise do ensaio piloto, trabalhou-se na realização de avaliações no âmbito da aplicação final, ou seja, na execução de ensaios desempenhados na prática odontológica diária, mais especificamente naqueles que utilizam o papel carbono para análise básica da oclusão, como foi detalhado em 3.2.3.

Dessa forma, após o uso do papel carbono, foi realizada a varredura dos pontos de contato oclusais com o sistema proposto para comparação. Os resultados obtidos são apresentados e discutidos em 4.3.1, para uma varredura da oclusão direta dos arcos, e em 4.3.2 para avaliação dos contatos oclusais enquanto uma placa miorrelaxante é mantida entre os arcos.

De acordo com o que foi apresentado no item 3.2.3, utilizou-se uma pinça do tipo Muller para segurar o papel carbono primeiramente na avaliação do lado esquerdo da arcada, depois, no lado direito e, por fim, na área frontal que abrange os incisivos. Esta operação sequencial difere ligeiramente daquela apresentada na Figura 12, no item 2.2.1, onde são utilizadas paralelamente duas pinças do tipo Muller simultaneamente posicionadas em cada lado da arcada.

4.3.1 Ensaio de Contato Direto entre os Arcos

Os resultados deste ensaio são apresentados na Figura 55 e Figura 56. Na primeira, observa-se ao fundo a imagem da arcada superior com as marcações obtidas a partir da utilização do papel carbono. Esta imagem foi espelhada horizontalmente para facilitar a comparação dos pontos de contato obtidos com papel carbono, daqueles medidos pelo sistema proposto. Na frente, posicionou-se um recorte do detalhe da arcada superior digital obtida na interface de processamento de dados. Foram adicionadas marcações em vermelho nos principais pontos de contato obtidos com o papel carbono e em amarelo nos pontos de contato

mais relevantes detectados pelo sistema proposto. Para auxiliar a compreensão dos resultados do sistema, adicionou-se a Figura 56 ilustrando a distribuição dos contatos ao longo da arcada, assim como, as suas intensidades em pressão. Além disso, nesta imagem, ressaltou-se em cinza os mesmos pontos marcados em amarelo na Figura 55, para que seja possível realizar um vínculo coerente entre as duas imagens. A partir da interpretação conjunta da Figura 55 e da Figura 56 observa-se que a distribuição dos contatos oclusais percebida pelo sistema proposto se equivale às marcações obtidas com o papel carbono em praticamente todos os pontos, salvo na marcação em papel carbono percebida no primeiro molar esquerdo, a qual foi posicionada pelo sistema no segundo molar. Isso ocorre devido ao fato de a arcada virtual ser de tamanho padrão, ou seja, não necessariamente do mesmo tamanho da arcada do sujeito, na qual não foram realizadas as medições dimensionais relacionadas ao tamanho dos dentes. A intensidade máxima registrada em canal foi 6,7 MPa no ponto inferior do primeiro molar direito, em vermelho na Figura 56.

A soma total das pressões dos contatos foi de 61 MPa, o que equivale a 95 N, ou ainda 9,7 kg de força. Este valor é compatível com aqueles obtidos por (FIELDS et al., 1986) para uma avaliação de oclusão com intensidade normal de mastigação, entretanto, fica consideravelmente abaixo dos valores de força máxima obtidos nos trabalhos de (NISHIGAWA, BANDO & NAKANO, 2001; KARAKIS, KAYMAK & DOGAN, 2013 e ROTTNER & RICHTER, 2004). Aponta-se, como causa dessa discrepância, a diferença entre métodos de medição utilizados. O método utilizado neste trabalho avalia a pressão da oclusão considerando simultaneamente todos os contatos da arcada, com os arcos na posição de MI (vista em 2.1.4), enquanto os outros métodos avaliam uma, ou no máximo duas regiões, simultaneamente e, em geral, utilizando transdutores que afastam os arcos da posição de MI, o que gera alterações na força máxima de mordida, de acordo com (FIELDS et al., 1986).

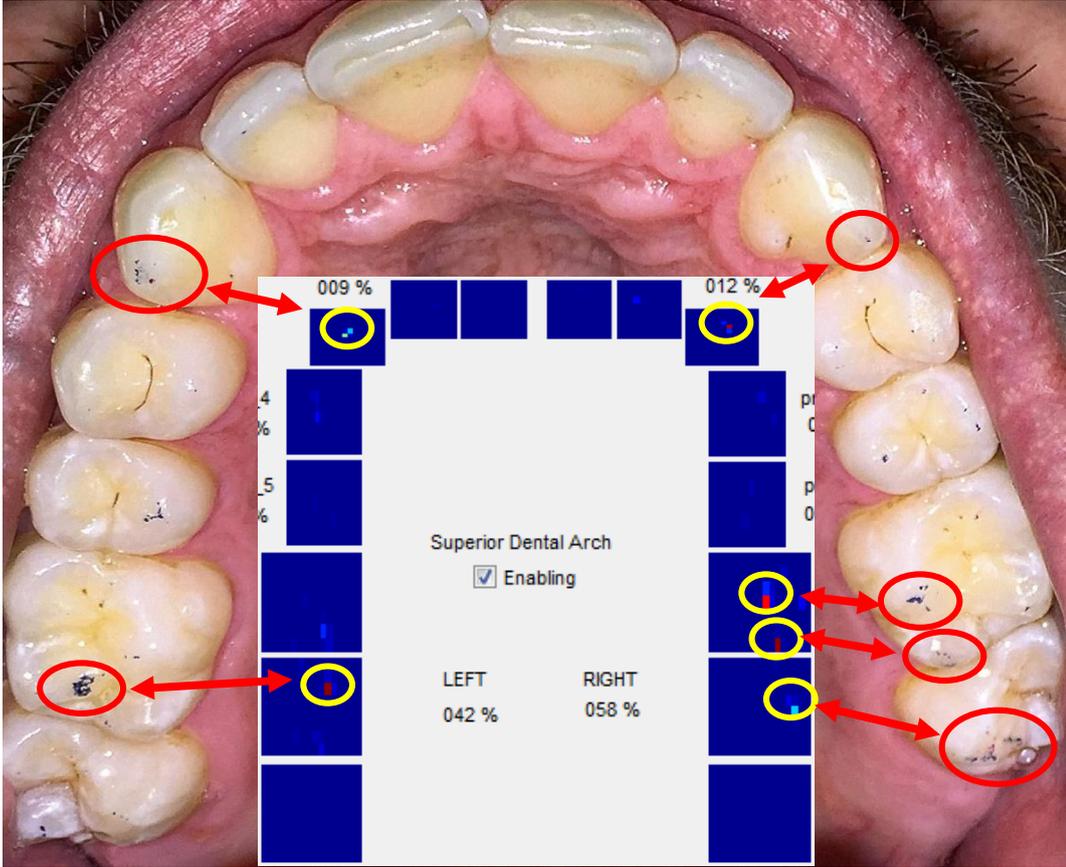


Figura 55. Ensaio com sujeito: arcada real.

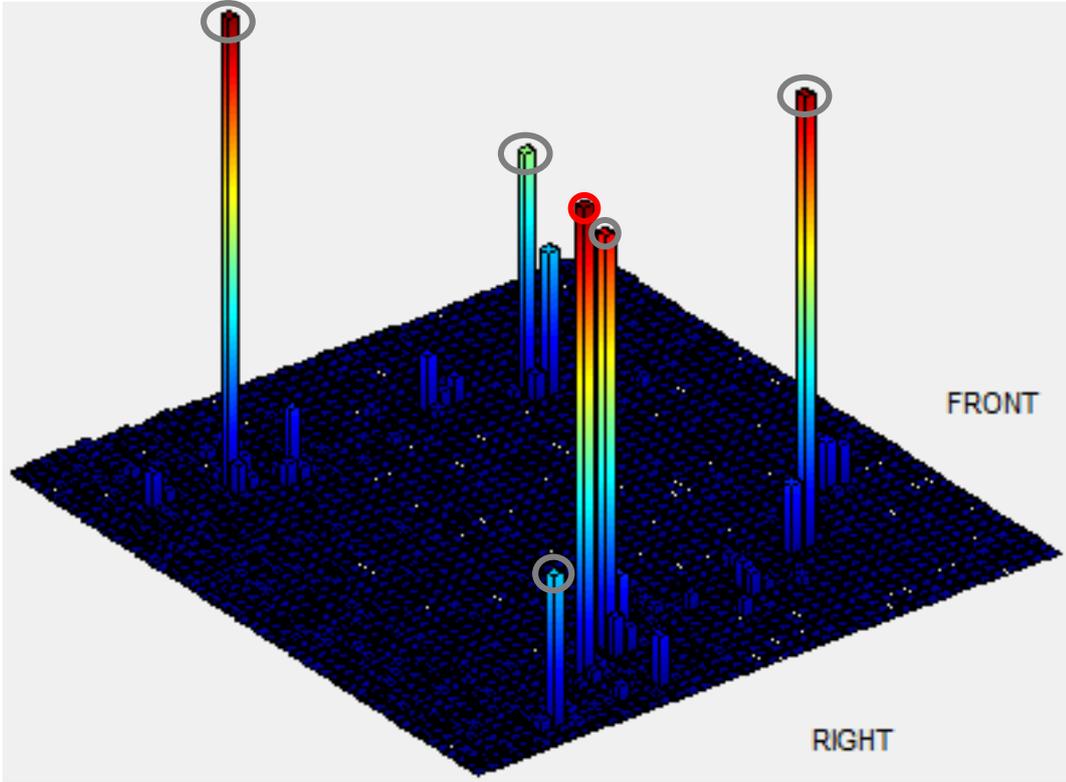


Figura 56. Ensaio em voluntário: arcada virtual.

4.3.2 Ensaio com Placa Miorrelaxante

Este ensaio segue os mesmos moldes do que foi apresentado em 4.3.1. A Figura 58 e a Figura 59 ilustram conjuntamente os resultados do ensaio com papel carbono e com o sistema proposto, entretanto, neste caso, com o uso de uma placa miorrelaxante acoplada ao arco superior, a qual é vista na Figura 57. É possível observar em ambas as imagens, e em ambos os métodos, que o uso da placa interfere nas relações de contatos oclusais entre os arcos, mantendo os mesmos apenas na região dos incisivos. A altura da placa faz com que a arcada permaneça em uma posição musculoesquelética estável, como comentado em 2.1.4, e o desgaste necessário para equilibrar as pressões entre os lados da arcada podem ser mapeados e realizado utilizando o resultado obtido com o sistema proposto, pois, utilizando a informação de intensidade é possível prever o quanto se deve desgastar a placa miorrelaxante em um ponto específico.

Neste ensaio, percebe-se que ocorreu a correspondência entre as marcações desempenhadas através do papel carbono e do sistema proposto, na região dos incisivos. A intensidade máxima de pressão registrada pelo sistema proposto, neste caso, foi de 6,7 MPa, enquanto a soma das pressões ao longo dos contatos da arcada foi de 41 MPa.



Figura 57. Placa miorrelaxante utilizada no ensaio.

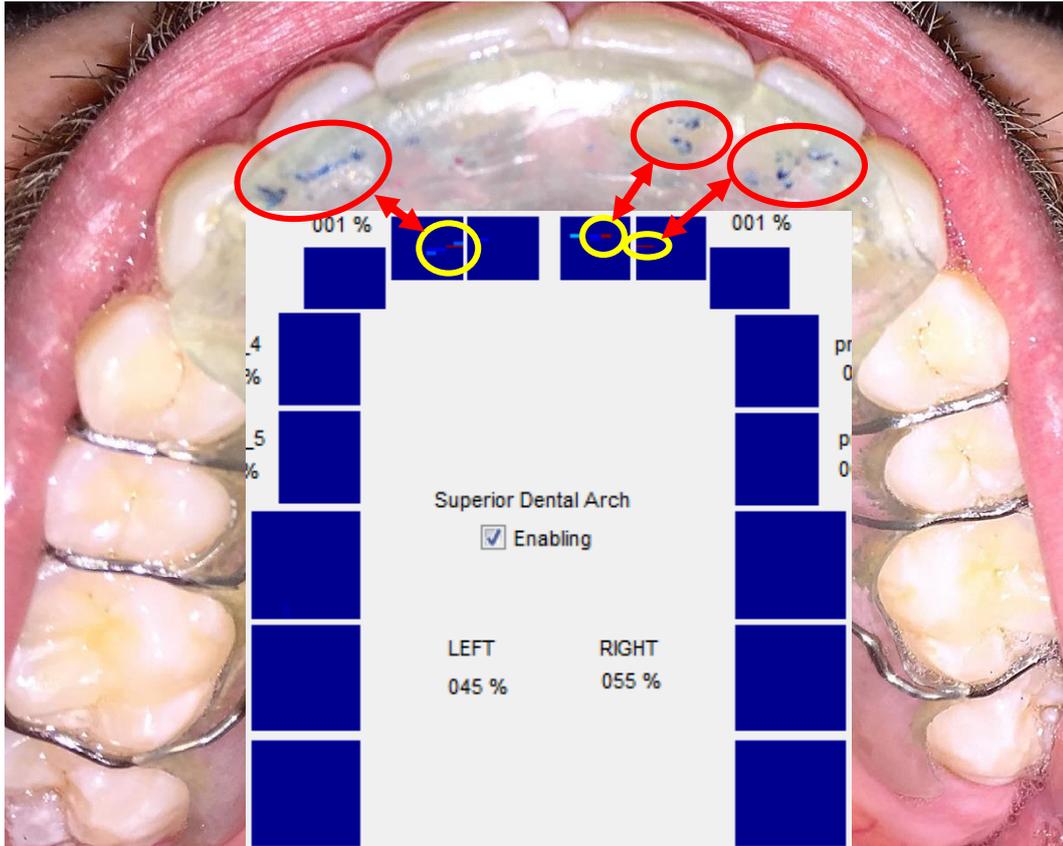


Figura 58. Ensaio com placa de bruxismo: arcada real.

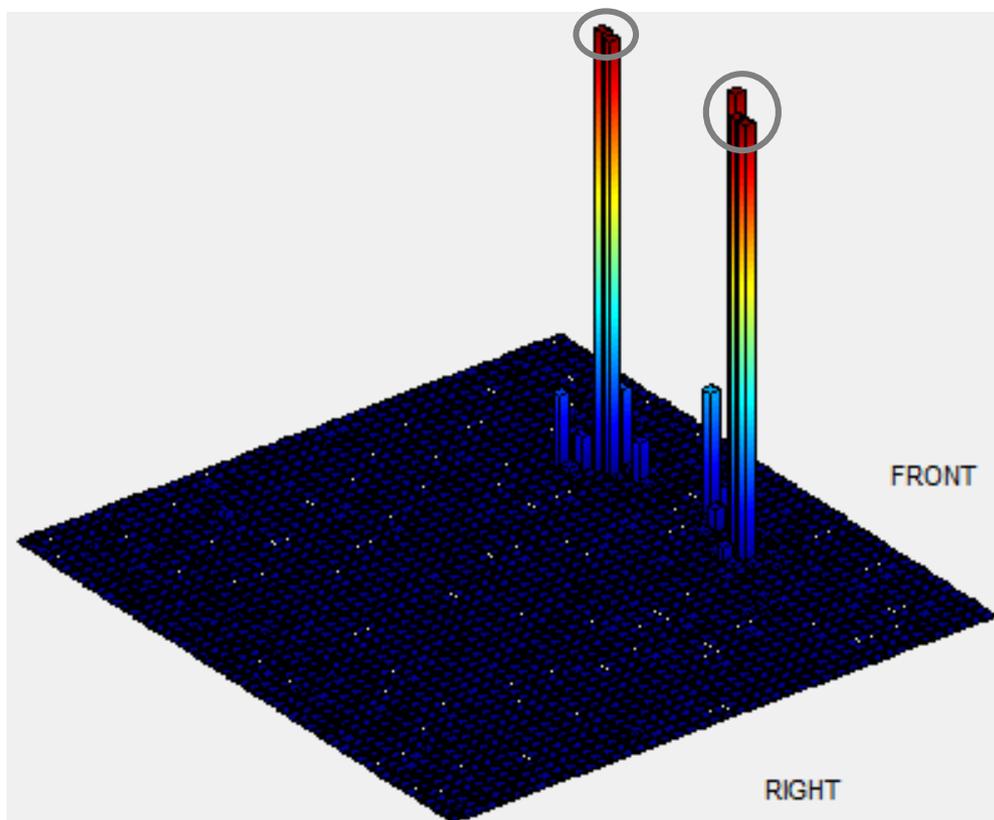


Figura 59. Ensaio com placa de bruxismo: arcada virtual.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho confrontou-se com o desafio da escassez de informação a respeito das características da matriz de sensores T-SCAN. Dessa forma, e pelo fato de não ser um sensor de interface simples, foram desenvolvidos aparatos experimentais e realizou-se ensaios preliminares para se ter uma ideia da resposta do mesmo. A partir destes ensaios, percebeu-se que análises mais críticas e finas, com resolução a nível de canal, exigiriam o desenvolvimento de um sistema completo (placas de circuito impresso para conexão com os pontos de contato do sensor, monitoramento deste *hardware* e visualização gráfica dos dados), o qual foi desenvolvido e apresentado ao longo desta dissertação.

Considerando que, como visto no Capítulo 2, há bastante dificuldade na realização de medidas diretas da força, ou da pressão, de contato oclusal, relacionada ao fato de que os sensores devem estar inseridos dentro da cavidade bucal do paciente, o sensor T-SCAN® é um importante avanço para este tipo de desenvolvimento, apresentando um formato mecânico e uma resolução espacial adequadas para auxiliar nos estudos de caracterização da oclusão e suas possíveis disfunções. Outro ponto importante é a capacidade do sensor T-SCAN® avaliar a oclusão em todos os pontos de contato interarcos simultaneamente, ao contrário do papel carbono, ou até mesmo dos gnatinômetros, os quais operam, em geral, em uma área parcial da arcada e com alteração significativa do comportamento biomecânico da oclusão.

De acordo com os resultados obtidos, foi possível caracterizar o circuito de condicionamento, verificando seus pontos fortes e pontos críticos, em especial, nestes últimos, percebeu-se a referência interna do conversor analógico-digital como a maior contribuinte para a incerteza da tensão elétrica medida pelo sistema. Ainda em relação às características da resposta do sistema, foram obtidas diversas funções de transferências relevantes para a utilização do sistema, inclusive demonstrando a abrangência do seu uso em aplicações onde as intensidades de excitação suportadas estão de acordo com os valores de força citados nos

trabalhos de (FIELDS et al., 1986; NISHIGAWA, BANDO & NAKANO, 2001; LIN, 2011; ROTTNER & RICHTER, 2004; FERRARIO, 2004; LEPLEY, 2011). O valor total de pressão medido no ensaio de contato direto, feito em 4.3.1, ficou abaixo dos valores dos trabalhos citados acima, embora (ROTTNER & RICHTER, 2004) apontam que os transdutores de filme fino apresentam respostas mais elevadas do que a força presente de fato entre os dentes. Isso provavelmente tenha relação com o fato de que nas referências encontradas se usa praticamente apenas oclusões de intensidades máximas, enquanto que, para os ensaios deste trabalho, foram realizados ensaios com oclusão de intensidade normal. Assim, através da capacidade de avaliação espacial e da caracterização em intensidade de pressão, é possível utilizar o sistema desenvolvido para caracterização de desequilíbrios entre as pressões exercidas nas diferentes regiões da arcada, bem como, realizar o acompanhamento temporal de procedimentos relacionados à interface de contatos oclusais, como por exemplo, a avaliação de balanceamento de pressões em placas mio-relaxantes, de acordo com os ensaios apresentados em 4.3.

A seguir são tratadas as oportunidades de melhoria visualizadas a partir do estágio de desenvolvimento atual do sistema, principalmente em relação ao *hardware* e ao *software*, assim como, as possibilidades de trabalhos futuros relacionados com as ideias que surgiram ao deparar-se com dificuldades percebidas durante a elaboração dos blocos constituintes do sistema, tendo como principal sugestão a criação de um subsistema capaz de excitar o sensor de forma homogênea e simultânea, em todos os pontos.

5.1 OPORTUNIDADES DE MELHORIA

Como citado anteriormente, podem ser feitas melhorias importantes no sistema atual. Em relação ao *software*, a principal melhoria seria a realização da portabilidade da aplicação atual, escrita na linguagem específica para interfaces gráficas no Matlab®, para outra linguagem que permita a implementação dos elementos gráficos já utilizados, mas otimizando

a velocidade de atualização dos gráficos mais lentos da interface atual, como o gráfico de detalhamento das excitações na arcada maxilar.

No *hardware*, destacam-se o desenvolvimento de uma fonte com tolerância de no máximo 1 % na variação tensão elétrica de saída dos reguladores, visto que a fonte atual pode atingir uma variação de até 5 %. Outro ponto seria a otimização da geração do sinal de entrada utilizando um circuito de referência com tolerância de 0,5 %, ou menor. Além disso, a utilização de um conversor A/D externo ao microcontrolador visando otimizar a digitalização dos sinais principalmente em relação ao nível de ruído, ou então, a utilização de uma referência externa com uma incerteza menor do que os 2,5 % da referência interna utilizada neste trabalho. Também poderia vir a ser interessante a utilização de um conversor A/D com vários canais em paralelo, para aumentar a velocidade de varredura do sensor e buscar a caracterização da resposta dinâmica do sensor. Todas estas possibilidades de melhoria implicam em levantar novamente as características do sistema para avaliar a melhora ou não na sua resposta final. Essa avaliação poderia ser realizada utilizando algumas ideias de subsistemas para otimizar a excitação do sensor, apresentados a seguir nos trabalhos futuros.

5.2 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Na medida em que os resultados são analisados e os problemas experimentais são percebidos, surgem ideias de como resolvê-los, ou então, novos procedimentos para solucioná-los. Assim, surgiu a proposta de excitação homogênea e simultânea do sensor T-SCAN®, a qual consiste na criação de um ambiente pressurizado de forma controlada. Neste caso, a área sensível do sensor deveria ser inserida neste ambiente, inicialmente despressurizado, de forma que as duas faces sensíveis estejam livres de contato com quaisquer superfícies. Dessa forma, seria possível a excitação homogênea e simultânea em todos os contatos, na medida em que a pressão interna ao ambiente é aumentada. A partir disso, avalia-se de forma mais eficiente e

direta a capacidade do sensor responder de forma igual em toda a sua extensão sensível, eliminando erros de posicionamento de ponteiros, assim como erros de deformação das mesmas.

Outra sugestão de trabalho futuro, visando a análise paralela de canais, seria a utilização de sinais de excitação simultâneos nas colunas da placa de excitação, entretanto, cada sinal seria gerado em uma frequência diferente. Com isso, a placa de medição faria a análise em frequência dos sinais em cada linha e, de acordo com a potência detectada nas frequências das respectivas colunas, identificaria os canais que estariam sendo pressionados. Entretanto, este tipo de implementação provavelmente requer a utilização de um sistema com grande capacidade de processamento, pois seriam 44 linhas para realizar a análise em frequência de forma simultânea.

Além disso, outra importante sugestão seria o uso do presente sistema em estudos continuados, com a área da Ortodontia, para propor melhorias do ponto de vista da ergonomia e do tamanho do sistema, assim como, de novas interfaces mais interessantes para a área.

REFERÊNCIAS

- ANDERSON, J. **Asphalt Pavement Pressure Distributions Using Tekscan Measurement System**. 2006. 219 p. Master's Theses (Master of Science in Civil Engineering) – College of Engineering, University of Kentucky, Lexington, 2006. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.475.4097&rep=rep1&type=pdf>>. Acesso em: 22 setembro de 2016.
- ANDRADE, A. S. et al. Posterior Crossbite and Functional Changes: A Systematic Review. **Angle Orthodontist**, [S. l.], v. 79, n. 2, p. 380-386, Mar. 2009.
- ANGLE, E. H. **Treatment of Malocclusion of the Teeth and Fractures of the Maxillae: Angle's System**. Philadelphia: S.S. White dental manufacturing Company. 1900.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas** Rio de Janeiro: LTC, 2010.
- BRANDÃO, R. C. B.; BRANDÃO, L. B. C. Ajuste oclusal na Ortodontia: por que, quando e como?. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v. 13, n. 3, p. 124-156, Maio 2008.
- BURR-BROWN. **High-Speed Programmable Gain Instrumentation Amplifier: PGA206, PGA207**. 15 p. 1995. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/pga206.pdf>>. Acesso em: 24 de agosto de 2016.
- BURR-BROWN. **Programmable Gain Instrumentation Amplifier: PGA204, PGA205**. 20 p. 1993. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/pga204.pdf>>. Acesso em: 24 de Agosto de 2016.
- CABRAL, C. W. L. F. **Avaliação dos Registros dos Contatos Oclusais Obtidos com Auxílio da Associação do Papel Carbono com o Sistema Computadorizado T-SCAN II**. 2005. 57 p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2005.
- CAREY, J. P. et al. Determining a Relationship Between Applied Occlusal Load and Articulating Paper Mark Area. **The Open Dentistry Journal**, Sharjah, v. 1, p. 1-7, July 2007.
- CASCARINI, L. et al. **Oxford Handbook of Oral and Maxillofacial Surgery**. Nova York: Oxford, 2011.
- CASTELO, P. M. et al. Masticatory muscle thickness, bite force, and occlusal contacts in young children with unilateral posterior crossbite. **European Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 29, n. 2, p. 149-156, Feb. 2007.
- CHIMENDES, L. H. **Desenvolvimento de um gnatodinamômetro digital para estudo e análise da força dos músculos da mastigação**. 2013. 106 p. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Guaratinguetá, 2013.

CIANCAGLINI, R.; RADAELLI, G. The relationship between headache and symptoms of temporomandibular disorder in the general population. **Journal of Dentistry**, [S. l.], v. 29, n. 2, p. 93-98, Feb. 2001.

DAWSON, P. E.; ARCAN, M. Attaining harmonic occlusion through visualized strain analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 46, n. 6, p. 615-622, Dec. 1981.

DE BOEVER, J. A.; CARLSSON, G. E.; KLINEBERG, I. J. Need for occlusal therapy and prosthodontic treatment in the management of temporomandibular disorders. Part I. Occlusal interferences and occlusal adjustment. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S. l.], v.27, n. 5, p. 367-379, May 2000.

ENDERLE, J. D.; BRONZINO, D. J. **Introduction to Biomedical Engineering**. Oxford: Elsevier, 2012.

FAIRCHILD. **LM78XX/LM78XXA 3-Terminal 1 A Positive Voltage Regulator**. 25 p. 2014. Disponível em: <<https://www.fairchildsemi.com/datasheets/LM/LM7805.pdf>>. Acesso em 06 de Outubro de 2016.

FAIRCHILD. **LM79XX 3-Terminal 1 A Negative Voltage Regulator**. 16 p. 2011. Disponível em: <<https://www.fairchildsemi.com/datasheets/LM/LM7905.pdf>>. Acesso em 06 de Outubro de 2016.

FERNANDES, C. P. et al. A novel sensor for bite force determinations. **Dental Materials**, [S. l.], v. 19, n. 2, p. 118-126, Mar. 2003.

FERNANDES NETO, A. J.; NEVES F. D. das; SIMAMOTO, P. C. J. **Oclusão**. São Paulo: Artes Médicas, 2013.

FERRARIO, V. F. et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. **Journal of Dentistry**, [S. l.], v. 32, n. 6, p. 451-457, Aug. 2004.

FIELDS, H. W. et al. Variables Affecting Measurements of Vertical Occlusal Force. **Journal of Dental Research**, [S. l.], v. 65, n. 2, p. 135-138, 1986.

GARCÍA, V. C. G.; CARTAGENA, A. G.; SEQUEROS, O. G. Evaluation of occlusal contacts in maximum intercuspation using the T-Scan system. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S. l.], v. 24, n. 12, p. 899-903, Dec. 1997.

GRABER, L. W.; VANARSDALL, R. L.; VIG, K. W. L. **Ortodontia: Princípios e Técnicas Atuais**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

GRAFF-RADFORD, S. B. Temporomandibular disorders and Headache. **The Dental Clinics of North America**, [S. l.], v. 51, n. 1, p. 129-144, Jan. 2007.

HARALUR, S. B. Digital Evaluation of Functional Occlusion Parameters and their Association with Temporomandibular Disorders. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, [S. l.], v. 7, n. 8, p. 1772-1775, Aug. 2013.

INTERSIL. **Single 16-Channel/Differential 8-Channel, CMOS Analog Multiplexers: DG406, DG407.** 15 p. 2013. Disponível em: <<http://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/dg40/dg406-407.pdf>>. Acesso em: 23 de agosto de 2016.

KARAKIS, D.; KAYMAK, D.; DOGAN, A. The evaluation of maximum bite force in the occlusal rehabilitation of patient with Angle Class III malocclusion: a case report. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, [S. l.], v. 5, n. 3, p. 364-368, 2013.

KERSTEIN, R. B.; RADKE, J. Clinician accuracy when subjectively interpreting articulating paper markings. **The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice**, [S. l.], v. 32, n. 1, p. 13-23, Jan. 2014.

KHODZHIMETOV, T. A. Measuring devices for monitoring paradontium resistance and endurance towards chewing load. **Biomedical Engineering**, [S. l.], v. 31, n. 1, p. 56-58, Jan. 1997.

KIM, J. H. et al. Development of bite guard for wireless monitoring of bruxism using pressure-sensitive polymer. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON BODY SENSOR NETWORKS, 62., 2010, Singapore. **Proceedings...** Los Alamitos: CPS, 2010. p. 109-116. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5504740>>. Acesso em: 12 de Outubro de 2016.

KOC, D.; DOGAN, A.; BEK, B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literatura Review. **European Journal of Dentistry**, [S. l.], v. 4, n. 2, p. 223-232, Apr. 2010.

KOOS, B et al. Precision of an Instrumentation-based Method of Analyzing Occlusion and its Resulting Distribution of Forces in the Dental Arch. **Journal of Orofacial Orthopedics**, [S. l.], v. 71, n. 6, p. 403-410, Nov. 2010.

KUMAGAI, H. et al. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S. l.], v. 26, n. 12, p. 932-935, Dec. 1999.

LAWN, B. R.; LEE, J. J-W. Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading. **Acta Biomaterialia**, [S. l.], v. 5, n. 6, p. 2213-2221, July, 2009.

LEPLEY, C. R. et al. Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, [S. l.], v. 139, n. 5, p. 606-613, May 2011.

LERESCHE, L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. **Critical Reviews in Oral Biology & Medicine**, [S. l.], v. 8, n. 3, p. 291-305, Jan. 1997.

LIN, K.-R. et al. Experimental and numerical estimations into the force distribution on an occlusal surface utilizing a flexible force sensor array. **Journal of Biomechanics**, [S. l.], v. 44, n. 10, p. 1879-1884, July 2011.

LUJAN-CLIMENT, M. et al. Influence of static and dynamic occlusal characteristics and muscle force on masticatory performance in dental adults. **European Journal of Oral Sciences**, Singapore, v. 116, n. 3, p. 229-236, June 2008.

MAJITHIA, M. G. I. P. et al. Comparison of articulating paper markings and T SCAN III recordings to evaluate occlusal force in normal and rehabilitated maxillofacial trauma patients. **Medical Journal Armed Forces India**, [S. l.], v. 71, p. S382-S388, Dec. 2015. Suplemento.

MARTINELLI, R. L. C. et al. Correlações entre alterações da fala, respiração oral, dentição e oclusão. **Revista CEFAC**, São Paulo, v.13, n. 1, p. 17-26, 2011.

MARTÍNEZ, A. et al. Polymeric Piezoelectric Sensors and Remote Communication for Detection of Bruxism. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON INDUSTRIAL TECHNOLOGY (IEEE-ICIT 2010), 2010, Viña del Mar. **Proceedings...** New York: IEEE, 2010. p. 268-273. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=5472691>>. Acesso em: 10 de Outubro de 2016.

MAXIM. **Precision, 4-Channel/Dual 2-Channel, Low-Voltage, CMOS Analog Multiplexers: MAX4518, MAX4519**. 12 p. 1998. Disponível em: <<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX4518-MAX4519.pdf>>. Acesso em: 24 de Agosto de 2016.

MCDEVITT, W. E.; WARRETH, A. A. Occlusal contacts in maximum intercuspation in normal dentitions. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S. l.], v. 24, n. 10, p. 725-734, Oct. 1997.

MCNAMARA, J. A. Orthodontic treatment and temporomandibular disorders. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology**, [S. l.], v. 83, n. 1, p. 107-117, Jan. 1997.

MIYAWAKI, S. et al. Occlusal Force and Condylar Motion in Patients with Anterior Open Bite. **Journal of Dental Research**, [S. l.], v. 84, n. 2, p. 133-137, Feb. 2005.

MONTGOMERY, D. C. **Design and Analysis of Experiments**. Danvers: John Wiley & Sons. 2013.

NELSON, S. T.; ASH, M. M. **Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion**. Missouri: Saunders Elsevier, 2010.

NISHIGAWA, K.; BANDO, E.; NAKANO, M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S. l.], v. 28, n. 5, p. 485-491, May 2001.

OKESON, J. P. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

ORTUĞ, G. A new device for measuring mastication force (Gnathodynamometer). **Annals of Anatomy – Anatomischer Anzeiger**, Jena, v. 184, n. 04, p. 393-396, July 2002.

PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W.; SARVER, D. M. **Ortodontia Contemporânea**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

ROTTNER, K.; RICHTER, E. J. Effect of Occlusal Morphology on the Accuracy of Bite Force Measurements Using Thin Film Transducers. **The International Journal of Prosthodontics**, [S. l.], v. 17, n. 5, p. 518-523, Sept. 2004.

SANDU, C.; WORLEY, M. E.; MORGAN, J. P. Experimental study on the contact patch pressure and sinkage of a lightweight vehicle on sand. **Journal of Terramechanics**, [S. l.], v. 47, n. 5, p. 343-359, Oct. 2010.

SONNESEN, L.; BAKKE, M.; SOLOW, B. Temporomandibular disorders in relation to craniofacial dimensions, head posture, and bite force in children selected for orthodontic treatment. **European Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 23, n. 2, p. 179-192, Apr. 2001.

SUTTER, B. A. Incidence of headaches related to occlusion and bite force imbalance: a case study. **The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice**, [S. l.], v. 0, n. 0, p. 1-13, Dec. 2015.

TAWIL, G. Peri-implant Bone Loss Caused by Occlusal Overload: Repair of the Peri-implant Defect Following Correction of the Traumatic Occlusion. A Case Report. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, [S. l.], v. 23, n. 1, p. 153-157, Jan. 2008.

TEKSCAN. Christopher George, Charles Malacaria. **Sensor Equilibration and Calibration System and Method**. USA n. PI 6,993,954 B1, 27 de jul. 2004, 7 fev. 2006.

TEKSCAN. **T-Scan Evolution Dental Sensors Datasheet**. 2015. 2 p. Disponível em: <https://www.tekscan.com/sites/default/files/resources/DTL_DS_Sensor.pdf>. Acesso em: 27 dez. 2015.

TEKSCAN. William L. Maness; Robert F. Golden; Michael H. Benjamin; Robert M. Podoloff. **Pressure and Contact Sensor System for Measuring Dental Occlusion**. USA n. PI 4,856,993 B1, 02 de out. 1987, 15 ago. 1989.

TEKTRONIX. **Digital Multimeters Tektronix DMM4050 and DMM4040 Datasheet**. 20 p. 2013. Disponível em: <<http://www.tek.com/sites/tek.com/files/media/media/resources/Tektronix-DMM4050-and-DMM4040-Digital-Multimeter-Datasheet-8.pdf>>. Acesso em 09 de Outubro de 2016.

TEXAS, I. **OPAx277 High Precision Operational Amplifiers: OPA277, OPA2277, OPA4277**. 42 p. 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa277.pdf>>. Acesso em: 24 de agosto de 2016.

TEXAS, I. **Stellaris® LM3S ADC Calibration**. 8 p. 2011. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/spma034c/spma034c.pdf>>. Acesso em 09 de Outubro de 2016.

VIEIRA, G. F. et al. **Escultura Dental com Auxílio do Método Geométrico (Revisão Anatômica)**. 4 ed. Ribeirão Preto: Ad-Tech Comunicação, 2003. Disponível em: <<http://gnatus.com.br/2005/mars/downloads/Escultura%20Dental.pdf>>. Acesso em 08 de fevereiro de 2016.

WEINBERG, L. A. The role of stress, occlusion, and condyle position in TMJ dysfunction-pain. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New York, v. 49, n. 4, p. 532-545, Apr. 1983.

ANEXO A: ESQUEMÁTICOS

Neste anexo serão apresentados todos os esquemáticos desenvolvidos neste trabalho.

Fonte de Alimentação

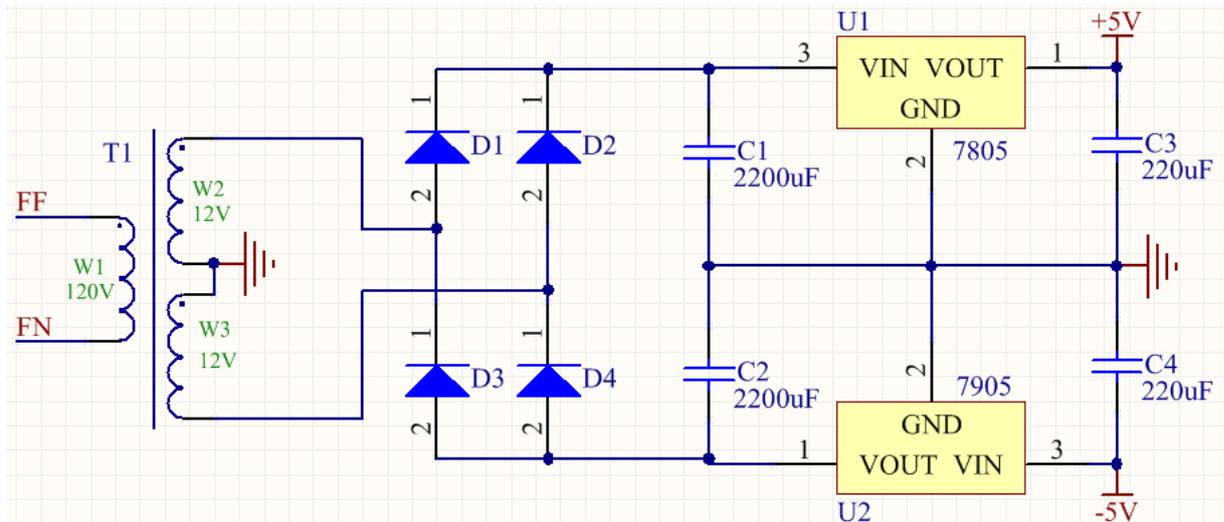


Figura 60. Esquemático da fonte de alimentação.

Placa de Excitação (EX)

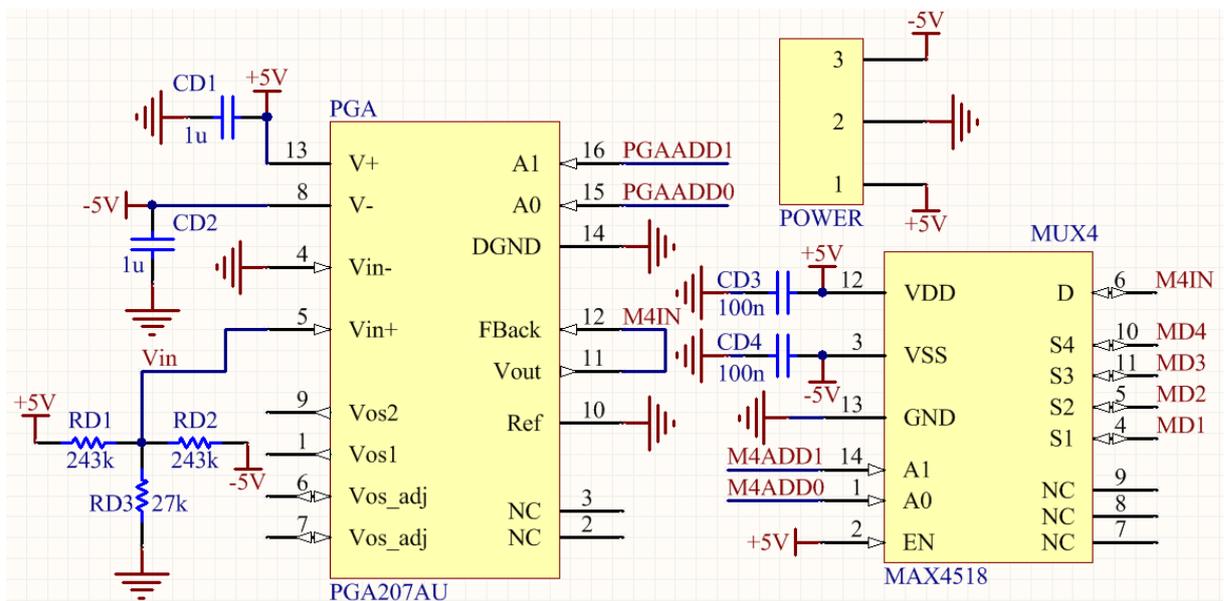


Figura 61. Esquemático da placa EX - parte 1.

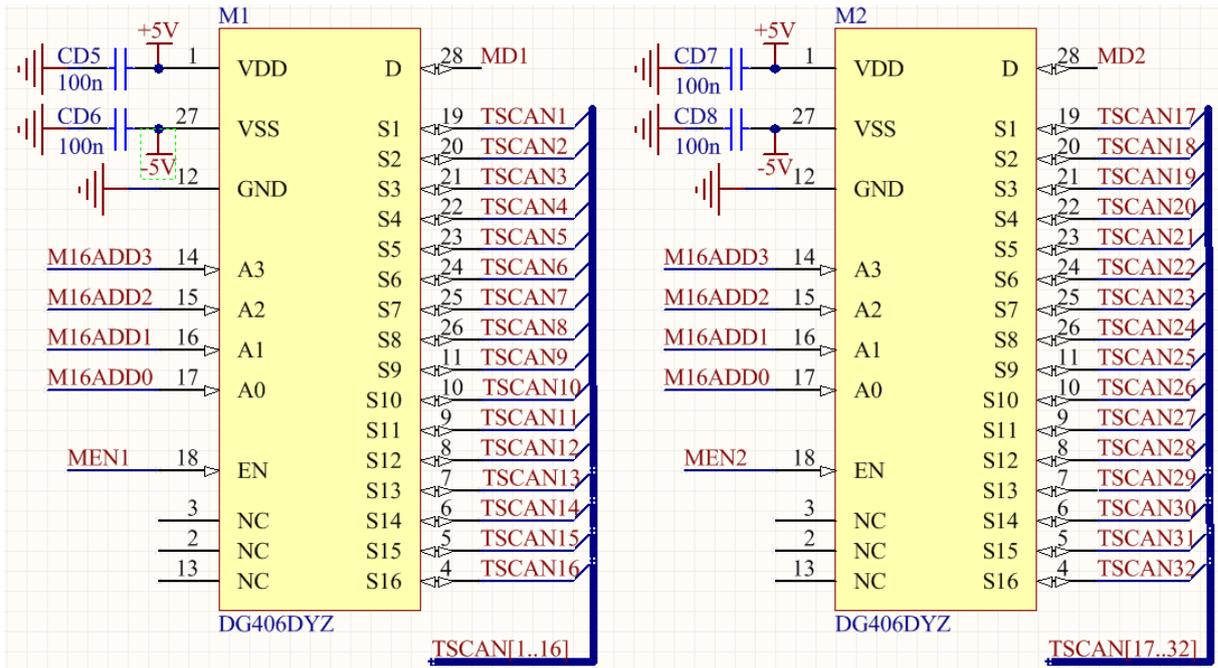


Figura 62. Esquemático da placa EX - parte 2.

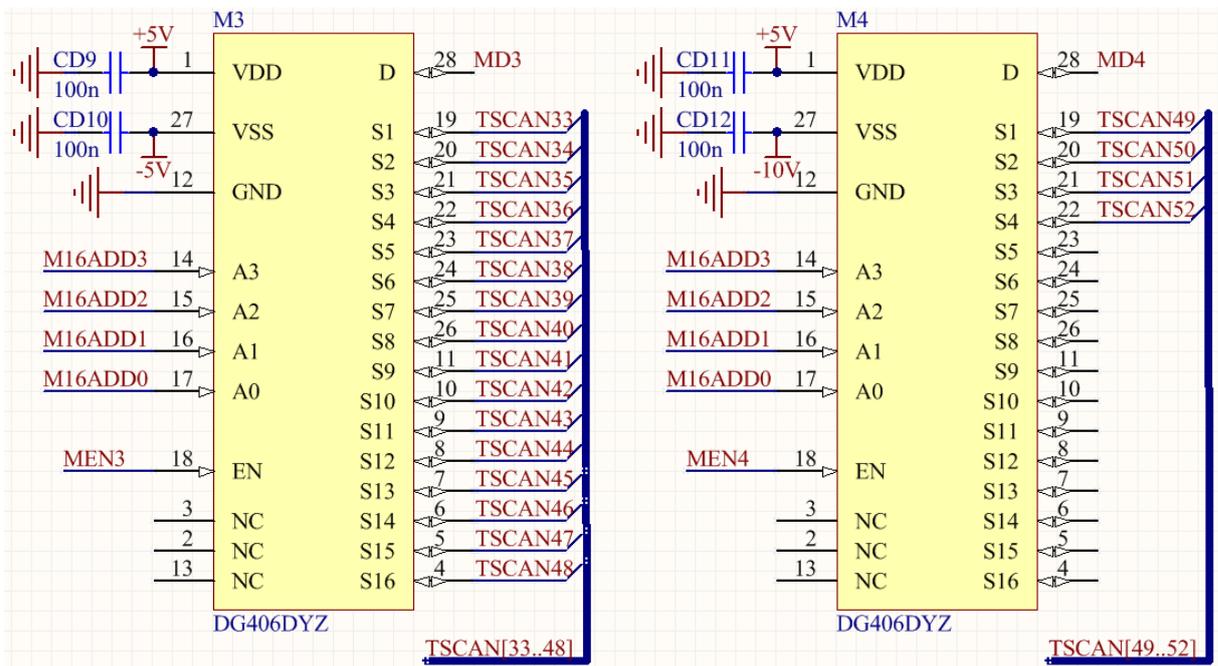


Figura 63. Esquemático da placa EX - parte 3.

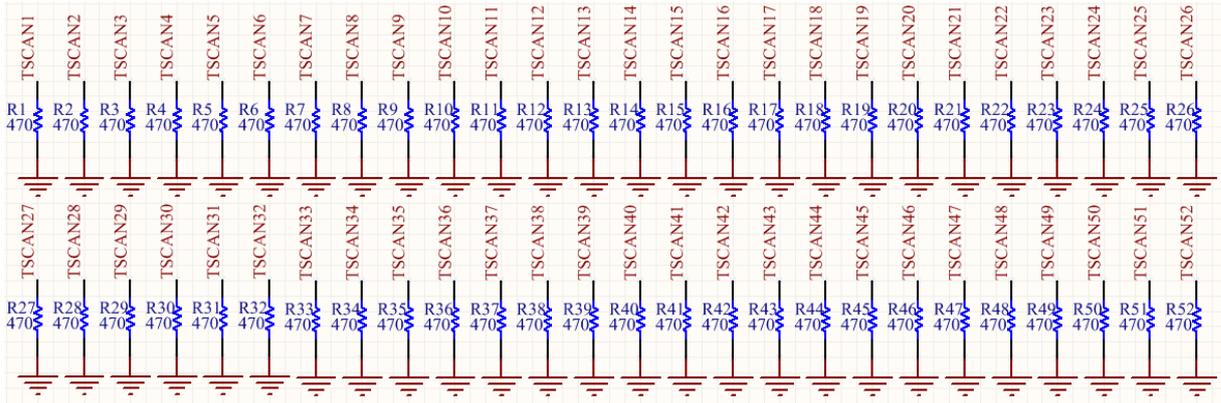


Figura 64. Esquemático da placa EX - parte 4.

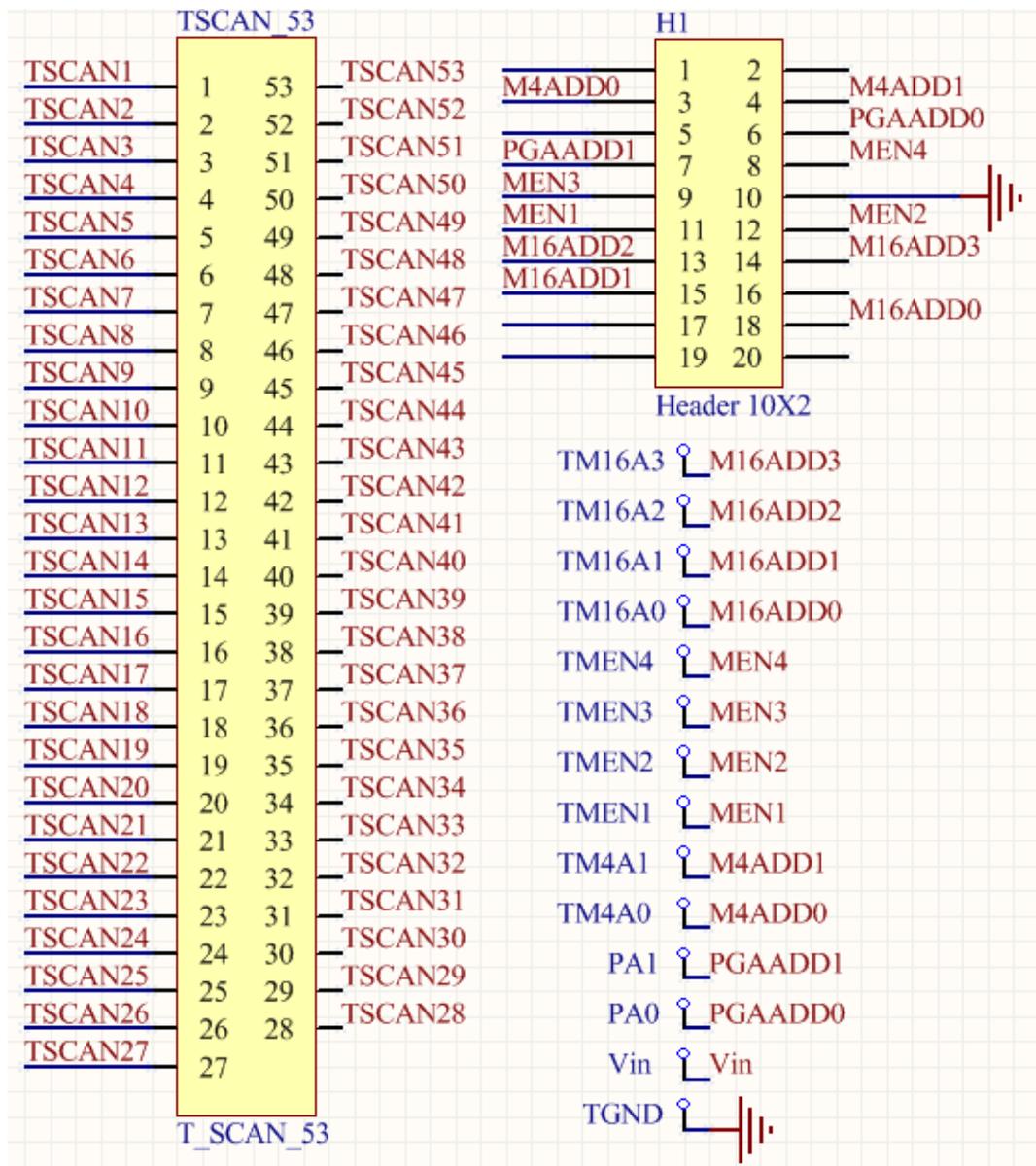


Figura 65. Esquemático da placa EX - parte 5.

Placa de Medição (RX)

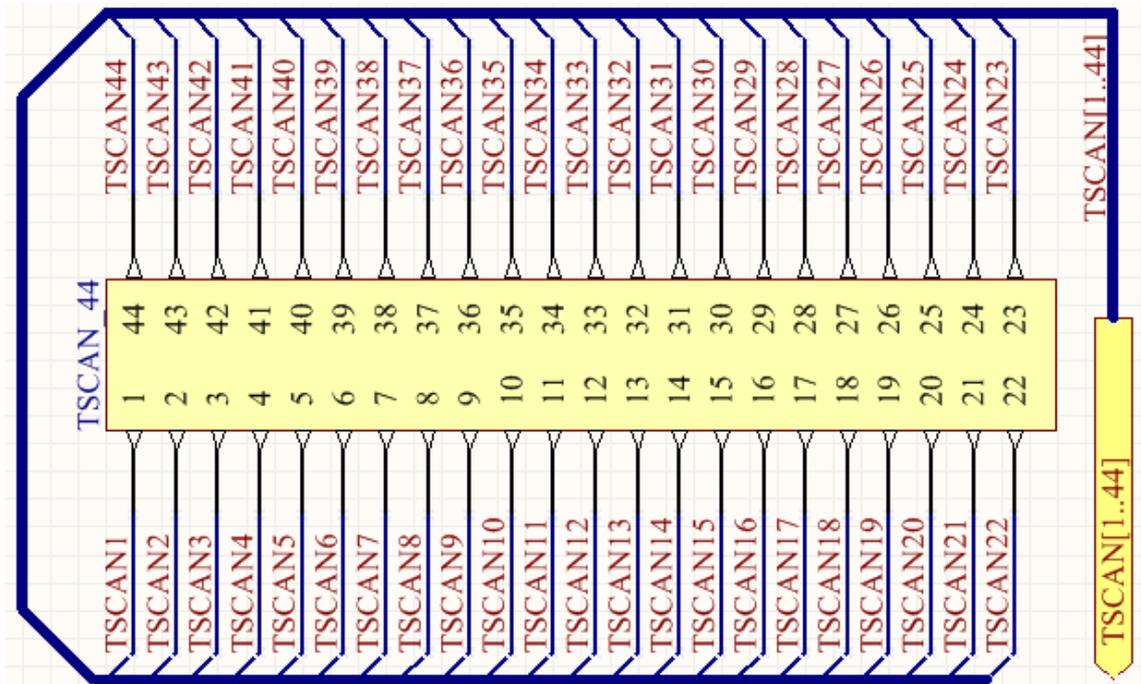


Figura 66. Esquemático da placa RX - parte 1.

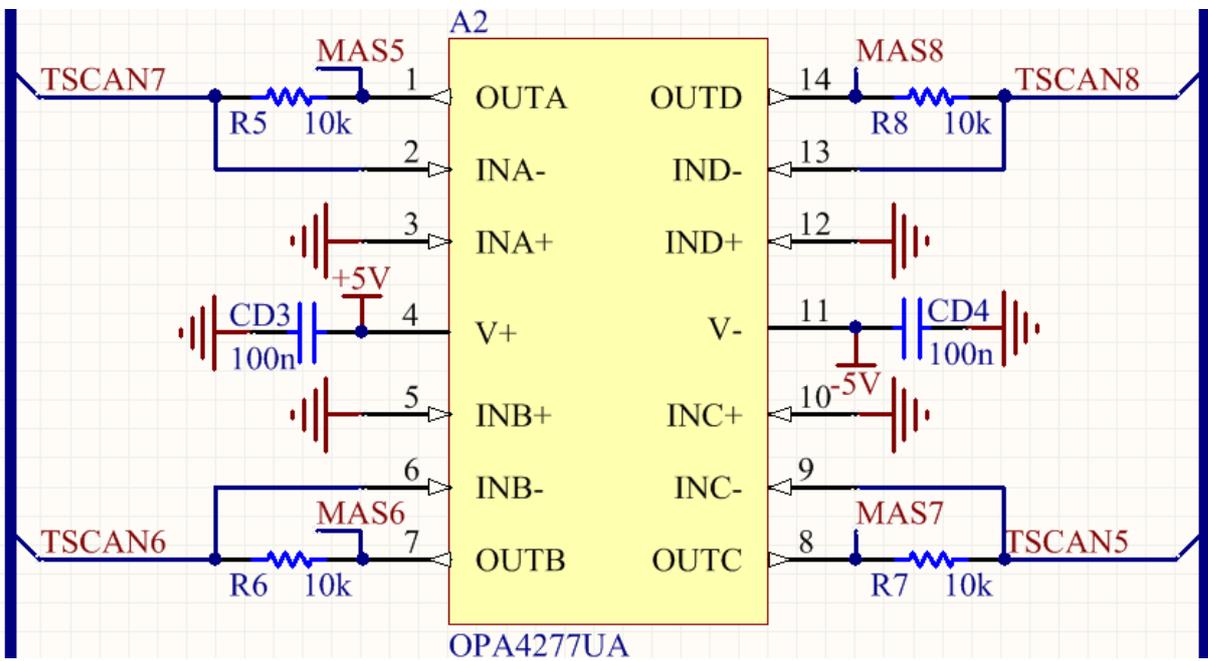


Figura 67. Esquemático da placa RX - parte 2.

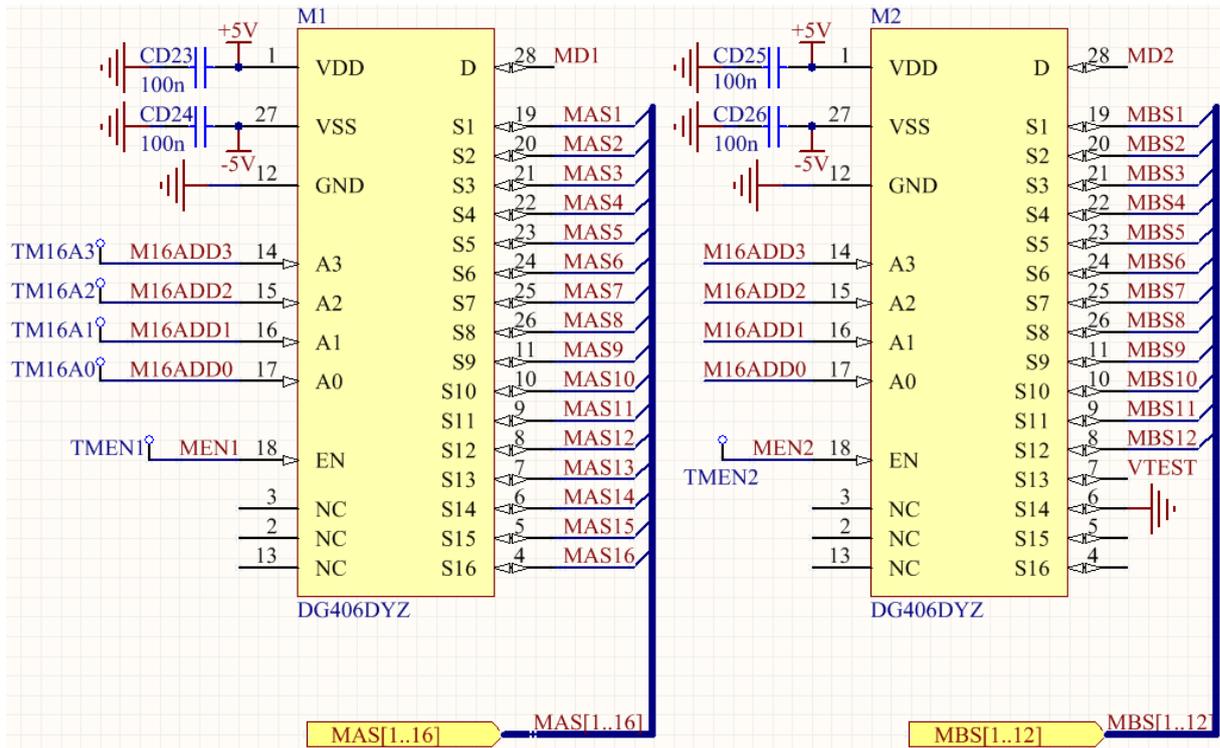


Figura 68. Esquemático da placa RX - parte 3.

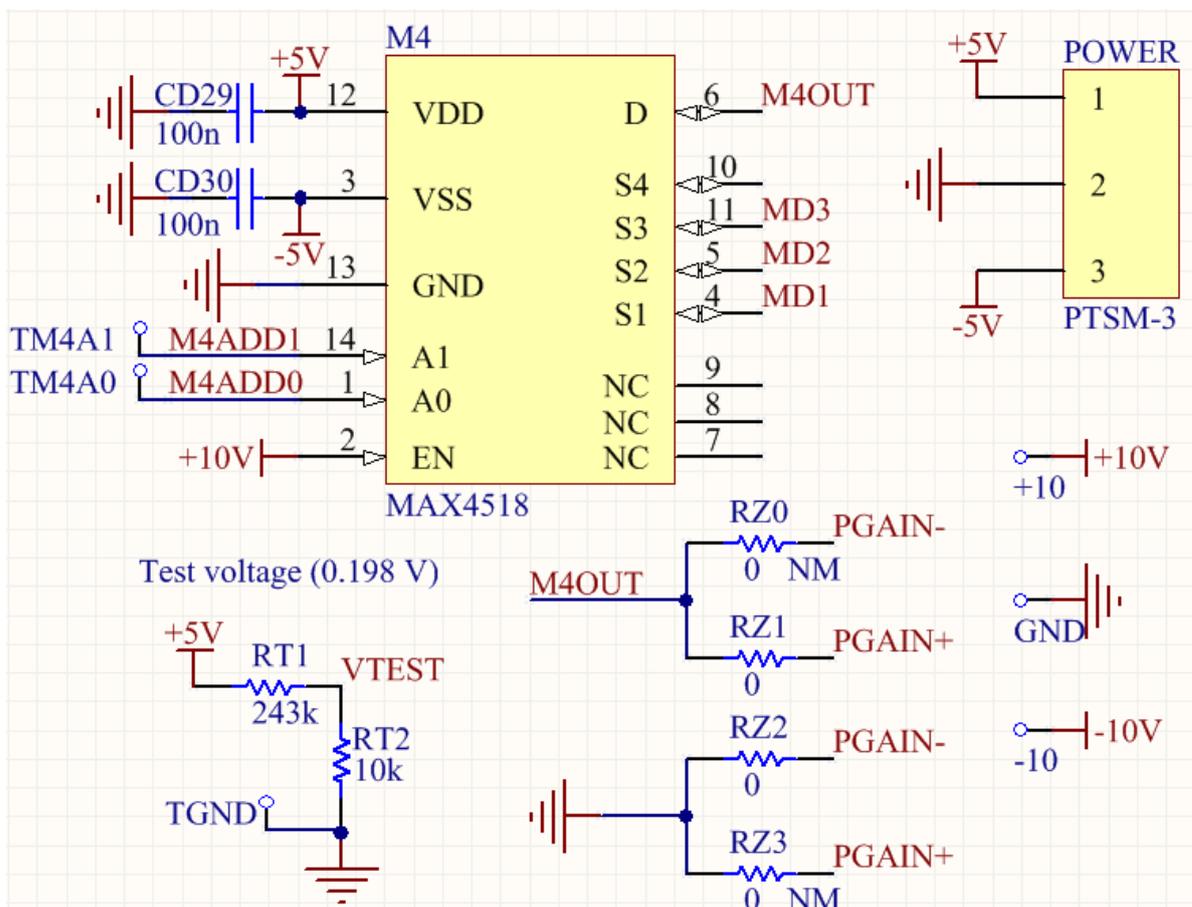


Figura 69. Esquemático da placa RX - parte 4.

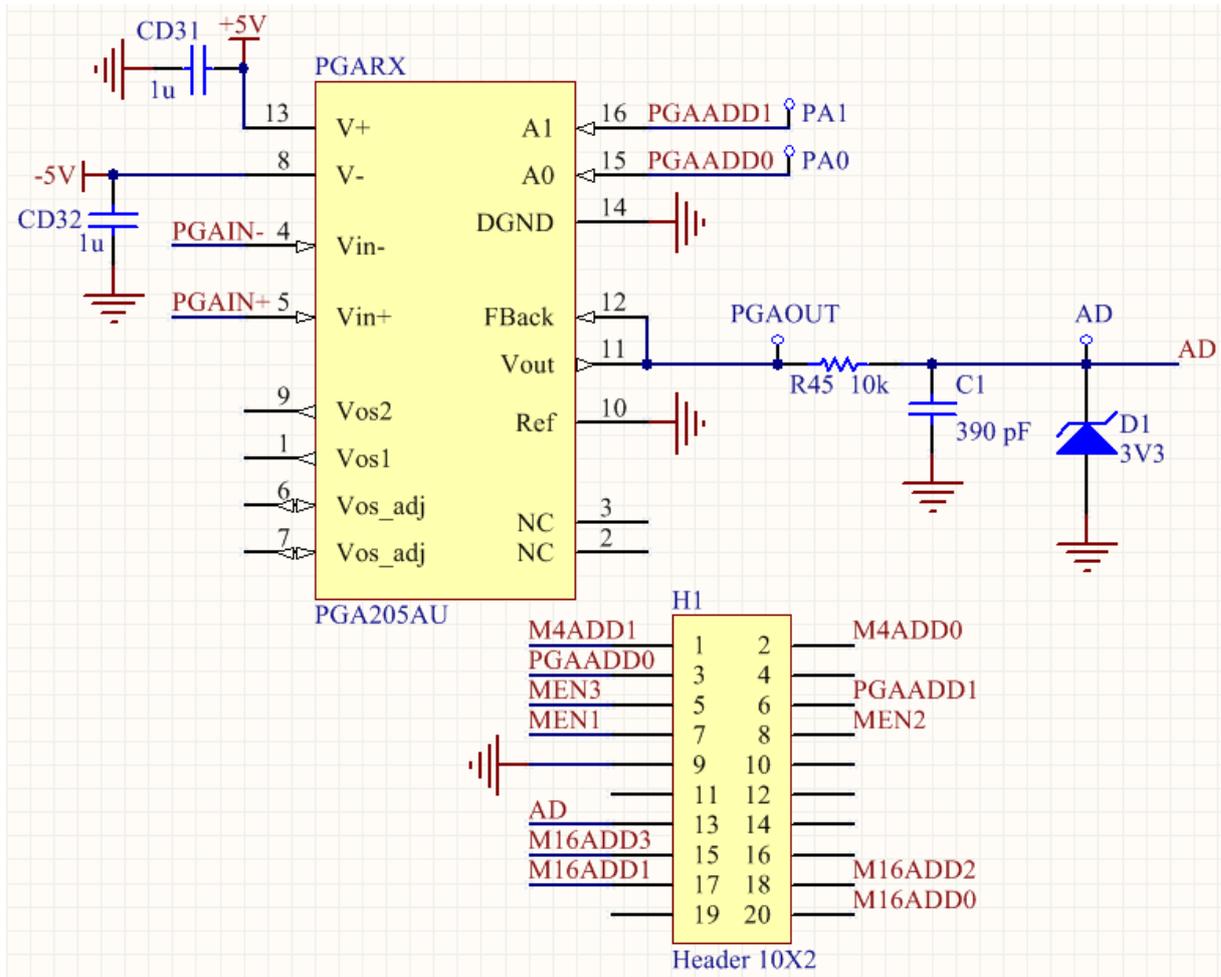


Figura 70. Esquemático da placa RX - parte 5.

ANEXO B: RELATÓRIO DE CALIBRAÇÃO - MÁQUINA DE COMPRESSÃO



Emic-Dcame

Laboratório de calibração acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número 197

Certificado de Calibração

número: **746/12** emissão: 04/10/12

escala calibrada: 1000 unidade: N sentido: tração
 identificação do transdutor: 6517532 classificação conforme NBR NM-ISO 7500: Classe 1

% do fim de escala	força indicada	resolução da escala	VVC médio	erro relativo de exatidão	erro relativo de repetitividade	erro relativo de reversibilidade	resolução relativa	incerteza U		graus de liberdade efetivo	fator de abrangência
	N	N	N	%	%	%	%	N	%	veff	k
20	200,0	0,1	199,97	0,01	0,07	não solicitado	0,05	0,60	0,30	14	2,20
40	400,0	0,1	400,1	-0,02	0,04	não solicitado	0,03	1,2	0,30	14	2,20
60	600,0	0,1	600,1	-0,01	0,03	não solicitado	0,02	1,8	0,30	8	2,37
80	800,0	0,1	800,1	-0,01	0,01	não solicitado	0,01	2,4	0,30	85	2,03
100	1000,0	0,1	1000,0	0,00	0,00	não solicitado	0,01	3,0	0,30	> 501	2,00

erro relativo de zero [%]: série 1 série 2 série 3
 $f_0 = 0,01$ $f_0 = 0,01$ $f_0 = 0,01$

padrões utilizados na calibração						
padrão	capacidade	identificação	certificado	classe NBR6674	calibração	validade
célula de carga	2kN	6514604-1	115082-101	classe 1	14/02/12	13/04/14

escala calibrada: 1000 unidade: N sentido: compressão
 identificação do transdutor: 6517532 classificação conforme NBR NM-ISO 7500: Classe 1

% do fim de escala	força indicada	resolução da escala	VVC médio	erro relativo de exatidão	erro relativo de repetitividade	erro relativo de reversibilidade	resolução relativa	incerteza U		graus de liberdade efetivo	fator de abrangência
	N	N	N	%	%	%	%	N	%	veff	k
20	200,0	0,1	199,91	0,04	-0,05	não solicitado	0,05	0,60	0,30	28	2,09
40	400,0	0,1	400,0	0,00	-0,05	não solicitado	0,03	1,2	0,30	6	2,52
60	600,0	0,1	600,1	-0,01	-0,02	não solicitado	0,02	1,8	0,30	4	2,87
80	800,0	0,1	800,1	-0,02	-0,01	não solicitado	0,01	2,4	0,30	3	3,31
100	1000,0	0,1	1000,2	-0,02	-0,02	não solicitado	0,01	3,0	0,30	10	2,28

erro relativo de zero [%]: série 1 série 2 série 3
 $f_0 = 0,01$ $f_0 = 0,01$ $f_0 = 0,00$

padrões utilizados na calibração						
padrão	capacidade	identificação	certificado	classe NBR6674	calibração	validade
célula de carga	2kN	6514604-c	115082-101	classe 1	14/02/12	13/04/14

EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda
 Rua Quirino Zagonel, Nº: 257 - Bairro: Braga
 CEP: 83020-250 - São José dos Pinhais - PR
 Fone: 0XX41-3035-9400 - Fax: 0XX41-3035-9403
 E-mail: emic@emic.com.br - WEB-SITE: www.emic.com.br

página 2 de 3

Figura 71. Certificado de calibração - Máquina de Compressão.