

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA - CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE METAL MECÂNICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECATRÔNICA**

Paulo de Souza

**Implementação de *Hardware* para Tomografia de Impedância Elétrica baseado no
Circuito Integrado AD5933**

FLORIANÓPOLIS, 2022.

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA - CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE METAL MECÂNICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECATRÔNICA**

Paulo de Souza

**Implementação de *Hardware* para Tomografia de Impedância Elétrica baseado no
Circuito Integrado AD5933**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido
ao Instituto Federal de Educação, Ciência
e Tecnologia de Santa Catarina como parte
dos requisitos para obtenção do título de
Engenheiro em Engenharia de Mecatrônica.

Orientador:
Prof. Francisco Rafael Moreira da Mota, Dr.
Eng.

FLORIANÓPOLIS, 2022.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Souza, Paulo de
Implementação de Hardware para Tomografia de Impedância Elétrica baseado no Circuito Integrado AD5933 / Paulo de Souza; orientação de Francisco Rafael Moreira da Mota. - Florianópolis, SC, 2023.
52 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Instituto Federal de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. Bacharelado em Engenharia Mecatrônica. Departamento Acadêmico de Metal Mecânica.
Inclui Referências.

1. Tomografia por impedância elétrica. 2. AD5933.
3. Hardware. I. Moreira da Mota, Francisco Rafael. II. Instituto Federal de Santa Catarina. III. Implementação de Hardware para Tomografia de Impedância Elétrica baseado no Circuito Integrado AD5933.

PAULO DE SOUZA

IMPLEMENTAÇÃO DE HARDWARE PARA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA
ELÉTRICA BASEADO NO CIRCUITO INTEGRADO AD5933

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecatrônica, pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, e aprovado na sua forma final pela comissão avaliadora abaixo indicada.

Florianópolis, 20 de janeiro de 2023.



Documento assinado digitalmente
FRANCISCO RAFAEL MOREIRA DA MOTA
Data: 20/01/2023 09:12:52-0300
CPF: ***.003.153-**
Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof. Francisco Rafael Moreira da Mota, Dr. Eng.

Orientador

IFSC



Documento assinado digitalmente
ADRIANO REGIS
Data: 20/01/2023 21:30:41-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Prof. Adriano Regis, Me. Eng.

Avaliador

IFSC



Documento assinado digitalmente
FRANCISCO EDSON NOGUEIRA DE MELO
Data: 20/01/2023 15:21:17-0300
Verifique em <https://verificador.iti.br>

Prof. Francisco Edson Nogueira de Melo, Me. Eng.

Avaliador

IFSC



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA
CAMPUS FLORIANÓPOLIS

DECLARAÇÃO DE FINALIZAÇÃO DE TRABALHO DE CURSO

Declaro que o(a) estudante **Paulo de Souza**, matrícula nº **1620029634**, do Curso de Engenharia Mecatrônica, defendeu o trabalho intitulado **IMPLEMENTAÇÃO DE HARDWARE PARA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA BASEADO NO CIRCUITO INTEGRADO AD5933**, o qual está apto a fazer parte do banco de dados da Biblioteca Hercílio Luz do Instituto Federal de Santa Catarina, Campus Florianópolis.

Florianópolis, 20 de janeiro de 2023.



Documento assinado digitalmente
FRANCISCO RAFAEL MOREIRA DA MOTA
Data: 20/01/2023 09:10:52-0300
CPF: ***.003.153-**
Verifique as assinaturas em <https://v.ufsc.br>

Prof. Orientador do TCC: Dr. Francisco Rafael Moreira da Mota

Eu dedico esse trabalho aos meus pais que me motivaram e apoiaram por toda a
minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha mãe Margarete Maria Coelho, ao meu pai Francisco de Souza por me acompanharem, sempre estado do meu lado, sempre me aconselhando quando podiam, dando-me apoio e por acreditar em mim nessa jornada.

Agradeço também aos meus colegas, principalmente ao Bruno Jung, Werik Ramos e Lucas Peters que também acabaram virando meus amigos, por todo companheirismo, conhecimento no desenvolver do curso.

Agradeço também aos meus amigos César "Han"Scruph, Arthur "marmita"Santos, Junior "Azazel"Dall'acqua, Raquel Borges, Satuwerno, Kayke "Lord M"Sousa, Luana Simplício pelas boas distrações, amizade e suporte que me deram no final dessa jornada.

Agradeço também ao meu orientador e professor Francisco Mota, por me incentivar, guiar e me apoiar nessa última etapa

RESUMO

A tomografia por impedância elétrica (TIE) é uma técnica de medição recente que cada vez mais tem-se estabelecido nos mais diversos campos como o da medicina, indústria e geologia, já que promove ensaios e testes não destrutivos e não invasivos com um baixo custo. Nesta monografia, propõe-se a utilização do circuito integrado AD5933 como componente central no desenvolvimento de um sistema TIE. Utilizando-se um micro sensor com 16 eletrodos planares e adotando-se um novo protocolo de medição (com auxílio de multiplexadores), pode-se implementar a solução do problema inverso e, por fim, reconstruir a distribuição de condutividade no interior do sensor.

Palavras-chave: Tomografia por impedância elétrica, AD5933, Hardware.

ABSTRACT

Electrical impedance tomography (EIT) is a recent measurement technique that every increasingly established in the most diverse fields such as medicine, industry and geology, as it promotes non-destructive and non-invasive trials and tests with a low cost. In this monograph, it is proposed the use of the integrated circuit AD5933 as a central component in the development of a TIE system. Using a 16 electrodes planar micro sensor and adopting a new measurement protocol (using multiplexers), the solution of the inverse problem can be implemented and, finally, reconstruct the conductivity distribution inside the sensor.

Keywords: Electrical impedance tomography. AD5933. Hardware.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Componentes de um sistema TIE	16
Figura 2 – Representação do protocolo adjacente	17
Figura 3 – Representação do protocolo oposto	18
Figura 4 – Representação do protocolo bipolar	19
Figura 5 – Diagramas de blocos do AFE4300	21
Figura 6 – Esquemático simplificado do CI ADS129R	22
Figura 7 – Diagrama de blocos do CI AD5933	22
Figura 8 – Representação do sistema proposto.	23
Figura 9 – Representação do sistema proposto.	23
Figura 10 – Representação das conexões do módulo multiplexador.	24
Figura 11 – Diagrama do <i>software</i> para medição e reconstrução da imagem. . .	25
Figura 12 – Sub-bloco de comunicação, controle e aquisição	26
Figura 13 – Controle e monitoramento do multiplexador. a) protocolo de chaveamento; b) seleção da porta serial e c) visualização das medições. .	26
Figura 14 – Sub-bloco de Cálculo da Condutividade	27
Figura 15 – Sub-bloco de reconstrução de imagem.	28
Figura 16 – Parte usada do circuito	28
Figura 17 – Circuito de teste usando apenas Resistor	29
Figura 18 – Circuito de teste usando resistor e capacitor em série	30
Figura 19 – Circuito de teste usando resistor e capacitor em paralelo	30
Figura 20 – Primeira bateria de testes	31
Figura 21 – Segunda bateria de testes	32
Figura 22 – Terceira bateria de testes	32
Figura 23 – Quarta bateria de testes	33
Figura 24 – Quinta bateria de testes	33
Figura 25 – Sexta bateria de testes	34
Figura 26 – <i>Pellet</i> na região esquerda do sensor	36
Figura 27 – <i>Pellet</i> na região cima do sensor	37
Figura 28 – <i>Pellet</i> na região direita do sensor	37
Figura 29 – <i>Pellet</i> na região baixo do sensor	38
Figura 30 – <i>Pellet</i> na região afastada da esquerda do sensor	38
Figura 31 – <i>Pellet</i> na região no meio do sensor	39
Figura 32 – <i>Pellets</i> nas regiões esquerda e baixo do sensor	39
Figura 33 – <i>Pellets</i> nas regiões esquerda e direita do sensor	40
Figura 34 – <i>Pellet</i> na posição esquerda e cima do sensor	40
Figura 35 – <i>Pellets</i> nas regiões cima e meio do sensor	41
Figura 36 – <i>Pellets</i> nas regiões esquerda , baixo e cima do sensor	41

Figura 37 – <i>Pellets</i> nas regiões esquerda, baixo e direita do sensor	42
Figura 38 – <i>Pellets</i> nas posições cima, meio e direita do sensor	42
Figura 39 – <i>Pellets</i> aglutinados na região do canto esquerdo-cima do sensor . .	43
Figura 40 – <i>Pellets</i> na posição de "cruz"do sensor	43
Figura 41 – <i>Pellets</i> na região esquerda, cima, baixa e meio do sensor	44
Figura 42 – <i>Pellets</i> aglutinados no meio do sensor	44
Figura 43 – <i>Pellets</i> na região do canto baixo-direito do sensor	45
Figura 44 – Esfera na região baixa do sensor	45
Figura 45 – Esfera na região esquerda do sensor	46
Figura 46 – Esfera na região cima do sensor	46
Figura 47 – Esfera na região direita do sensor	47
Figura 48 – Esfera no meio do sensor	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valor utilizados nos testes	29
Tabela 2 – Valor utilizados nos testes RC em série	29
Tabela 3 – Valor utilizados nos testes RC em paralelo	30
Tabela 4 – Testes com resistores	35
Tabela 5 – Teste com RC em série	36
Tabela 6 – Teste RC em paralelo	36

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Contextualização e Justificativa	13
1.2	Objetivos	13
1.2.1	Objetivo Geral	13
1.2.2	Objetivos Específicos	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
2.1	Fundamentação da Tomografia de Impedância Elétrica - TIE	15
2.1.1	Impedância e Bioimpedância	15
2.1.2	Componentes de um sistema para TIE	16
2.1.3	Protocolos de Injeção/Medicação	16
2.1.3.1	<i>Protocolo adjacente</i>	17
2.1.3.2	<i>Método oposto</i>	17
2.1.3.3	<i>Protocolo bipolar</i>	17
2.1.4	Reconstrução de Imagem	18
2.2	Circuitos Integrados Comerciais para a Medição de Bioimpedância	20
2.2.1	AFE4300	21
2.2.2	ADS129R	21
2.2.3	AD5933	21
3	METODOLOGIA	23
3.1	Sistema Proposto	23
3.1.1	<i>Software</i> para medição e reconstrução da imagem	25
3.2	Procedimento para os Testes Preliminares	27
3.3	Testes para a Avaliação e Desempenho do Sistema Proposto	28
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	35
4.1	Resultados dos Testes Preliminares	35
4.2	Resultados dos Testes para Avaliação de Desempenho	36
5	CONCLUSÃO	48
	REFERÊNCIAS	49
	ANEXOS	50
	ANEXO A – DIAGRAMA DO MÓDULO AD5933	51

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização e Justificativa

Quando se aplica uma diferença de potencial a alguma substância, uma corrente elétrica irá aparecer entre os polos de maior e menor potencial, e se conhecido o valor de um desses fatores (corrente ou tensão) pode-se usar a outra variável para descobrir a resistência desse corpo.

Os sistemas de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) tem sido usado cada vez mais para testes não invasivos em pessoas ou equipamentos industriais pelo fato de não serem pequenos, leves e de baixo custo quanto comparados com os equipamentos também utilizados para essa função. A pandemia de COVID-19 demonstrou a falta de um método para monitorar continuamente a atividade pulmonar (frequência respiratória, capacidade vital) dos pacientes dentro e fora do hospital, mesmo com bastantes sistemas embarcados aplicados ao monitoramento cardiovasculares (WHITLOCK; JAIN, 2020). Com isso, fundaram-se empresas baseadas apenas no desenvolvimento, implementação e fabricação de sistemas TIE com, por exemplo, a ITS (Industrial Tomography systems)(ITS, 2022) que é uma das empresas dedicadas a esse mercado em crescimento.

Por mais que se tenha avançado nessa área de estudo, e que esteja se desenvolvendo bem a tecnologia, principalmente de bioimpedância, a mesma ainda está na fase inicial, restrita majoritariamente a medidores de bancada, local onde o circuito integrado (CI) AD5933 da Analog Devices acaba entrando como um analisador de impedância de pequeno porte. Este CI é capaz de medir numa faixa de $1k\Omega$ a $10k\Omega$ e de 100Ω a $1k\Omega$ quando acompanhado de um circuito adicional (DEVICES, 2017), com comprovação da sua eficácia em aplicações de bioimpedância (PENA, 2009) e em aplicações industriais (EHLIC *et al.*, 2020). Ainda há a lacuna de como desenvolver um circuito compacto e de baixo custo capaz de realizar a função de um sistema de monitoramento embarcado, algo que se busca validar nesta pesquisa.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Esta proposta tem como objetivo geral o desenvolvimento de um sistema embarcado para compor um sistema de tomografia por impedância elétrica.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos são:

- pesquisar a bibliografia sobre o estado da arte dos sistemas embarcados aplicáveis ao problema de tomografia por impedância;
- selecionar os componentes (eletrodos, circuitos integrados e periféricos) e a plataforma para o desenvolvimento do sistema embarcado;
- projetar e fabricar as placas de circuito impresso;
- implementar a programação para a parametrização do *hardware*, aquisição e tratamento de dados adquiridos;
- Elaborar a documentação (TCC e artigo).

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Fundamentação da Tomografia de Impedância Elétrica - TIE

A tomografia de impedância elétrica (TIE) é uma técnica de medição e monitoramento a partir da geração (reconstrução) de imagens que utiliza um sensor (arranjo de eletrodos) de impedância disposto, geralmente, ao redor de um corpo de prova ou meio observado. As imagens obtidas utilizando esta técnica representam as diferentes impedâncias no interior do sensor e são obtidas de modo não invasivo e não destrutivo.

A TIE tem aplicações em diversas áreas, como, por exemplo: na exploração geológica para localizar depósitos minerais, minérios subterrâneos, monitorar fluxos de fluidos injetados na terra; em química para acompanhar a reação de materiais em recipientes fechados e em fluxo de reagentes (BARSOUKOV; MACDONALD, 2005); em processos industriais e engenharia para monitorar fluxo de gases, líquidos em tubulações e no controle de qualidade e detecção de falhas para vários materiais através de ensaios não destrutivos (SHCHERBININ *et al.*, 2017), e em imagens médicas.

2.1.1 Impedância e Bioimpedância

De acordo com Víctor Altés (ALTÉS, 2012), a impedância em circuito de corrente contínua é uma grandeza de medida que representa a resistência de um material à passagem de corrente quando se é aplicada uma diferença de potencial sobre ele; ela pode ser medida pela razão entre a tensão e a corrente no material quando aplicamos uma corrente elétrica nele.

Já em circuitos com corrente alternada, caracterizados pela presença da reatância, a impedância consiste de uma parte real e uma imaginária que, de acordo com Hernández *et al.* (NARANJO-HERNÁNDEZ; REINA-TOSINA; MIN, 2019), quando aplicado esse conceito a um material biológico o termo pode ser alterado para bioimpedância e representado pela seguinte equação:

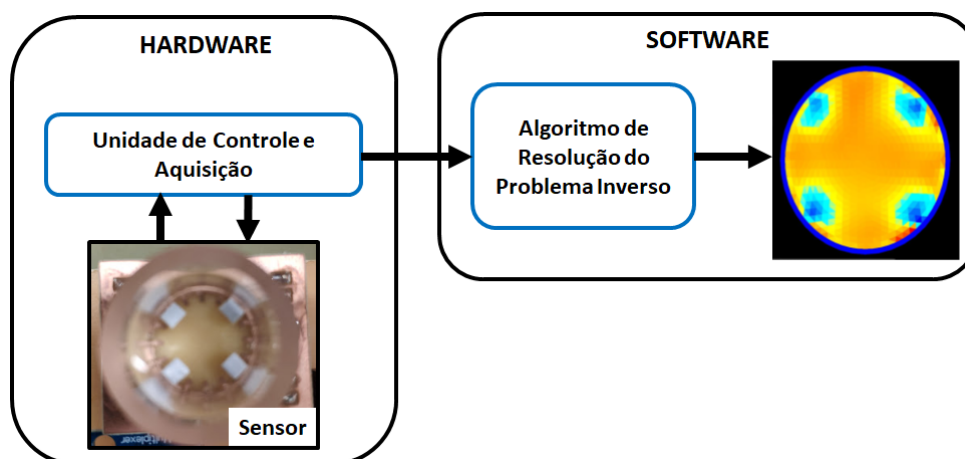
$$Z = R + jX_C \quad (1)$$

em que $Z[\Omega]$ representa a impedância, R representa a resistência, j representa a unidade imaginária e X_C , a reatância. R pode ser descrito como a oposição do meio à passagem de corrente elétrica e X_C , como a oposição do meio à alteração do valor da corrente elétrica. (NARANJO-HERNÁNDEZ; REINA-TOSINA; MIN, 2019).

2.1.2 Componentes de um sistema para TIE

Um sistema TIE é composto basicamente por dois blocos: o *hardware* e o *software*, figura 1. Um sensor (arranjos de eletrodos) e uma unidade de controle e aquisição compõem o bloco de *hardware*; o bloco de *software* é, geralmente, implementado utilizando um computador contendo o algoritmo responsável pelo controle de chaveamento dos eletrodos, análise dos dados e reconstrução da imagem.

Figura 1 – Componentes de um sistema TIE



Fonte: REGIS,2022

Na Unidade de Controle e Aquisição é implementado um circuito capaz de gerar um sinal de corrente alternada e um conjunto de multiplexadores responsáveis pelo chaveamento (protocolo de injeção) desse sinal, enviando-o aos diversos eletrodos que compõe o sensor. Nessa unidade, implementa-se também o circuito responsável pela medição (protocolo de medição) dos potenciais entre os eletrodos.

No bloco de *software*, os diversos valores de potenciais medidos na Unidade de Controle e Aquisição são armazenados e utilizados para determinar, utilizando um algoritmo de resolução de problema inverso, o valor da impedância do meio. Por fim, os valores de impedância podem ser organizados, utilizando um mapa de pixels (discretização da região interna do sensor), de maneira tal a gerar a imagem da distribuição de impedância no interior do sensor.

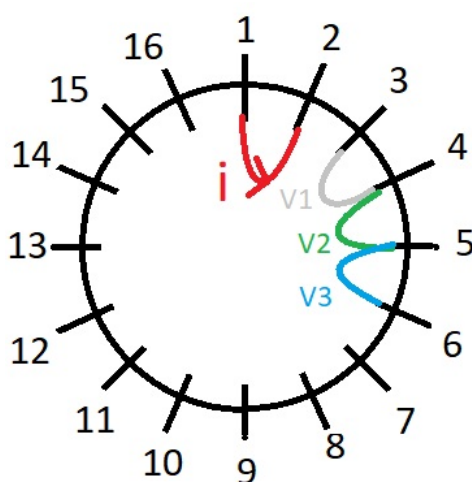
2.1.3 Protocolos de Injeção/Medição

O protocolo de injeção/medição é a sequência utilizada para realizar a injeção da corrente e a medição dos potenciais nos diversos eletrodos do sensor de impedância. Os protocolos mais utilizados são o protocolo adjacente e o protocolo oposto. No entanto, neste trabalho considerou-se a utilização do protocolo bipolar.

2.1.3.1 Protocolo adjacente

Também conhecido como método vizinho, esse protocolo se baseia na injeção de corrente em um par de eletrodos vizinhos e na medição da tensão entre cada um dos pares de eletrodos vizinhos restantes, figura 2. Ou seja, em um sensor com 16 eletrodos, inicia-se injetando corrente no par 1-2, e então mede-se a tensão no par 3-4; depois 4-5 e assim sucessivamente até o par 15-16. Depois, repete-se o ciclo de medição, injetando-se corrente no par 2-3. O protocolo termina quando o par 13-14 for utilizado para a injeção de corrente, restando apenas a medição de potencial no par 15-16. Observa-se que os eletrodos utilizados para compor o par de injeção, não são utilizados para compor os pares de medição.

Figura 2 – Representação do protocolo adjacente



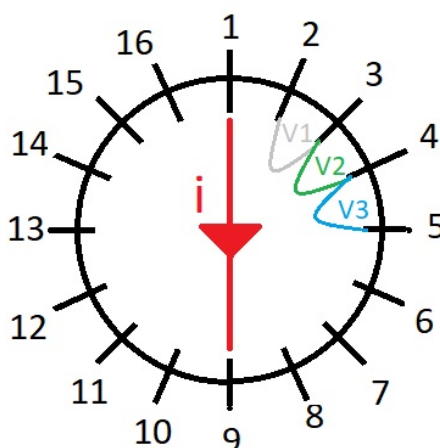
Fonte: Elaborado pelo autor

2.1.3.2 Método oposto

O método oposto, figura 3, consiste em aplicar a corrente em um par de eletrodos opostos e medir o potencial entre os pares vizinhos. Por exemplo, considerando um sensor de 16 eletrodos igualmente espaçados, o par 1-9 será utilizado para a injeção de corrente e os pares adjacentes (2-3, 3-4, 4-5,...,15-16) para medir a tensão. Depois, repete-se o ciclo de medição, injetando-se corrente no par 2-10. O protocolo termina quando o par 6-14 for utilizado para a injeção de corrente, restando apenas a medição de potencial no par 15-16. Observa-se que os eletrodos utilizados para compor o par de injeção, não são utilizados para compor os pares de medição.

2.1.3.3 Protocolo bipolar

Como pode observar nas subseções anteriores, os protocolos adjacente e oposto utilizam quatro eletrodos (dois para injeção e dois para medição), formando,

Figura 3 – Representação do protocolo oposto

Fonte: Elaborado pelo autor

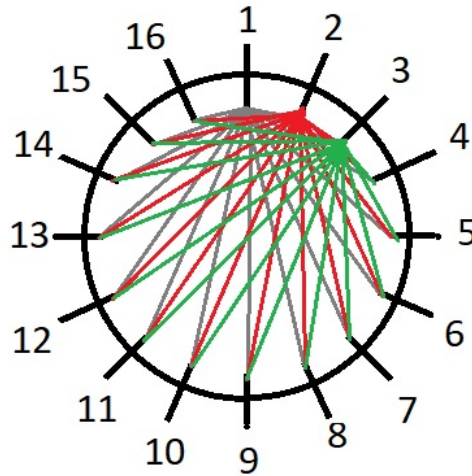
assim, um arranjo que se denomina medição quadripolar (ou tetrapolar). No entanto, é sabido que também se pode medir o potencial entre os eletrodos utilizados para injeção de corrente. Dessa forma, o próprio par de injeção seria também o par de medição. Por usar apenas dois eletrodos, esse arranjo é denominado de medição bipolar.

Considerando um sensor com 16 eletrodos, o protocolo consiste, portanto, em utilizar um eletrodo (eletrodo 1, por exemplo) como entrada de corrente e os demais (eletrodos 2-16), sequencialmente, como saída de corrente, figura 4. Em cada chaveamento (mudança de eletrodo de saída de corrente), mede-se o potencial entre o par de eletrodo em questão. Ou seja, inicialmente, o eletrodo 1 é utilizado como entrada de corrente e mede-se, sequencialmente, o potencial entre os pares 1-2, 1-3, 1-4, ..., 1-16. Depois, o eletrodo 2 é utilizado como entrada de corrente e mede-se o potencial entre os pares 2-3, 2-4, ..., 2-16. O protocolo termina quando o eletrodo 15 for utilizado como entrada de corrente e o potencial entre ele o eletrodo 16 for medido, resultado, assim, em um conjunto de 120 medições.

2.1.4 Reconstrução de Imagem

Em aplicações de tomografia, a reconstrução de imagem é o procedimento de gerar uma imagem através de dados de projeção adquiridos na periferia de um sensor em ângulos diferentes, no interior do qual encontra-se o material de interesse. No caso da TIE, os dados adquiridos são valores de tensão e a imagem gerada representa a distribuição de impedância na seção transversal do sensor. O *hardware* para aquisição desses dados e o algoritmo de reconstrução de imagem utilizados podem afetar diretamente a qualidade da imagem reconstruída.

A resolução matemática de problemas reais utiliza dois tipos de soluções que são classificadas como problemas diretos e problemas inversos. Em TIE, o problema

Figura 4 – Representação do protocolo bipolar

Fonte: Elaborado pelo autor

direto determina a resposta do sistema com base em dados conhecidos de excitação e distribuição de impedância no interior do sensor. Já o problema inverso estima a distribuição de impedância elétrica no interior do sensor a partir dos valores de tensão medidos nos eletrodos ao redor dele. A partir dos valores obtidos na solução do problema inverso, realiza-se a reconstrução da imagem. A resolução da Equação 2 é o problema direto de um sistema TIE, sendo considerado um problema bem-posto.

$$V = \mathbf{S} \cdot \sigma \quad (2)$$

em que $V \in \mathbb{R}^{m \times 1}$ é o vetor das tensões medidas nos eletrodos, $\mathbf{S} \in \mathbb{R}^{m \times n}$ é a matriz dos coeficientes de sensibilidade responsável pelo mapeamento da distribuição de impedância e os valores de tensões correspondentes, $\sigma \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ é o vetor de distribuição de impedância normalizada na região de interesse, m é o número de medições independentes e n é o número de pixels utilizados para fazer o mapeamento $\mathbf{S}$ e reconstruir a imagem.

A partir das medições de tensão obtidas nos eletrodos ao redor do sensor (V) e com base na Equação 2, para resolver o problema inverso deve-se isolar a impedância, resultando, portanto, na equação 3.

$$\sigma = \mathbf{S}^{-1} \cdot V \quad (3)$$

em que $\sigma \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ é o vetor de impedância estimada e $V \in \mathbb{R}^{m \times 1}$ é o vetor das tensões medidas na periferia do sensor. No entanto, não há solução para a equação 3, uma vez que a matriz de sensibilidade ($\mathbf{S}$) não é quadrada (número de medições menor que o número de pixels) e portanto não é inversível.

Abordagens alternativas devem ser adotadas para resolver o problema mal condicionado da matriz de sensibilidade, restaurar a exclusividade do problema inverso e estabilizar a solução. Isso é realizado adicionando-se informações à resolução do problema, a partir do algoritmo de reconstrução de imagem utilizado. Neste trabalho será utilizado o algoritmo Retroprojeção Linear (LBP, Linear Back Projection).

O LBP é um algoritmo não iterativo baseado na transformação de Randon (CAEIROS; MARTINS, 2011) e um dos mais utilizados em aplicações de TIE; é computacionalmente fácil de ser implementado (DAVIDSON *et al.*, 2004). Neste algoritmo, as variações de impedância (σ) na região de interesse projetam variações de tensões (V) em seu contorno que são mapeadas através de uma matriz de sensibilidade ($\mathbf{S}$), tal como observado na equação 2.

A resolução do problema pelo algoritmo LBP é obtida a partir da Equação 4 e assumindo que a matriz de sensibilidade é invariante, sendo então pré-armazenada antes da resolução do problema. Porém, a inversa de S não existe e uma pseudoinversa deve ser utilizada para solucionar o problema do inverso. A matriz S é considerada como um mapeamento linear do espaço vetorial das condutividades para o espaço vetorial das tensões, podendo-se então considerar que a transposta de S é o mapeamento linear do espaço vetorial das tensões para o espaço vetorial das impedâncias (XIE *et al.*, 1992). Com isto, a solução aproximada para $\hat{\sigma}$ pode ser dada por:

$$\hat{\sigma} = \mathbf{S}^T \cdot V \quad (4)$$

Segundo Yang e Peng (YANG; PENG, 2002), a forma normalizada para a equação 4 pode ser dada por:

$$\hat{\sigma} = (\mathbf{S}^T \cdot \mu)^{-1} \cdot \mathbf{S}^T \cdot \lambda \quad (5)$$

em que $\hat{\sigma}$ representa o vetor de impedância estimada; μ representa um vetor unitário; λ representa a tensão normalizada, determinada pela equação 6

$$\lambda = \frac{V_{obj} - V_{ref}}{V_{obj}} \quad (6)$$

em que V_{obj} representa o vetor de impedâncias medidas quando há objetos na região de interesse; e V_{ref} (vetor de referência) é o vetor de impedâncias medidas quando não há objetos no interior do sensor.

2.2 Circuitos Integrados Comerciais para a Medição de Bioimpedância

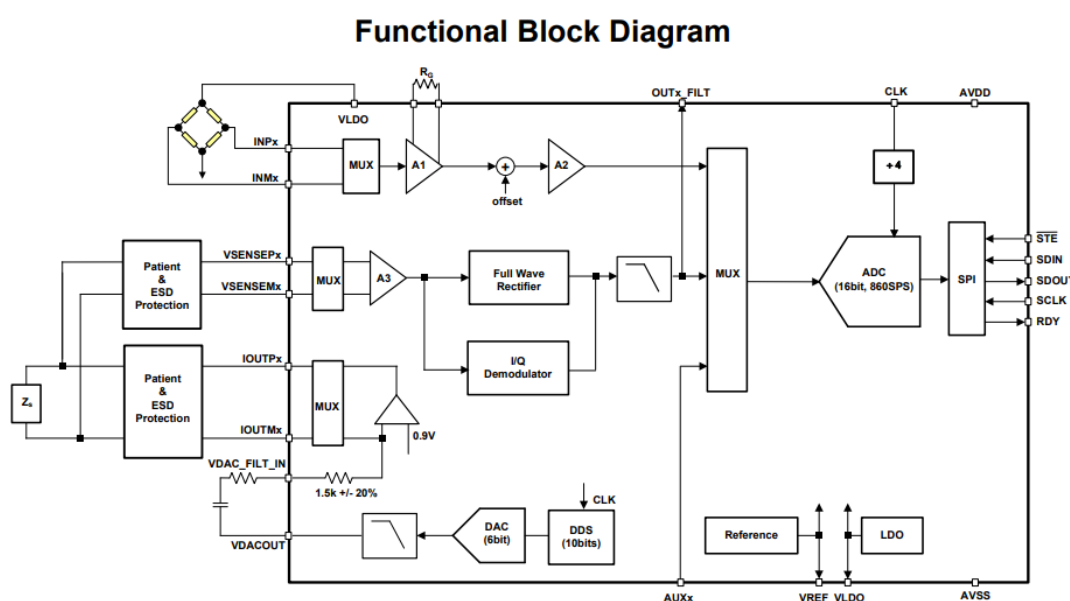
O problema de medir a impedância, por mais que recentemente aplicada a medicina e se expandindo cada vez mais, já possui CIs que propõe resolver o problema

de medir a impedância num circuito com graus diferentes de sucesso e cada um com as suas características e restrições. A seguir apresenta-se os principais.

2.2.1 AFE4300

É um conversor analógico usado na medicina e comercializado como o *front-end* de um circuito que sozinho consegue medir peso a partir de células de carga e também suporta até três mensurações de impedância tetrapolar; possui um conversor analógico para digital e multiplexador interno. Na figura 5, pode-se ver um diagrama de blocos dele.

Figura 5 – Diagramas de blocos do AFE4300



Fonte: (INTRUMENT, 2019)

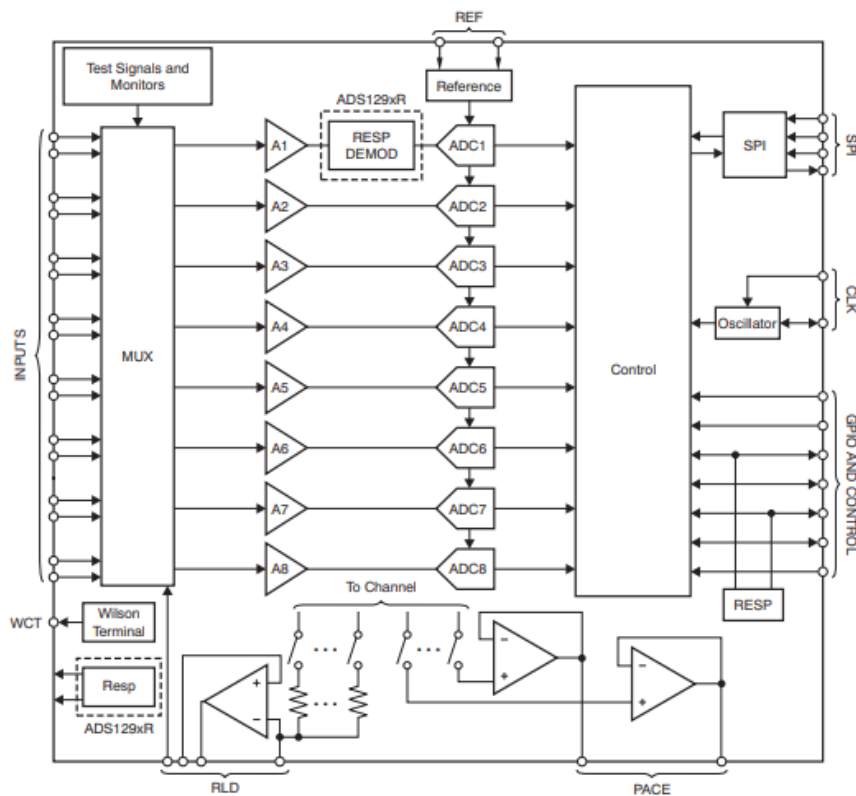
2.2.2 ADS129R

A família ADS129x já é comercializada para a realização de eletrocardiogramas e eletroencefalogramas. o CI ADS129R, como pode ser observado na figura 6 é composto por 8 PGAs e oito ADCs e um monitorador de respiração por impedância.

2.2.3 AD5933

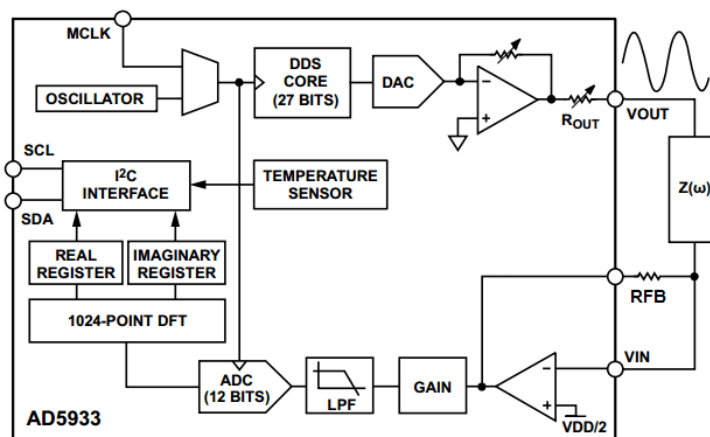
O AD5933 é um sistema de conversão de impedância capaz de medir impedância complexa usando transformada de Fourier. Tem incorporado um gerador de frequência manipulável e incrementável; apresenta uma faixa de medição base ($10K\Omega$ até $1M\Omega$) com a capacidade de medir impedâncias menores que 100Ω ao se adicionar um um circuito *front-end*. Este foi o CI escolhido para a realização desta pesquisa de TCC devido a sua disponibilidade e generalidade.

Figura 6 – Esquemático simplificado do CI ADS129R



Fonte: (INTRUMENT, 2015)

Figura 7 – Diagrama de blocos do CI AD5933

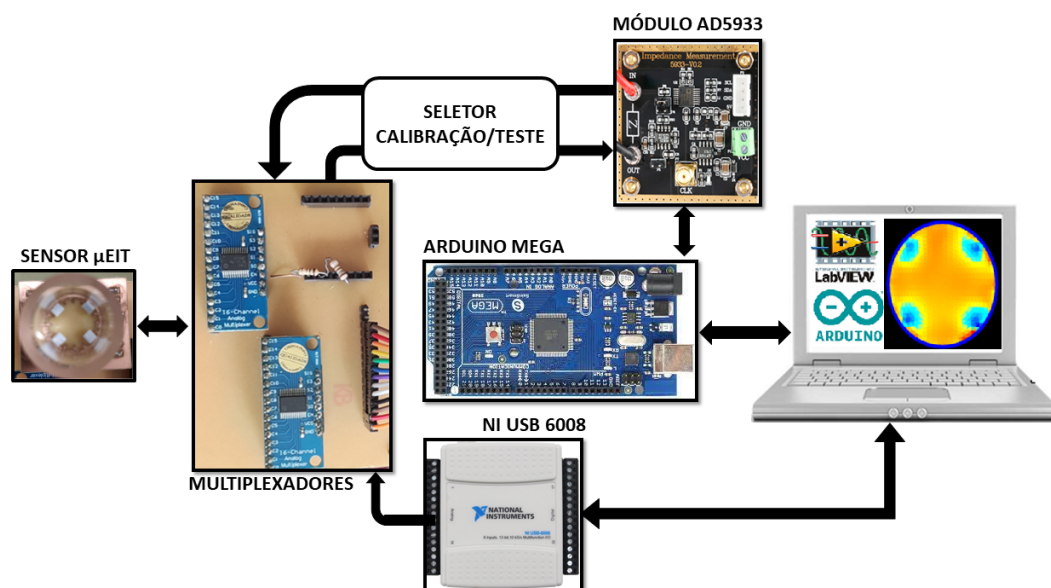


3 METODOLOGIA

3.1 Sistema Proposto

Como pode ser observado na Figura 8, o sistema proposto é composto basicamente por sete componentes: o sensor μ EIT, o módulo multiplexador, o seletor de calibração e teste, o módulo AD5933, o Arduino Mega, o dispositivo de aquisição/-controle NI USB 6008 e notebook. O controle do hardware e o software para aquisição e reconstrução da imagem (algoritmo LBP) foi implementado utilizando o LabVIEW.

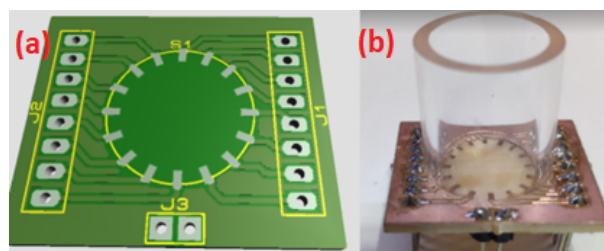
Figura 8 – Representação do sistema proposto.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O sensor μ EIT, Figura 9, consiste em um duto de acrílico (diâmetro de 15,5 mm) fixado em um laminado de PCI na qual foram fresados 16 retângulos (1,7mm x 0,8mm). Cada retângulo funciona como um eletrodo independente que pode ser utilizado para injeção de corrente e/ou medição de tensão.

Figura 9 – Representação do sistema proposto.



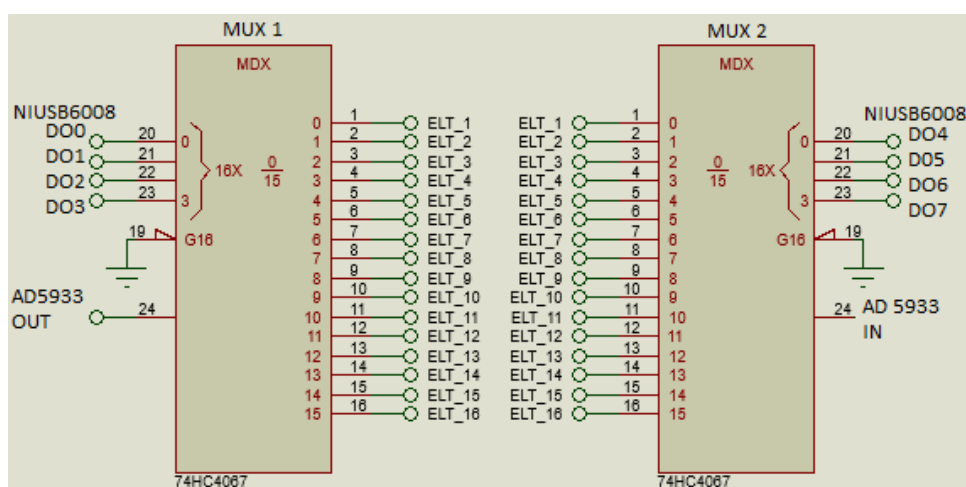
Fonte: REGIS, ADRIANO (2022). Modificado pelo autor.

O módulo multiplexador é composto por dois multiplexadores de 16 canais CD74HC4067 (HARRIS-SEMICONDUCTOR, 1998) responsáveis pela comutação dos

sinais de saída (AD5933 OUT, $1V_{pp}@100kHz$) e entrada (AD5933 IN) do módulo AD5953. Como pode ser visto na Figura 10, cada canal é conectado a um eletrodo do sensor e que pode atuar como emissor ou receptor, dependendo do sinal de controle (protocolo de chaveamento) enviado pelas saídas digitais (DO0-DO7) do dispositivo NI USB 6008.

O protocolo de chaveamento implementado consiste em realizar quinze (15) ciclos de medição nos quais apenas um eletrodo é utilizado como emissor e os demais são, sequencialmente, utilizados como receptores. Por exemplo, no primeiro ciclo, o eletrodo 1 é utilizado como emissor (sinal de controle 0000 enviado para o MUX 1) e os eletrodos 2-16 são, sequencialmente, utilizados como receptor (sequência 0001 até 1111 enviado para o MUX2). Este ciclo resulta, portanto, na medição de 15 valores de impedância. No segundo ciclo, o eletrodo 2 é utilizado como emissor e os eletrodos 3-15, como receptores; dessa forma, são medidos 14 valores de impedância. Em resumo, ao final dos 15 ciclos são realizadas 120 medições resultantes da combinação $N(N - 1)/2$; N é igual o número de eletrodos.

Figura 10 – Representação das conexões do módulo multiplexador.



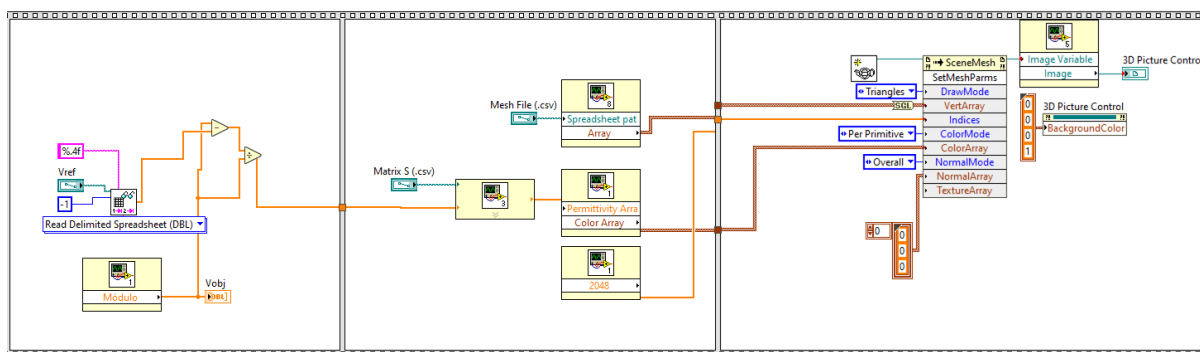
Fonte: Elaborado pelo autor.

O módulo AD5933 (ver Anexo A), componente central do sistema, é responsável pela medição dos valores de magnitude da impedância entre o par de eletrodo (emissor e receptor). Além do CI AD5933, este módulo utiliza o CI LTC1763 para estabilização do sinal de alimentação e implementa um circuito de condicionamento com o amplificador operacional AD820 que permite medição de valores de impedância entre 100 e $1k\Omega$, aumentando, assim, a faixa de medição do AD5933. A configuração do CI AD5933 (ver Anexo X1) é realizada, via protocolo serial I2C, utilizando o Arduino Mega. No sistema proposto foi implementado um seletor mecânico para comutar a conexão da entrada/saída do módulo AD5933 entre o sensor e um resistor de calibração de $1k\Omega$.

3.1.1 Software para medição e reconstrução da imagem

Como dito anteriormente, o controle do *hardware* e a implementação do algoritmo de reconstrução de imagem foram implementados utilizando-se a plataforma LabView. Como pode-se observar, na figura 11 o *software* implementado é composto por três sub-blocos: comunicação, controle e aquisição; cálculo da condutividade (implementação do algoritmo LBP) e reconstrução da imagem.

Figura 11 – Diagrama do software para medição e reconstrução da imagem.



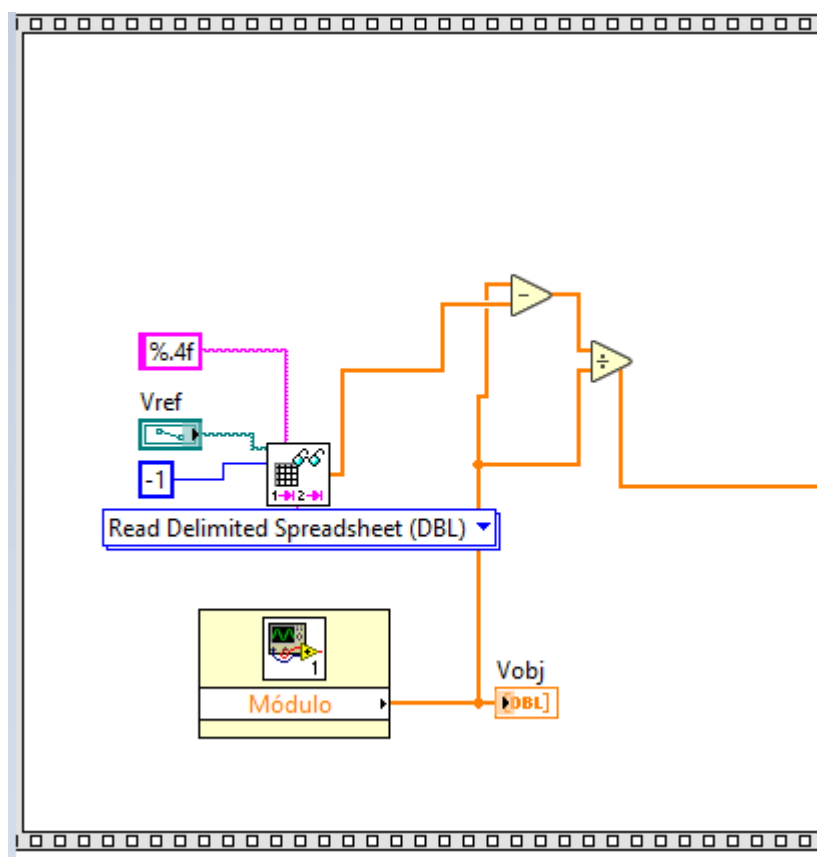
Fonte: Elaborado pelo autor.

A figura 12 representa sub-bloco de comunicação, controle e aquisição. Neste sub-bloco, parametriza-se a comunicação (selecionando a porta serial na qual o Arduíno está conectada) e implementa-se o protocolo de chaveamento utilizando o dispositivo NI USB 6008, figura 13. Realiza-se as 120 medições de tensão e, por fim, calcula-se o vetor de tensão normalizada a partir de um vetor de referência.

O sub-bloco de Cálculo da Condutividade (figura 14) é executado sequencialmente ao sub-bloco anterior. O vetor de tensão normalizada, juntamente com a matriz de sensibilidade (**S**, previamente arquivada), são utilizados como entrada para o algoritmo de LBP que resultará no vetor de impedância (módulo da impedância). Neste sub-bloco também se implementa a conversão dos valores de impedância em cores (RGB) e parametriza-se a malha na qual será plotada a imagem.

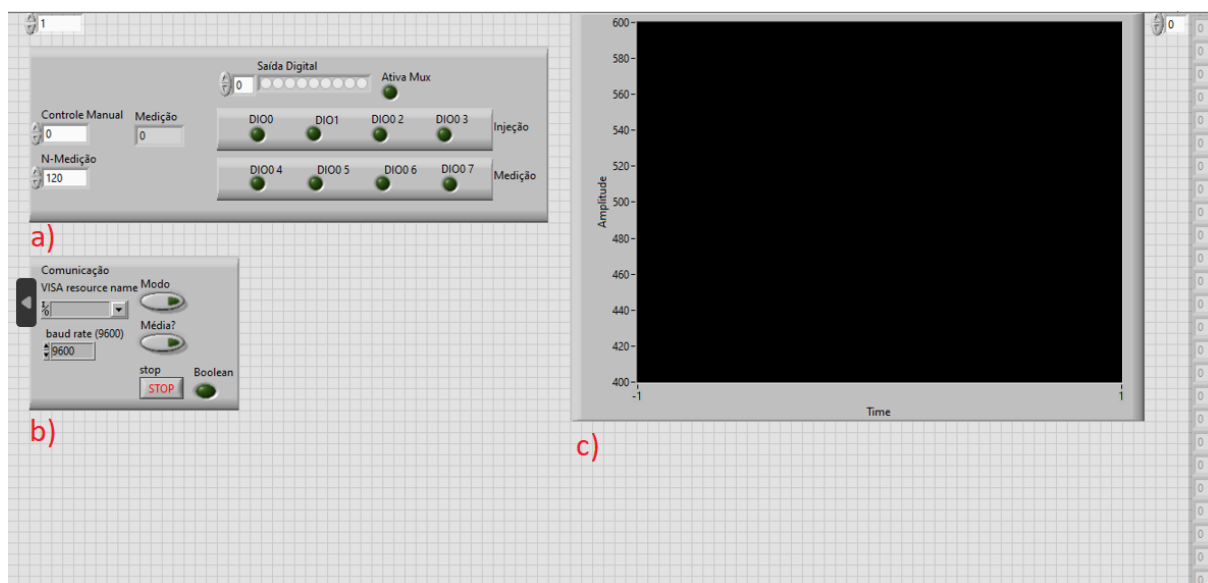
Por fim, no sub-bloco de reconstrução de imagem (figura 15) utiliza-se o *toolbox 3D Picture Control* do Labview para gerar a imagem da distribuição da impedância no interior do sensor.

Figura 12 – Sub-bloco de comunicação, controle e aquisição



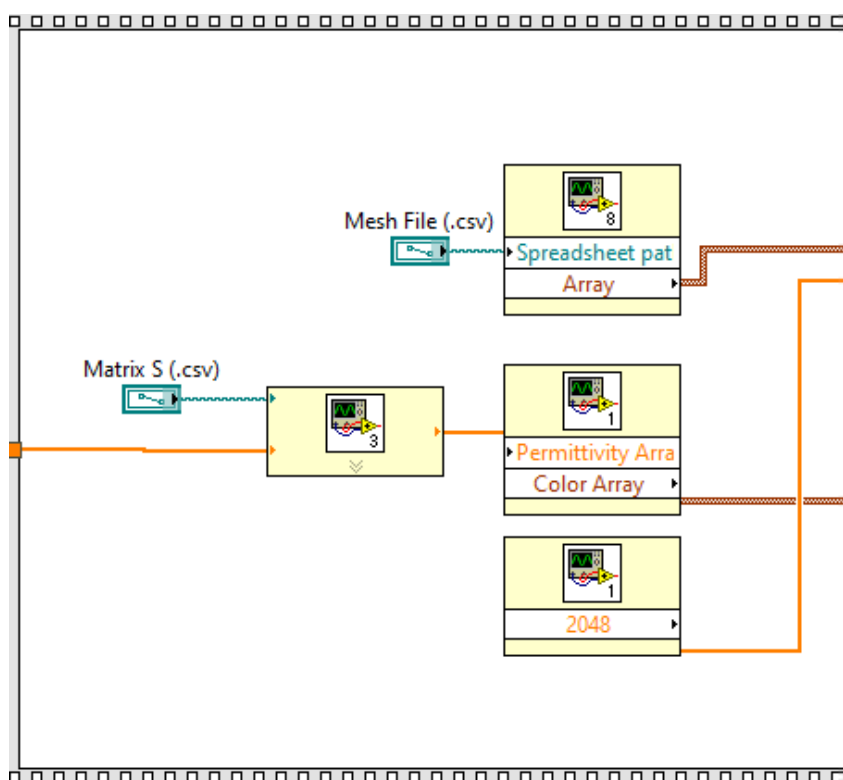
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13 – Controle e monitoramento do multiplexador. a) protocolo de chaveamento; b) seleção da porta serial e c) visualização das medições.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 14 – Sub-bloco de Cálculo da Condutividade



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2 Procedimento para os Testes Preliminares

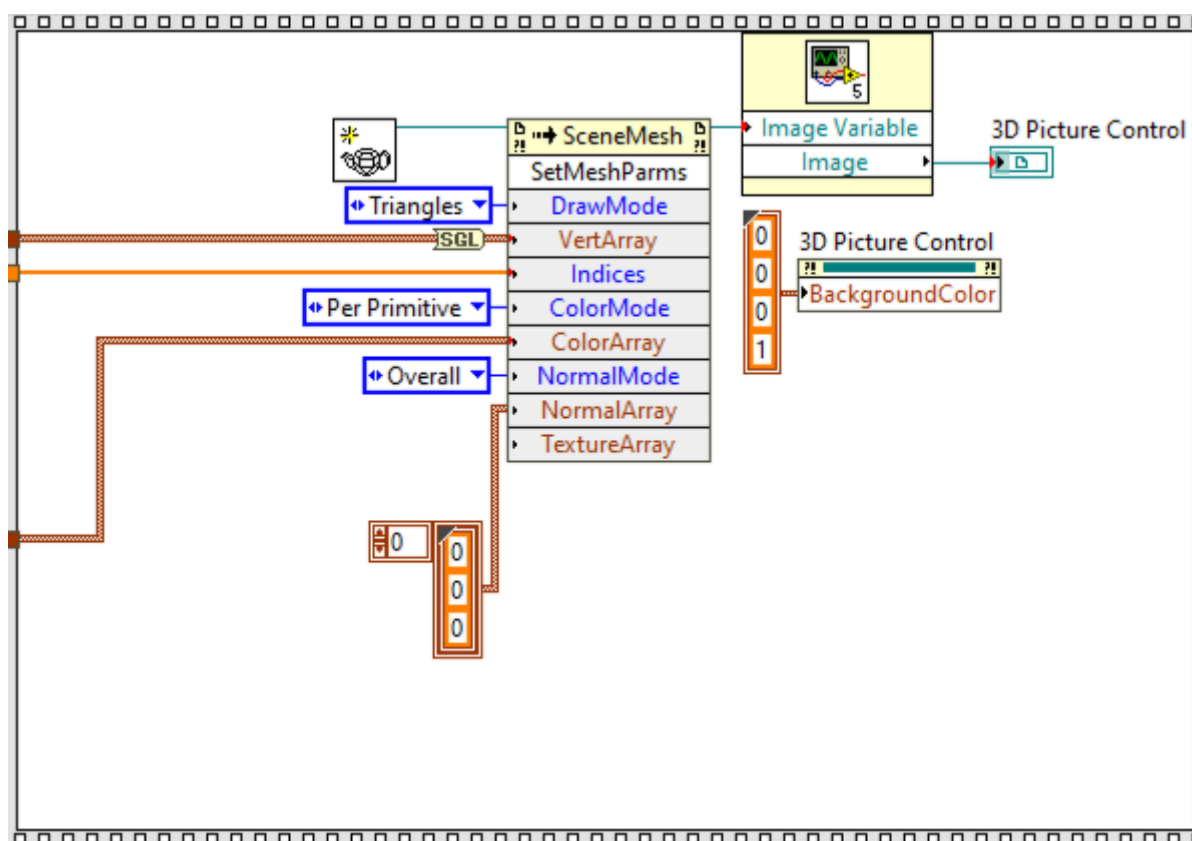
Para validar o sistema proposto, optou-se por realizar vários testes utilizando os pinos P4 (*Out*) e P2 (*In*) do módulo AD5933 já que esses são conectados respectivamente às saídas *Vout* e *Vin* do AD5933, como pode ser observado na figura 16. Fechando contato entre os pinos 3 e 4 (*jumper* P6) e deixando os pinos 1 e 2 (*jumper* P6) em aberto pode-se utilizar o circuito *front-end* do módulo.

Os pinos P4 e P2 vão conectados ao seletor calibração/teste que dá acesso tanto ao resistor de calibração quanto ao circuito de teste, que nesse caso são diferentes circuitos com resistores e associações de resistores e capacitores (série e paralelo), tal como apresentado nas figuras 17, 18 e 19. Para cada teste, realizam-se 120 medições para cada circuito e observa-se o erro entre os valores teóricos e medidos pelo módulo AD5933.

Após a calibração com o resistor RFB de 100Ω , foram testados circuitos puramente resistivos com valores mostrados na tabela 1. Valores estes adotados como verdadeiros a partir de medições realizadas com um multímetro (Fluke, modelo 123).

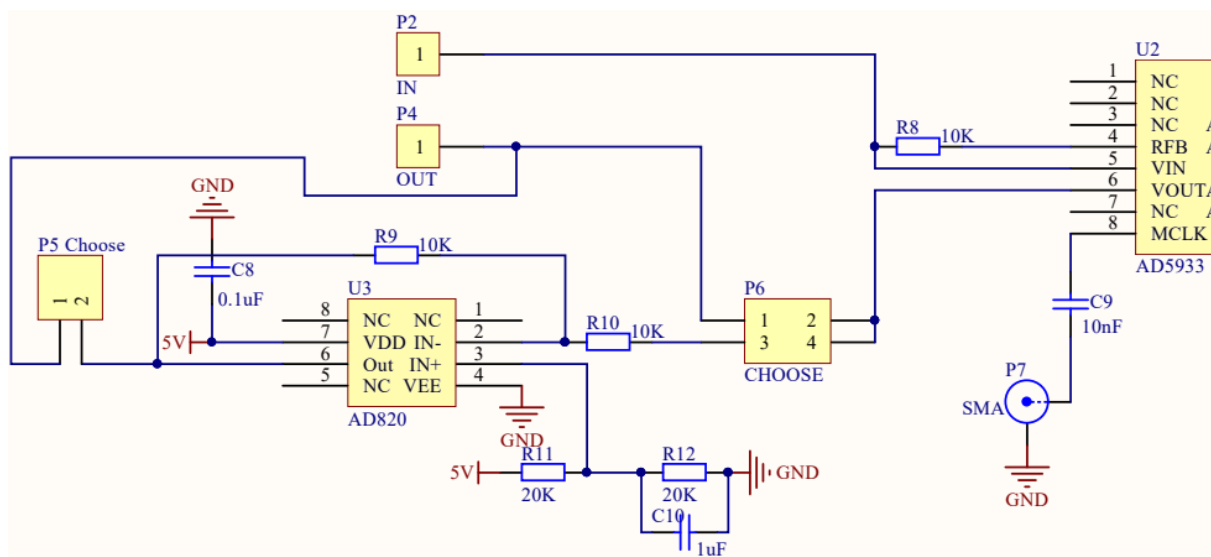
Para os testes com circuitos RC, adotou-se o valor fixo de resistor ($1k\Omega$) e para os capacitores os valores apresentados nas tabelas 2 (circuito RC série) e 3 (circuito RC paralelo).

Figura 15 – Sub-bloco de reconstrução de imagem.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 16 – Parte usada do circuito

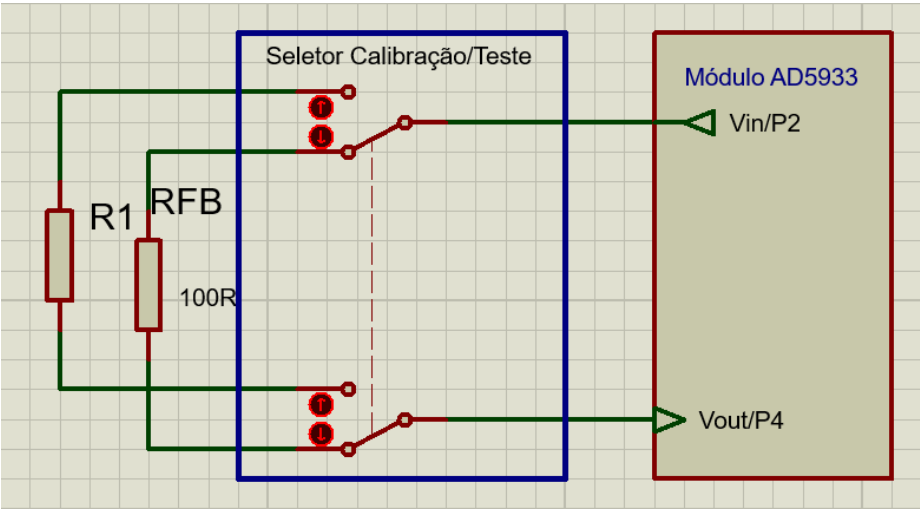


Fonte: impedance measurement 5933 Vol0.1. Modificado pelo autor

3.3 Testes para a Avaliação e Desempenho do Sistema Proposto

Para a avaliação do sistema proposto com o sensor uEIT, foram planejadas 6 baterias de testes caracterizadas pela inclusão de objetos, em diferentes posições, no

Figura 17 – Circuito de teste usando apenas Resistor



Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela 1 – Valor utilizados nos testes

Valor do fabricante (Ω)	Valor mensurado (Ω)
1	1,5
4,7	4,5
68	68,9
120	119,4
147,8	
220	220
270	270
470	468,8
820	820
1000	1002
1200	1185
1500	1488
1800	1743
2200	2160
2700	2664
3300	3250
4700	4636
10000	9994

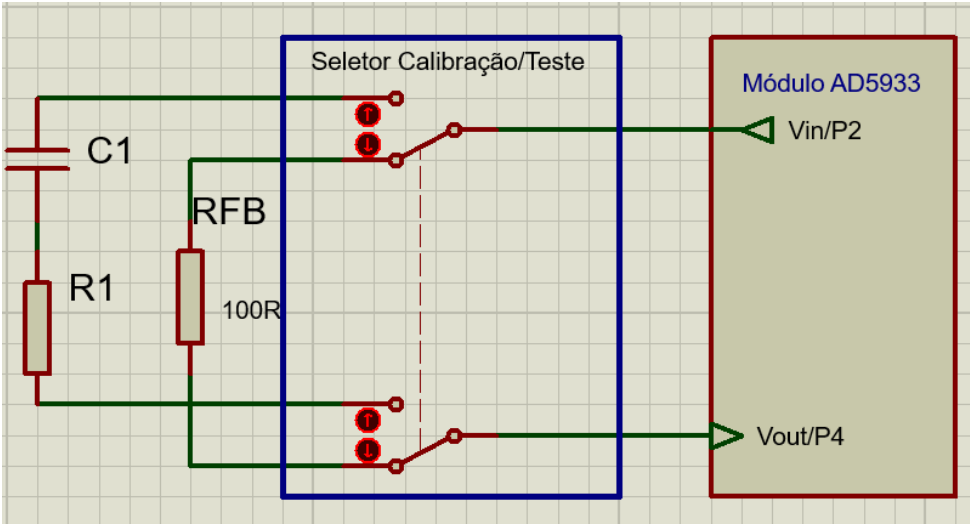
Tabela 2 – Valor utilizados nos testes RC em série

Valor do resistor (Ω)	Valor do capacitor (μF)	Valor teórico da impedância (Ω)
1000	3,30	1000
1000	1,80	1000
1000	100,00	1000
1000	220,00	1001
1000	470,0	1004

Tabela 3 – Valor utilizados nos testes RC em paralelo

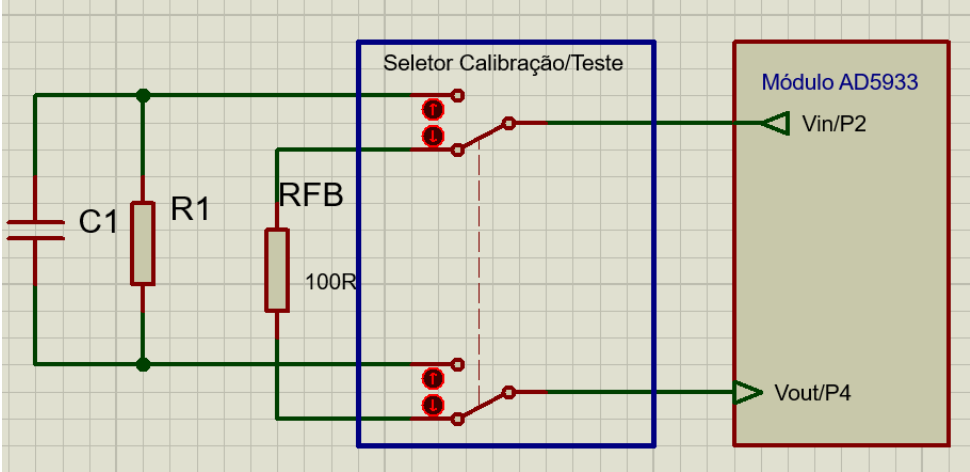
Valor do resistor (Ω)	Valor do capacitor (μF)	Valor teórico da impedância (Ω)
1000	3,30	434,4
1000	1,80	662,4
1000	100,00	3,4
1000	220,00	15,0
1000	470,0	7,23

Figura 18 – Circuito de teste usando resistor e capacitor em série



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 19 – Circuito de teste usando resistor e capacitor em paralelo

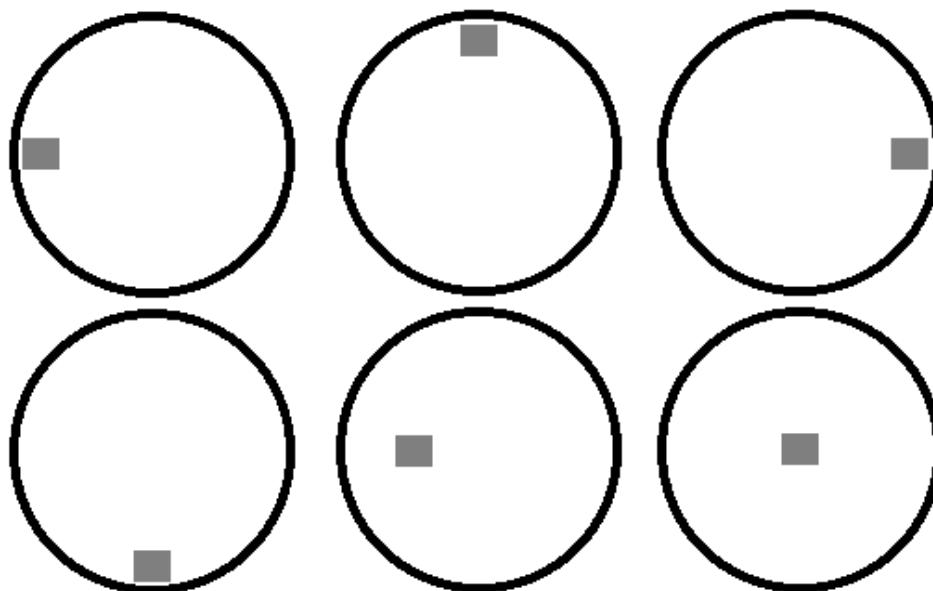


Fonte: Elaborado pelo autor

interior do sensor. Nas cinco primeiras, pequenos objetos de plásticos (*pellets*) foram posicionados e na última bateria utilizou-se uma esfera de vidro. Em todos os testes, o sensor foi preenchido com um líquido de condutividade conhecida ($12,88\text{mS/cm}$). Dessa forma, busca-se avaliar se o sistema é capaz de reconstruir a imagem do interior do sensor quando tais objetos (condutividade menor que o líquido) estão presentes.

Na primeira bateria de testes posicionou-se individualmente um *pellet* nas regiões cima , esquerda, direita e abaixo da região de interesse do sensor, um *pellet* um pouco afastado da esquerda da região de interesse e terminando a bateria com um *pellet* no meio do sensor, tal como observado na figura 20.

Figura 20 – Primeira bateria de testes

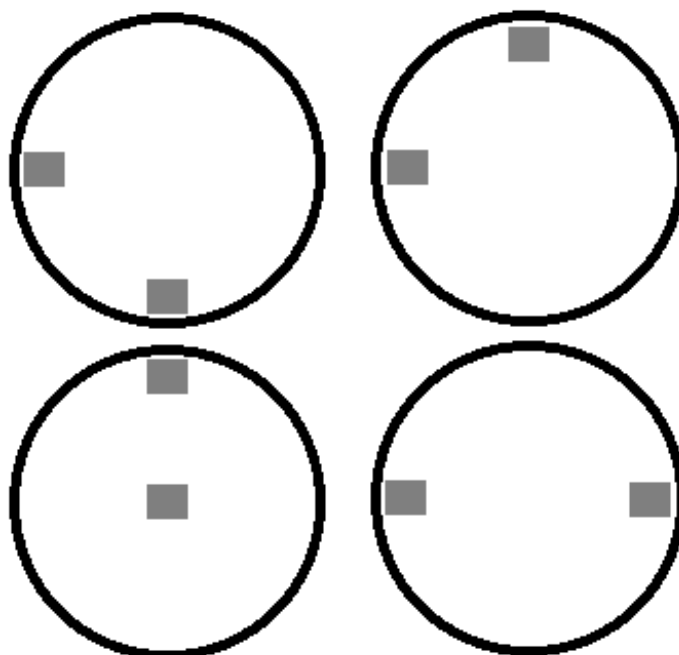


Fonte: Elaborado pelo autor

Na segunda bateria de testes adicionou-se mais um *pellet* que forma distribuídos de acordo com a figura 21.

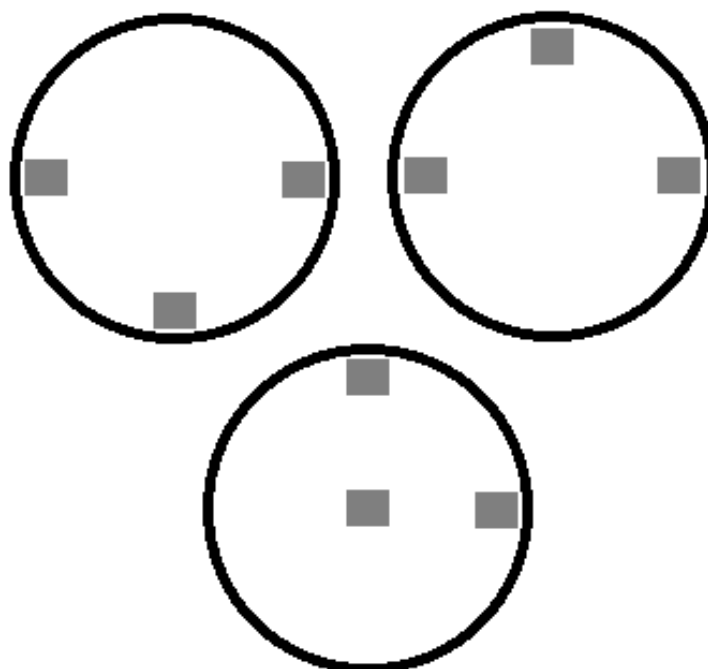
Na terceira bateria de testes se foi adicionado um terceiro *pellet*, posicionando-os em diferentes regiões do sensor conforme a figura 22.

Figura 21 – Segunda bateria de testes



Fonte: Elaborado pelo autor

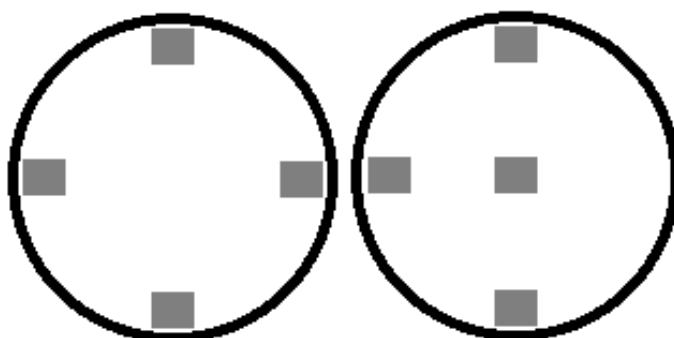
Figura 22 – Terceira bateria de testes



Fonte: Elaborado pelo autor

Na quarta bateria de testes foram utilizados quatro *pellets*; e posicionados de acordo com a figura 24.

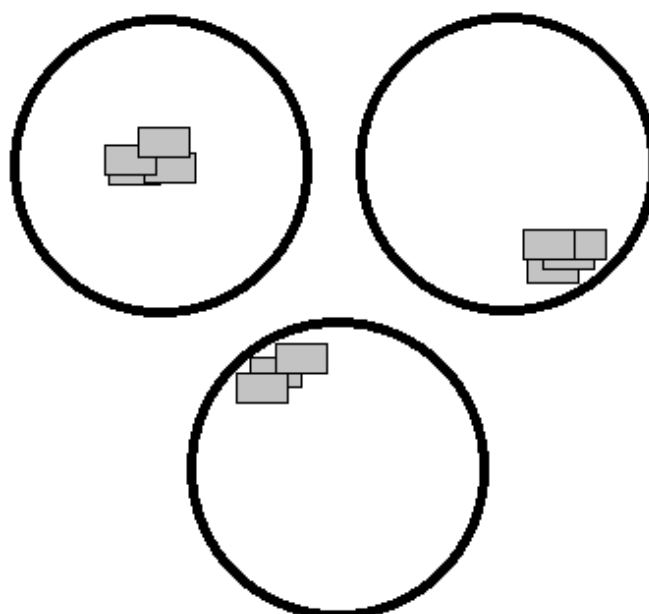
Figura 23 – Quarta bateria de testes



Fonte: Elaborado pelo autor

Na quarta bateria de testes, os *pellets* foram aglomerados em regiões específicas do sensor para se ver como o sistema reagiria com objetos volumosos. Decidiu-se aglomerar os *pellets* como na figura 24. Nota-se que a terceira aglomeração possui três *pellets* ao invés de quatro.

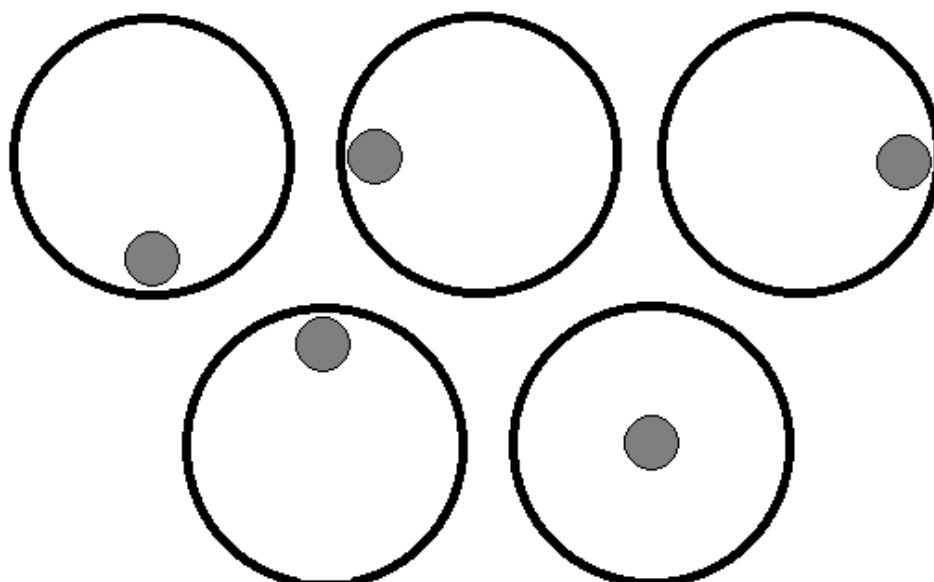
Figura 24 – Quinta bateria de testes



Fonte: Elaborado pelo autor

Para testar o sistema com um corpo diferente, optou-se por utilizar uma esfera de vidro na sexta bateria de testes para ver como o sistema reagiria a um corpo volumoso que possui uma variação geométrica significativa em relação à profundidade do sensor.

Figura 25 – Sexta bateria de testes



Fonte: Elaborado pelo autor

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados obtidos nos experimentos realizados durante a pesquisa.

4.1 Resultados dos Testes Preliminares

Nos testes preliminares buscou-se avaliar o erro médio do circuito para as medições de impedância. Os resultados foram, de maneira geral, satisfatórios e próximos aos valores teóricos para a faixa calibrada ($RFB = 1k\Omega$); valores muito baixos não foram capazes de serem medidos corretamente e valores muito alto acabaram saindo da na faixa na qual o CI consegue medir precisamente. Como pode-se ver na tabela 4, os valores medidos ao redor do ponto de calibração ($820\Omega - 2,66k\Omega$) apresentaram erro médio baixo (máximo 20Ω) e erro percentual menor que 1,5%.

Tabela 4 – Testes com resistores

Teórico (Ω)	Experimental (Ω)	Erro médio (Ω)	Erro %	Desvio padrão (Ω)
1,5	14	12,5	833,3	0
4,5	23,6	19,1	423,7	0,8
68,9	83,1	14,2	20,56	0,2
119,4	138,9	19,5	16,35	0,7
147,8	164,2	16,4	11,1	0,4
220	244,1	24,1	11	0,8
270	289,2	19,2	7,1	1,1
468,8	486,6	17,8	3,8	2,2
820	832,0	12,0	1,46	8,6
1002	995,2	-6,8	0,68	8,4
1185	1197,0	12,0	1,01	15,9
1488	1508,1	20,1	1,35	25,4
1743	1737,0	-6,0	0,34	23,4
2160	2167,0	7,0	0,32	39,0
2664	2702,5	38,0	1,44	55,5
3250	3227,7	-22,3	0,68	114,1
4636	4582,1	-53,9	1,16	238,8
9994	9283,7	-710,3	7,1	1149,1

Infelizmente, os resultados que incluíam capacitância acabaram não sendo muito variados devido a peculiaridade de cada teste. Como pode-se ver na tabela 5, os três primeiros valores da impedância teórica acabam não variando; isso acontece porque a magnitude dos capacitores utilizados são próximas entre si. Observa-se, ainda, erro percentual máximo de aproximadamente 2%.

Na tabela 6, pode-se observar os resultados obtidos para os testes com circuito RC paralelo. Diferentemente, dos testes anteriores, observa-se erros maiores (40 e 196%) e valores de desvio padrão igual a zero, indicando saturação do sistema.

Tabela 5 – Teste com RC em série

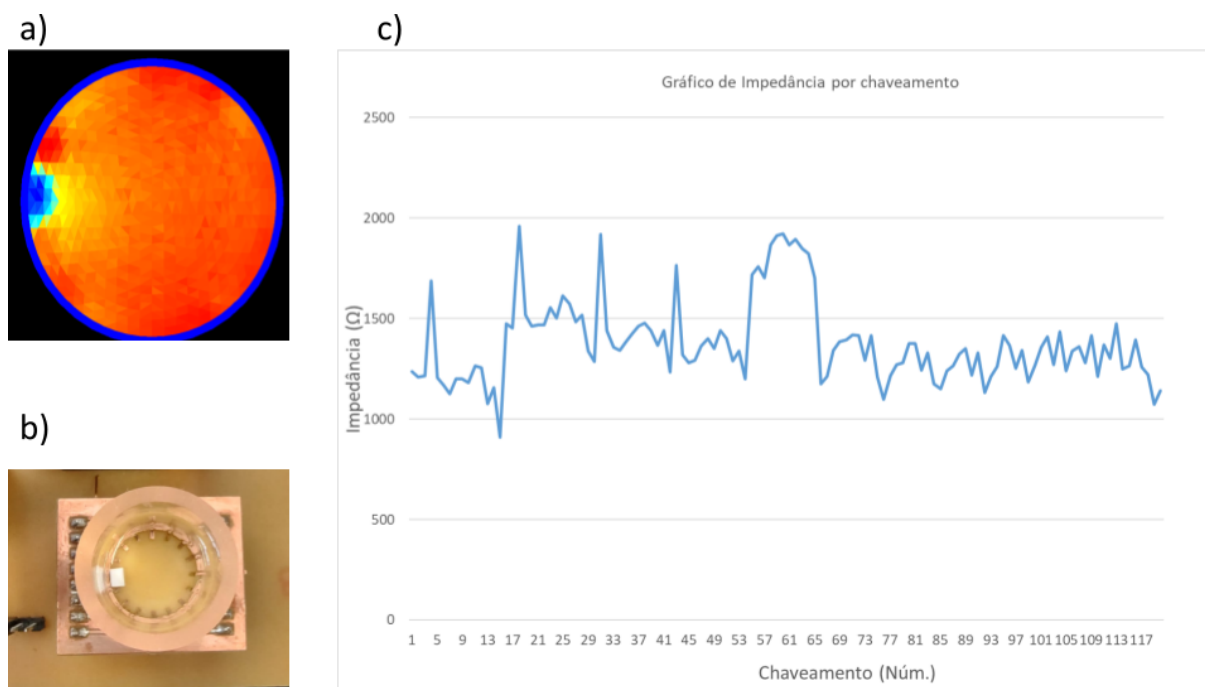
Teórico (Ω)	Experimental (Ω)	Erro médio	Erro %	Desvio padrão (Ω)
1000	1021,4	21,4	2,14	7,9
1000	1015,2	15,2	1,51	11,7
1000	1010,9	10,9	1,09	12,7
1001	1002	-1	0,099	16,0
1004	1004,3	0,3	0,03	11,67

Tabela 6 – Teste RC em paralelo

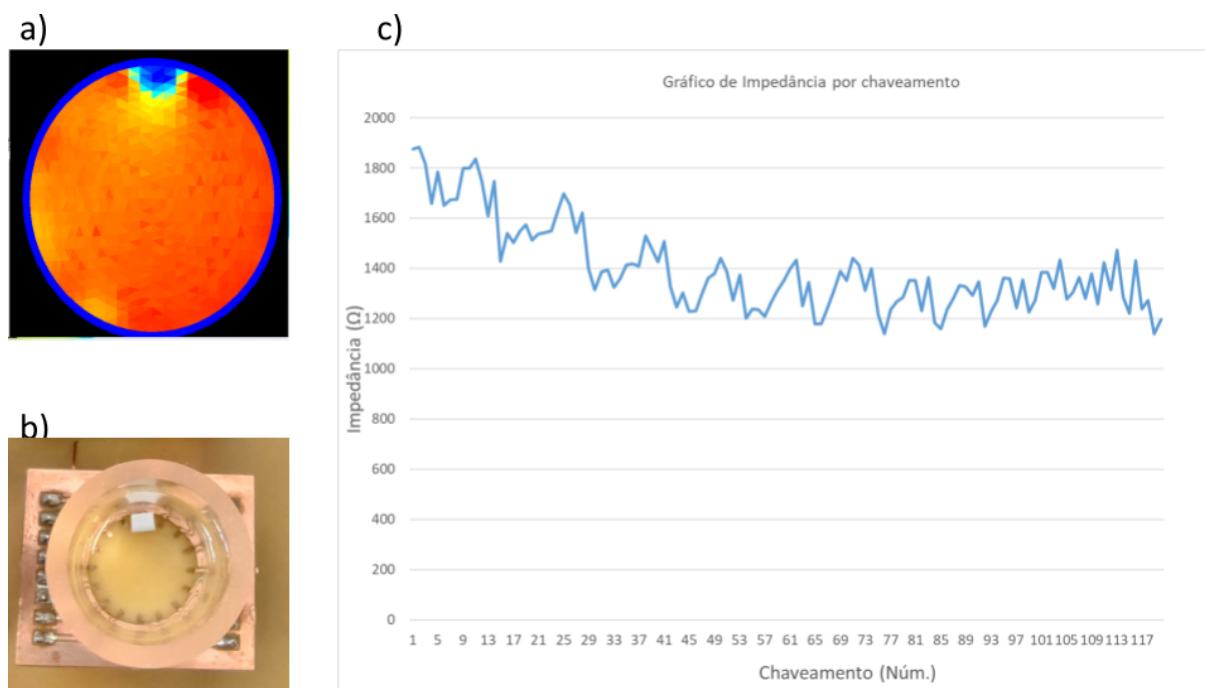
Teórico (Ω)	Experimental (Ω)	Erro médio	Erro %	Desvio padrão (Ω)
434,4	420,8	-13,6	3,12	2,5
662,4	922,6	260,2	39,3	10,8
3,4	10,0	6,6	196	0,0
15,0	9,0	-6,0	40	0,0
7,23	7,0	-0,23	3,18	0,0

4.2 Resultados dos Testes para Avaliação de Desempenho

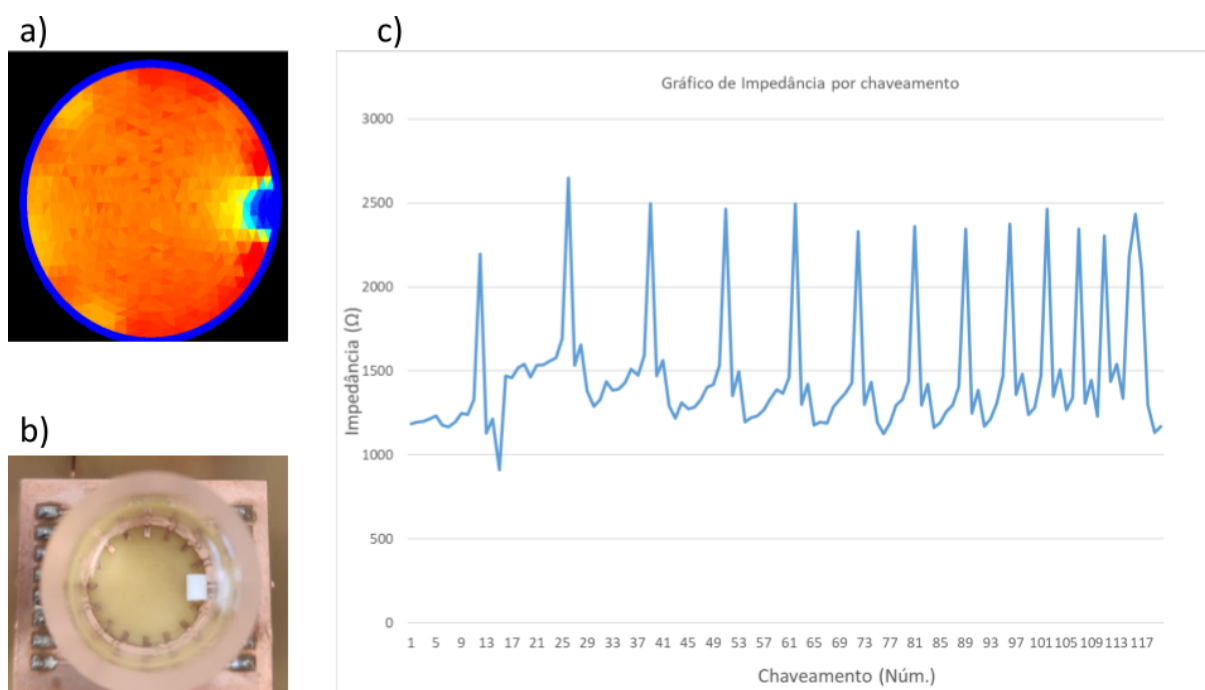
Como se pode ver nas figuras 26, 27, 28 e 29 a zona em que se encontra uma inclusão (em azul) se destaca no fundo vermelho (líquido) sinalizando que ali há um *Pellet*. Nota-se, portanto, que o sistema foi capaz de detectar a presença e o posicionamento correto do objeto. O mesmo comportamento foi observado nos testes com dois (figuras 32, 33 e 34), três (figuras 36 e 37) e quatro (figura 40) *pallets* posicionados na periferia do sensor.

Figura 26 – *Pellet* na região esquerda do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

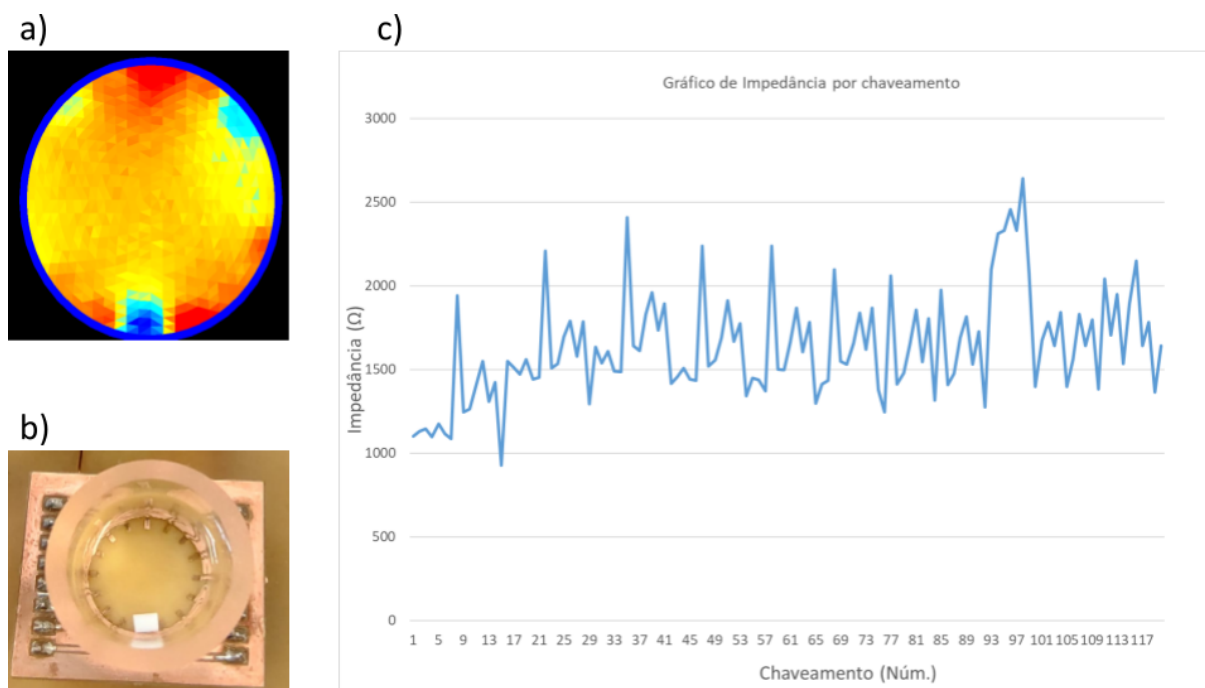
Figura 27 – *Pellet* na região cima do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

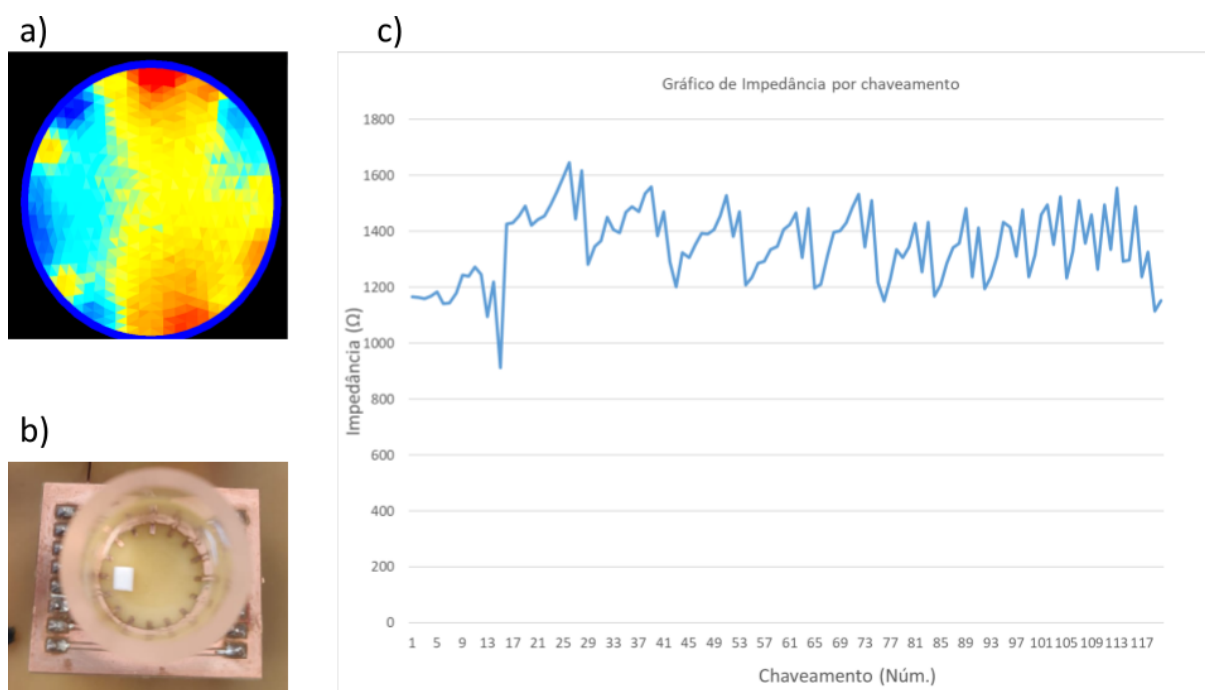
Figura 28 – *Pellet* na região direita do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

Observando as figuras 30 e 31, percebe-se que o sistema não consegue reconstruir a imagem com o correto posicionamento do *pallet*; no entanto, observa-se que há uma significativa variação de impedância no interior do sensor o que indica a presença de um objeto com impedância diferente do líquido (*background*).

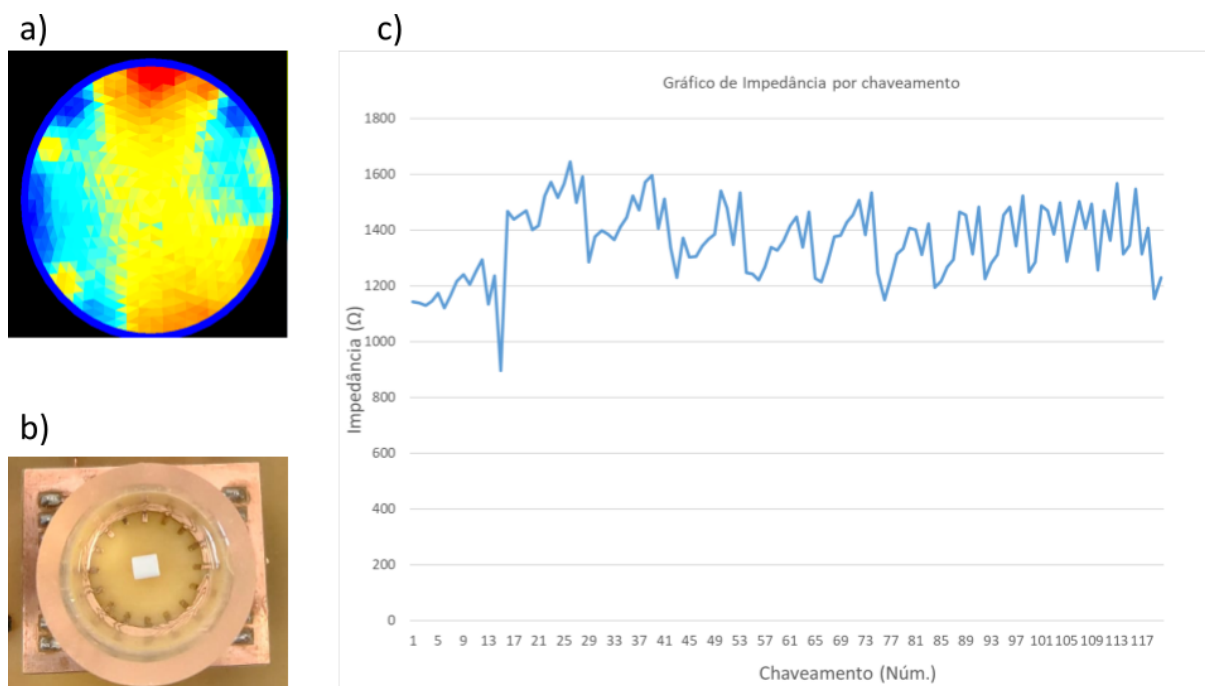
Figura 29 – Pellet na região baixo do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

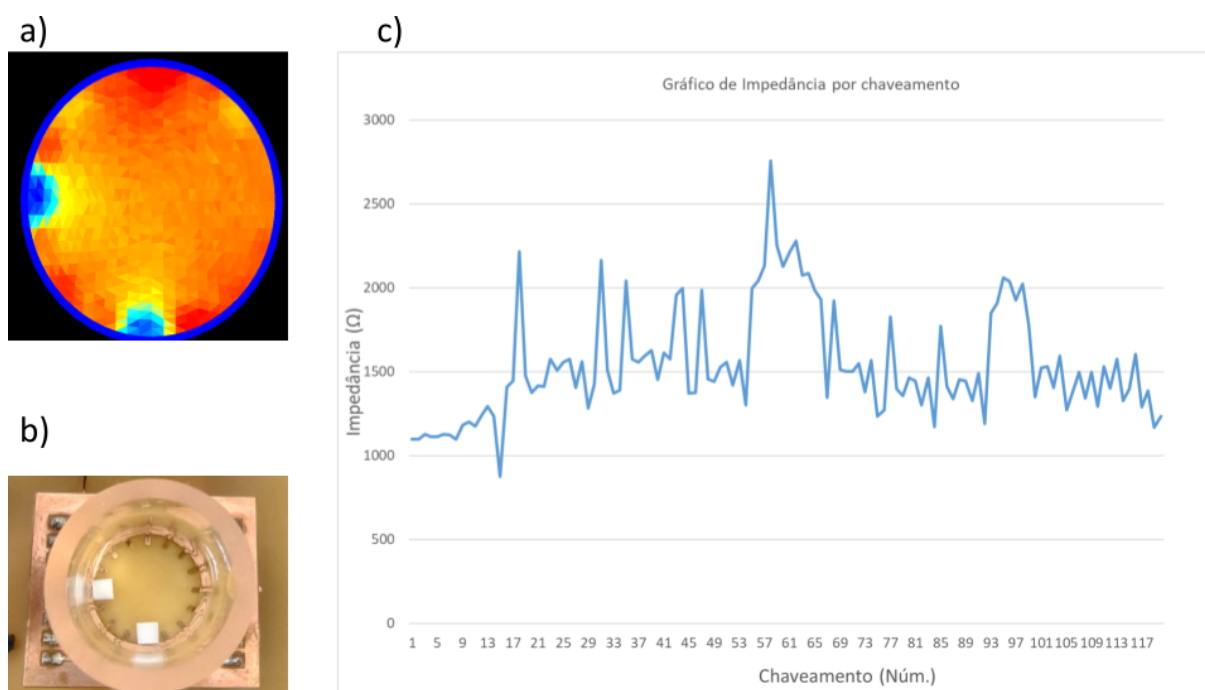
Figura 30 – Pellet na região afastada da esquerda do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

Para os testes com *pellets* posicionados na periferia e no centro (figuras 35, 38 e 41), observa-se que o sistema consegue identificar bem os objetos próximos aos eletrodos. No entanto, não detecta a presença daqueles posicionados no centro do sensor.

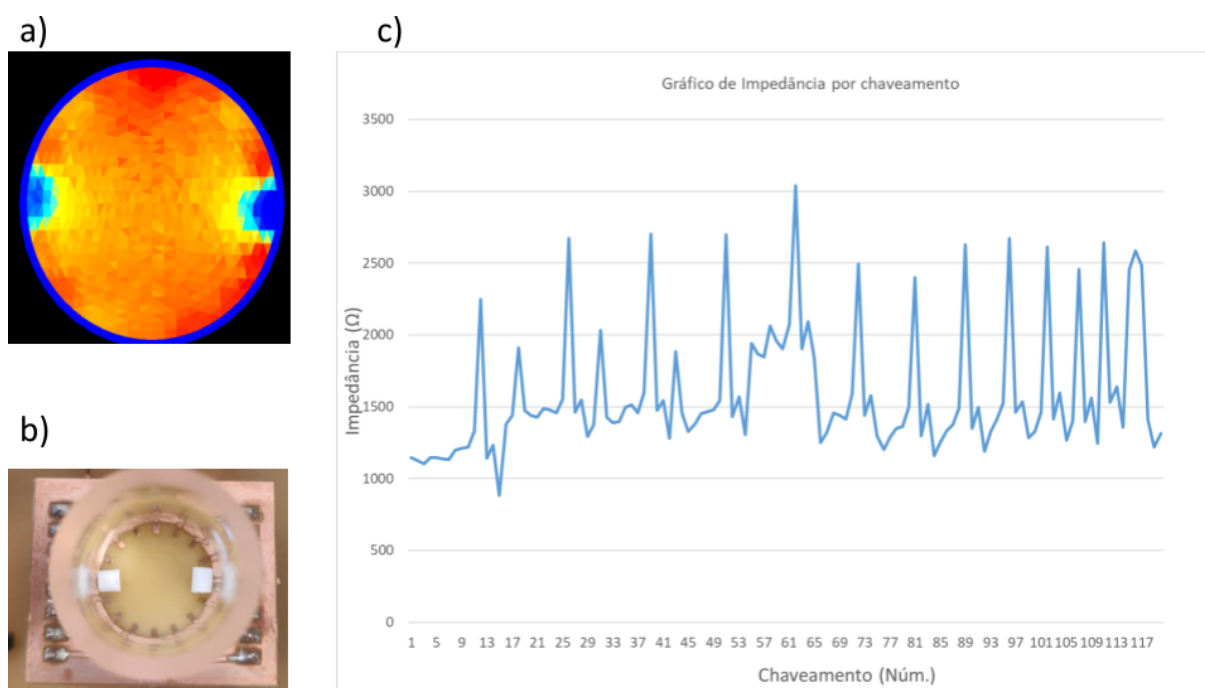
Figura 31 – Pellet na região no meio do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

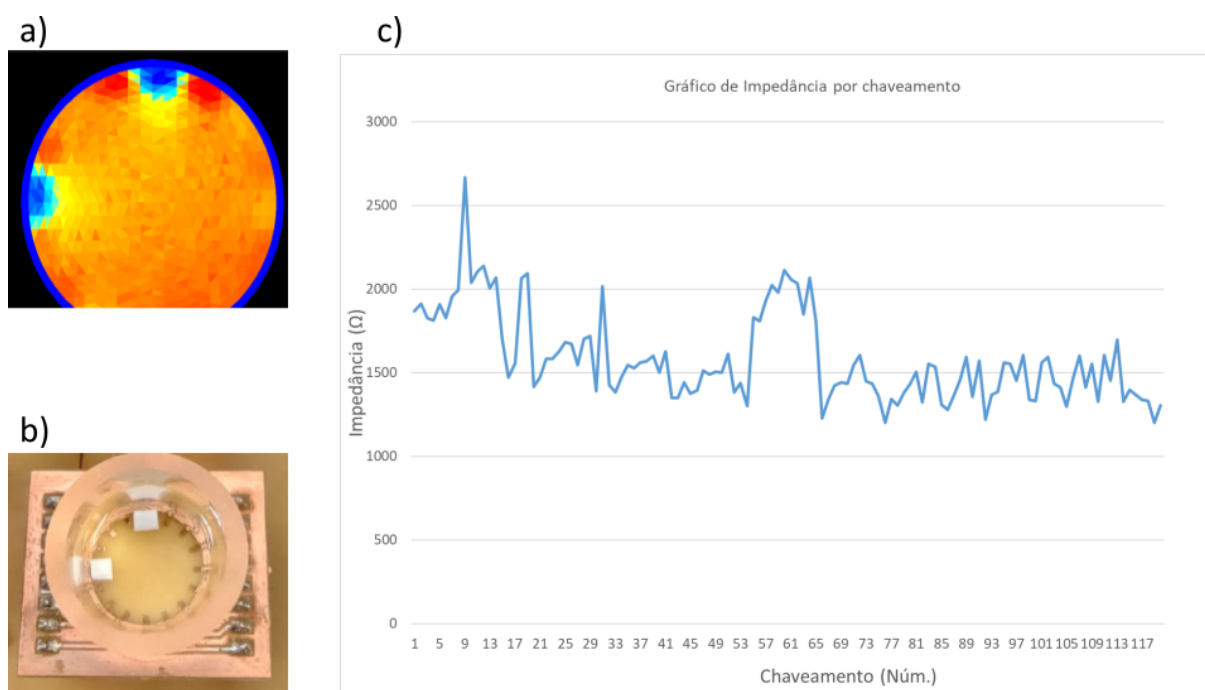
Figura 32 – Pellets nas regiões esquerda e baixo do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

Para os testes nos quais se aglutinaram os *pallets* (figuras 39, 42 e 43), o sistema se comporta exatamente da mesma maneira observada nos testes anteriores. Ou seja, o sistema é capaz de identificar a posição e tamanho (qualitativo) do aglomerado de *pallets* na periferia; e continua não detectando os objetos no centro do sensor.

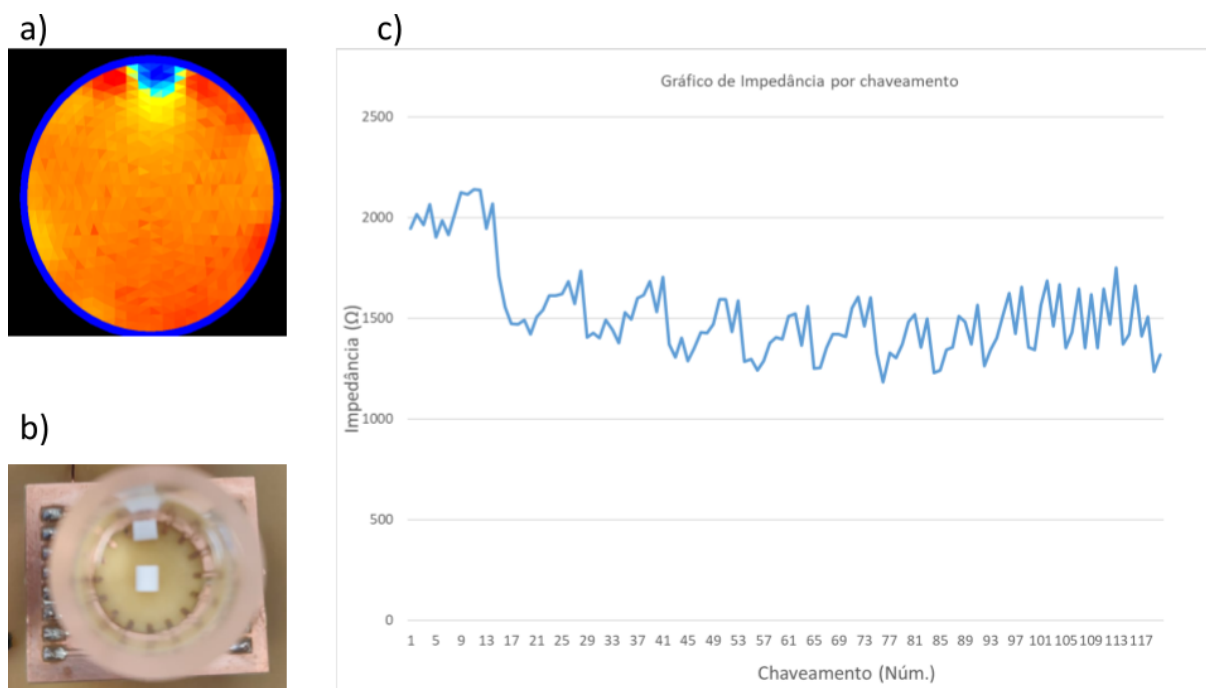
Figura 33 – Pellets nas regiões esquerda e direita do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

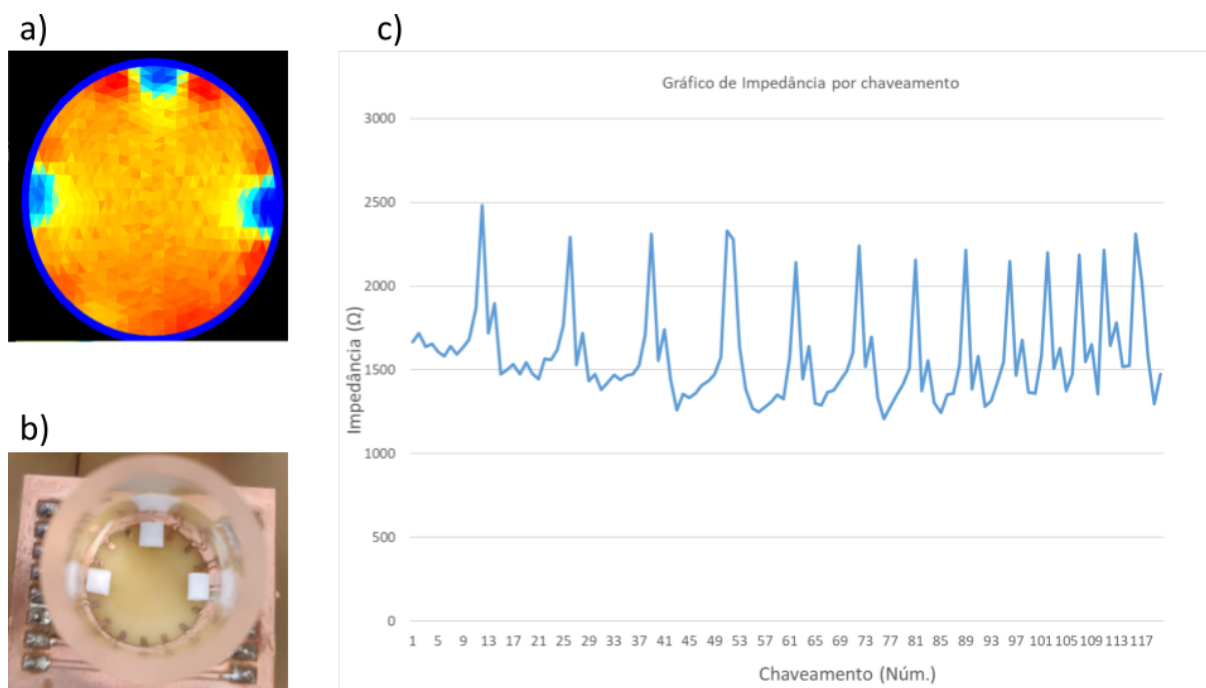
Figura 34 – Pellet na posição esquerda e cima do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

As figuras 44, 45, 46, 47 e 48 representam os resultados obtidos utilizando uma esfera de vidro (raio de 5mm) como objeto a ser detectado. Como se pode ver, a esfera de vidro causa um distúrbio considerável no sensor aumentando a impedância medida nos eletrodos próximos à ela. Acredita-se que dado o arranjo planar dos

Figura 35 – Pellets nas regiões cima e meio do sensor

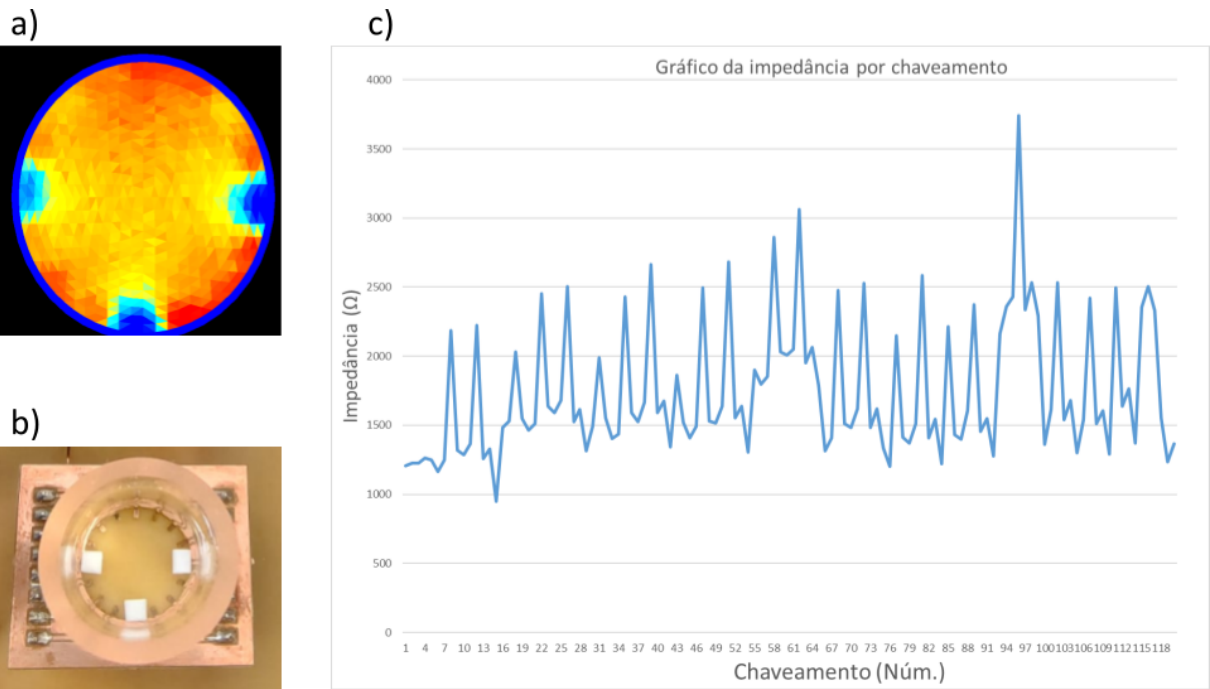
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 36 – Pellets nas regiões esquerda, baixo e cima do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

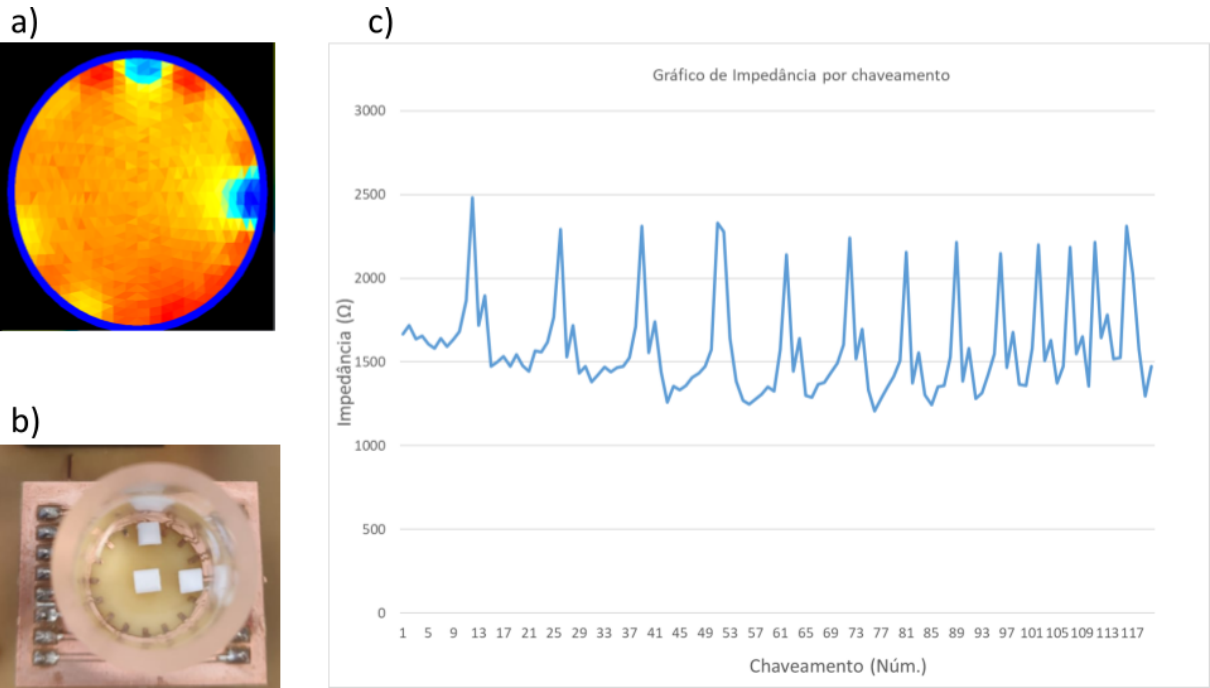
eletrodos e o formato do objeto (a esfera apenas tangencia a base do sensor), o sistema não conseguiu reconstruir a imagem da distribuição de impedância no interior do sensor.

Figura 37 – *Pellets* nas regiões esquerda, baixo e direita do sensor



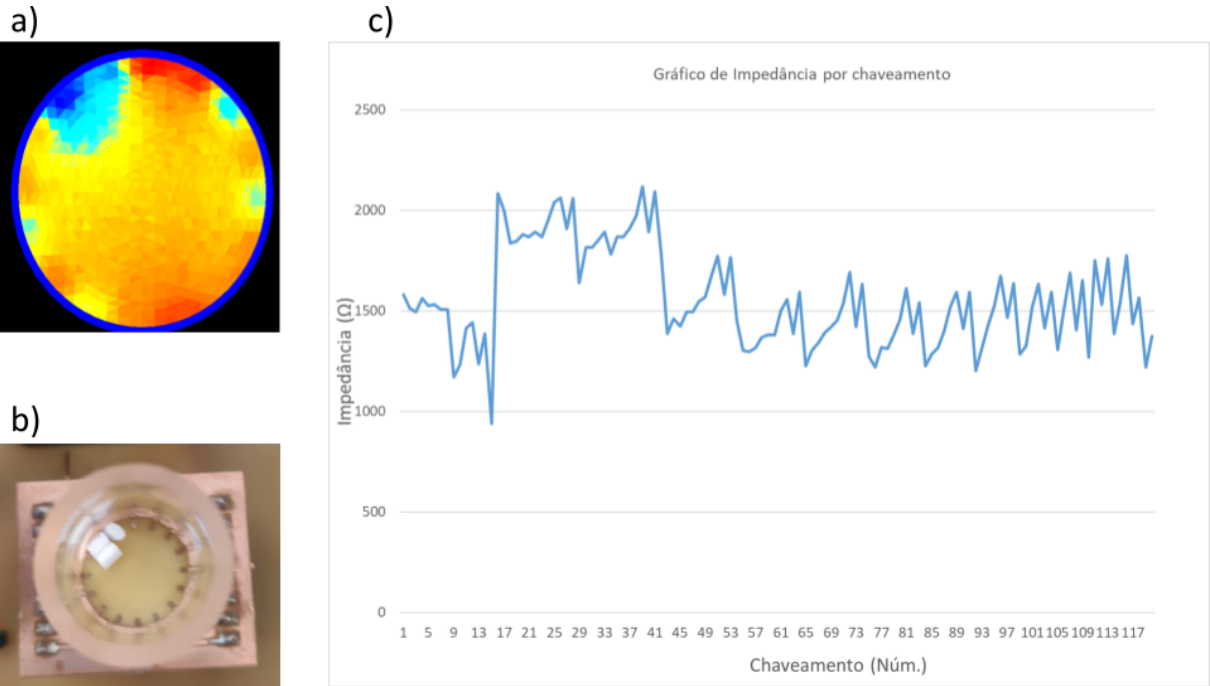
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 38 – *Pellets* nas posições cima, meio e direita do sensor



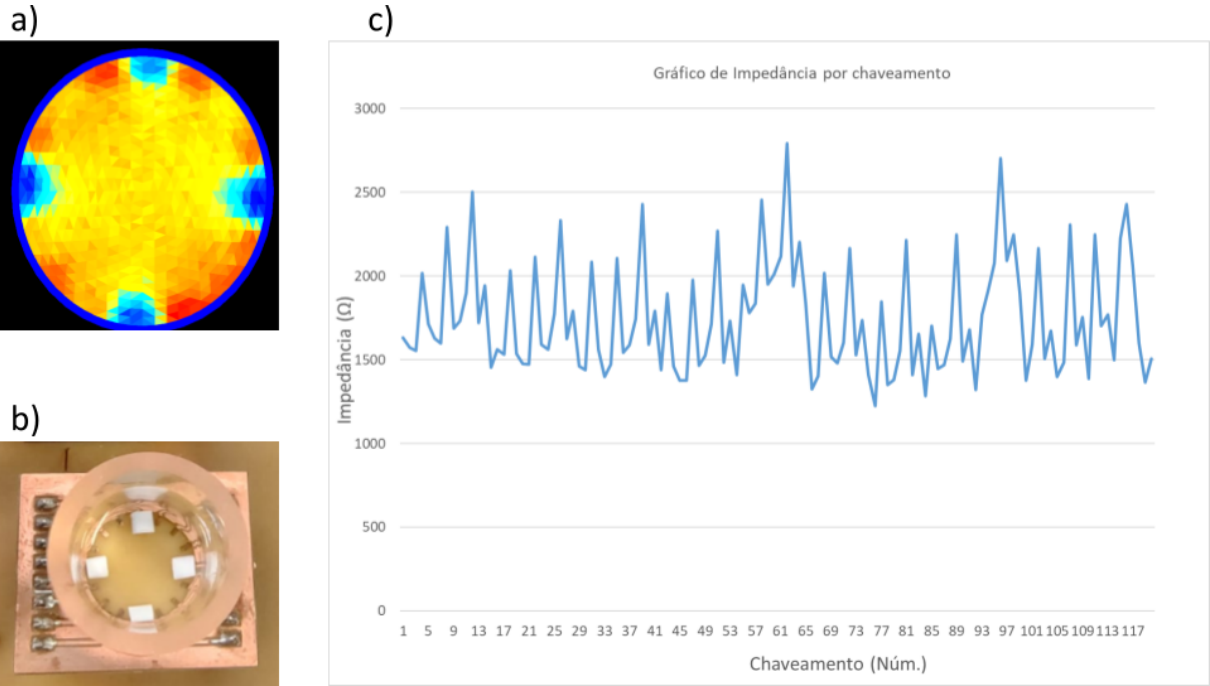
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 39 – Pellets aglutinados na região do canto esquerdo-cima do sensor

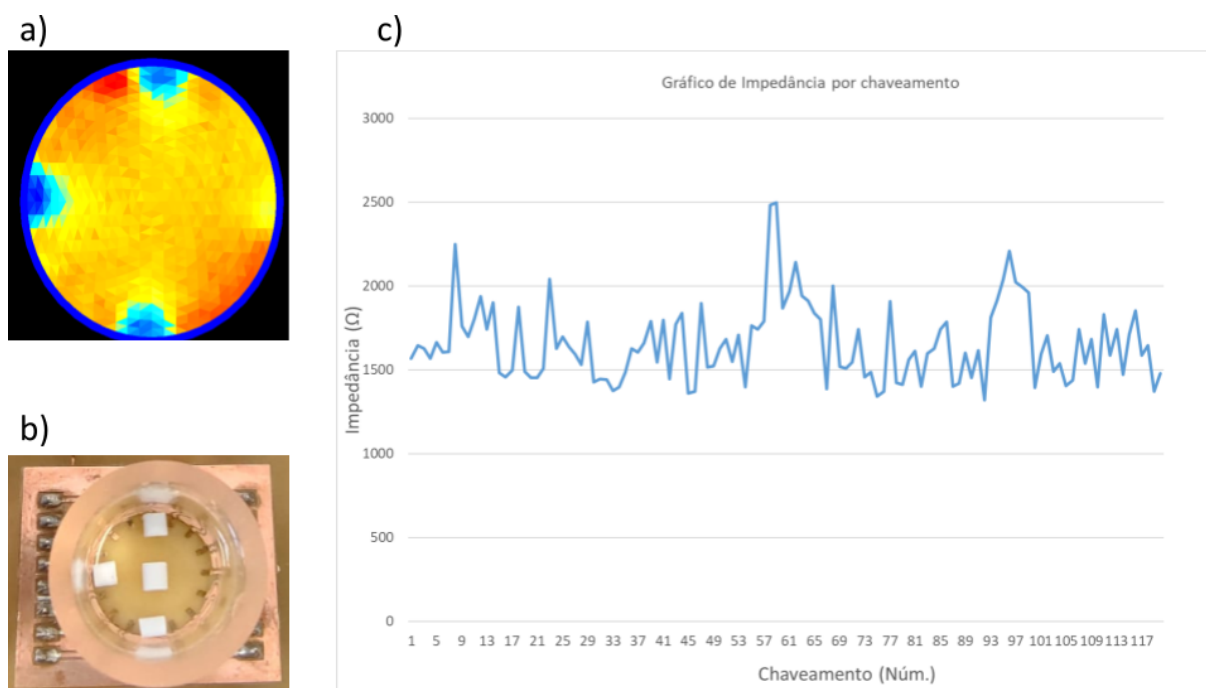


Fonte: Elaborado pelo autor

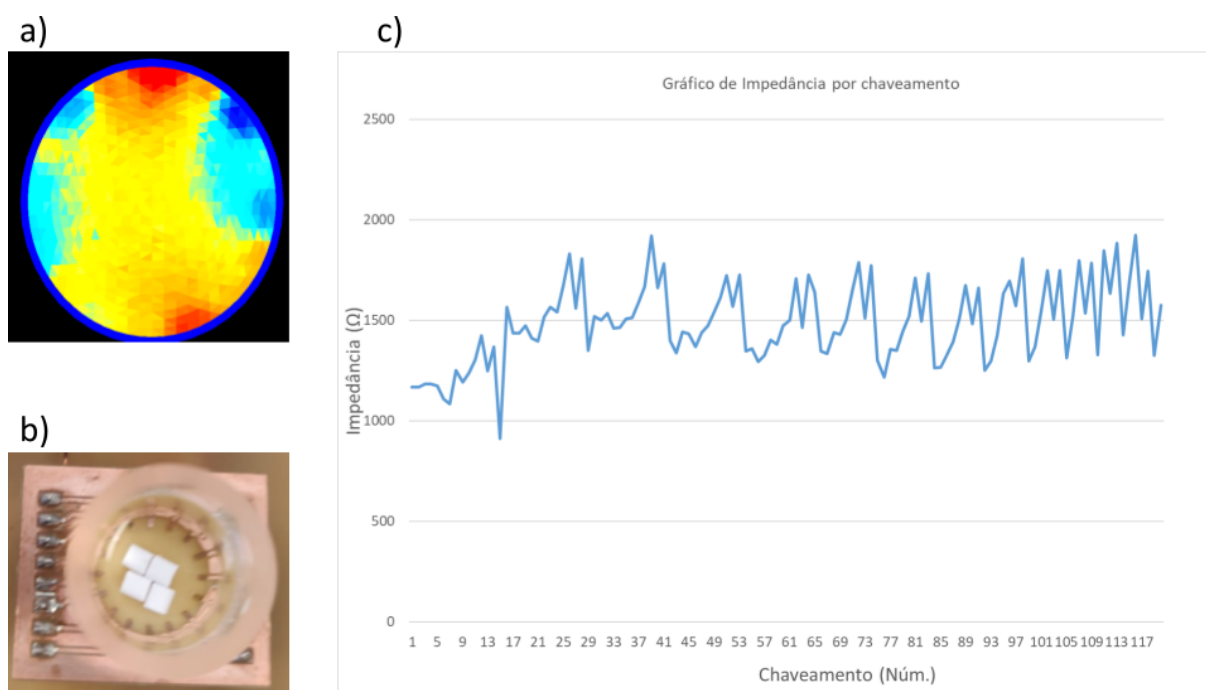
Figura 40 – Pellets na posição de "cruz" do sensor



Fonte: Elaborado pelo autor

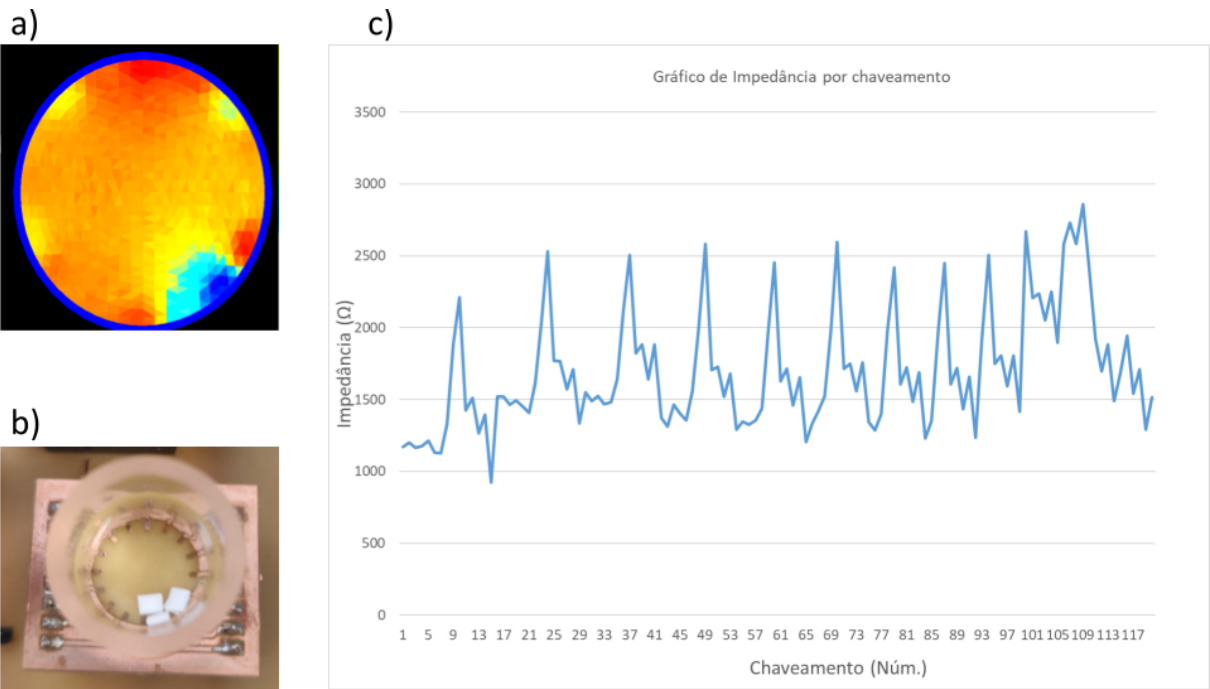
Figura 41 – Pellets na região esquerda, cima, baixa e meio do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 42 – Pellets aglutinados no meio do sensor

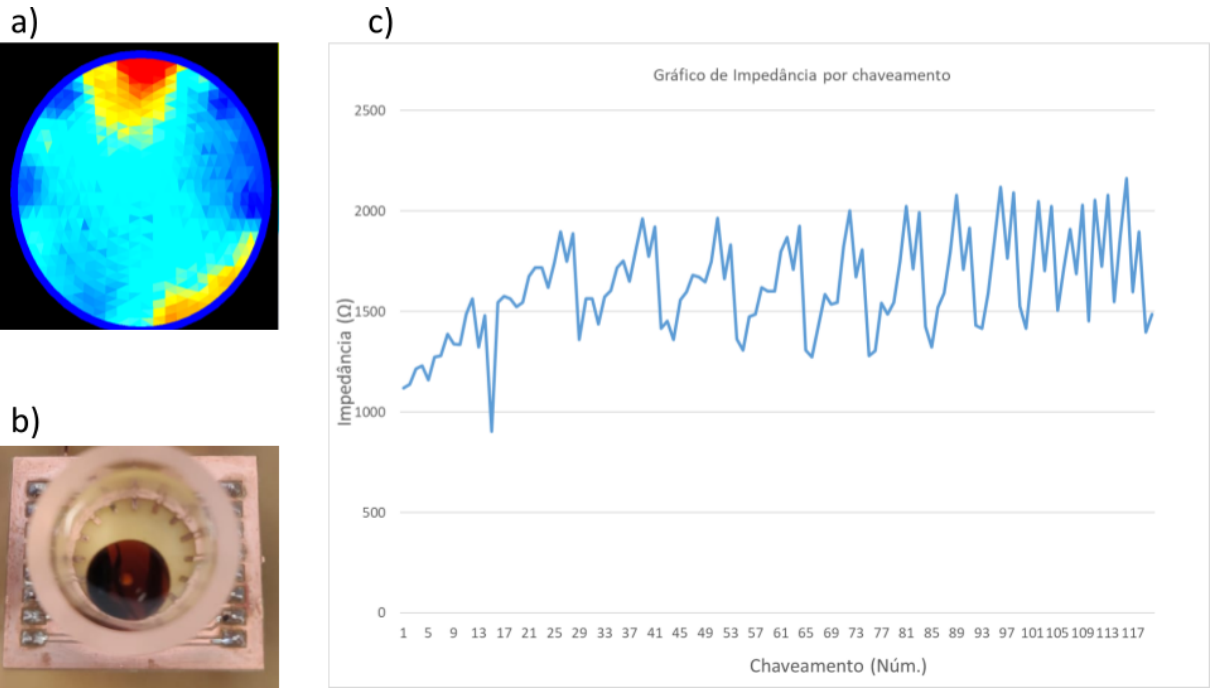
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 43 – Pellets na região do canto baixo-direito do sensor



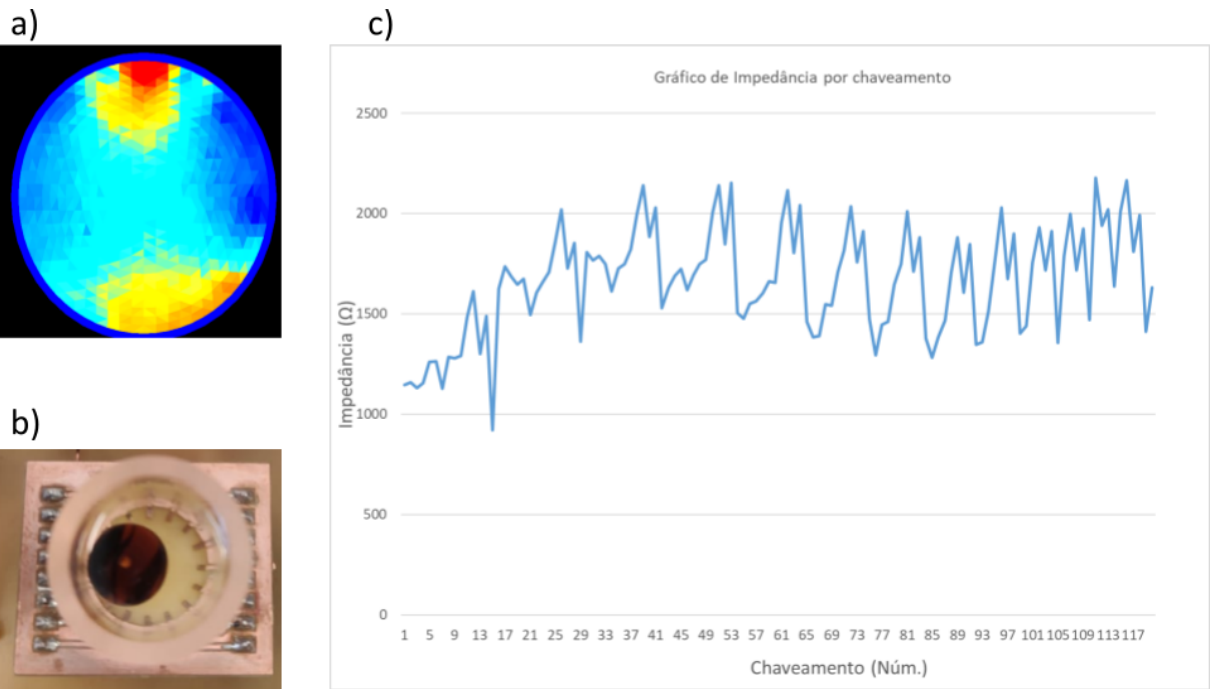
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 44 – Esfera na região baixa do sensor



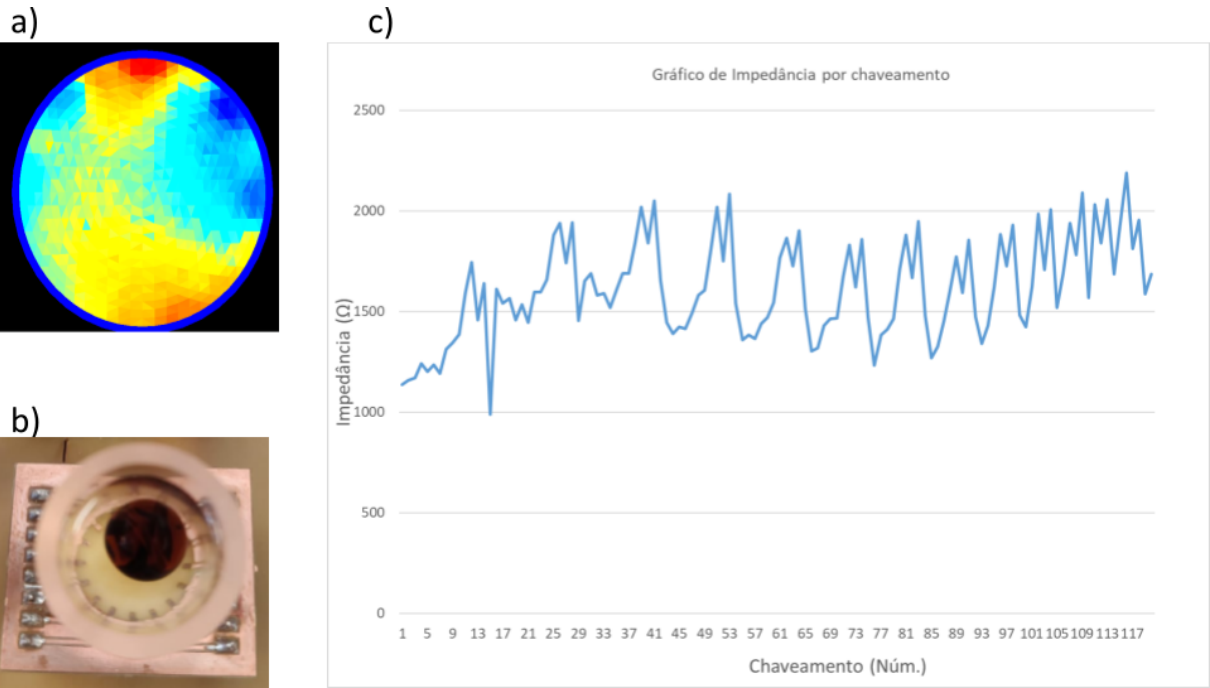
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 45 – Esfera na região esquerda do sensor

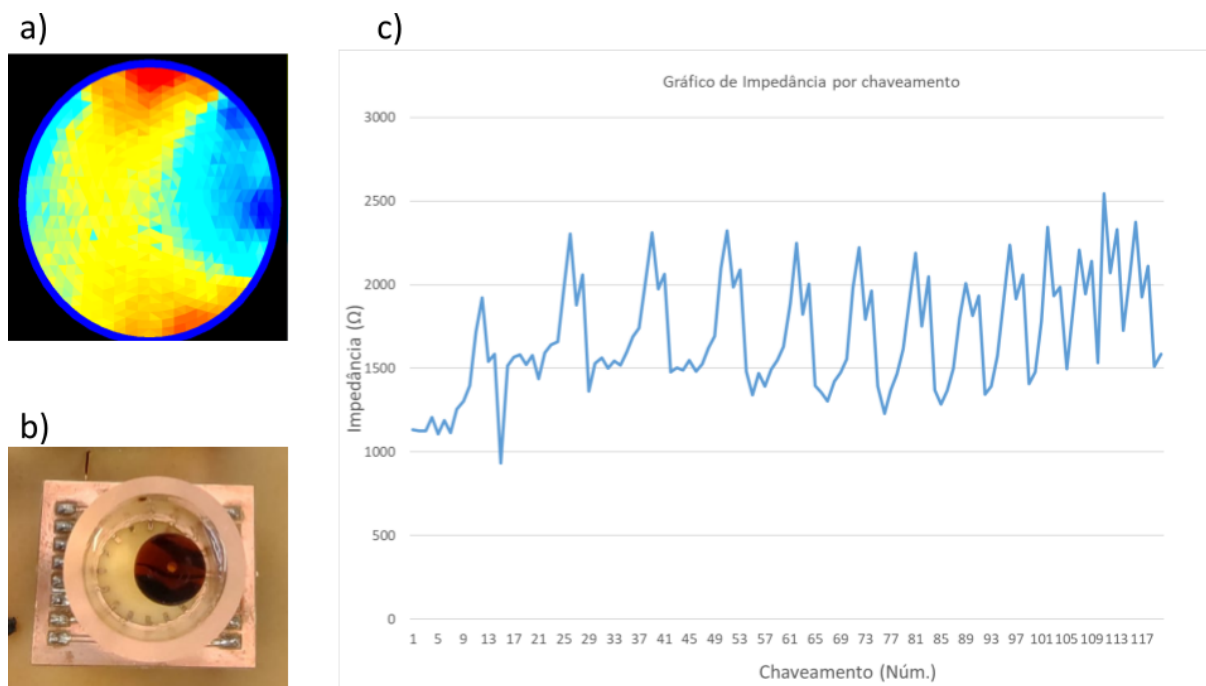


Fonte: Elaborado pelo autor

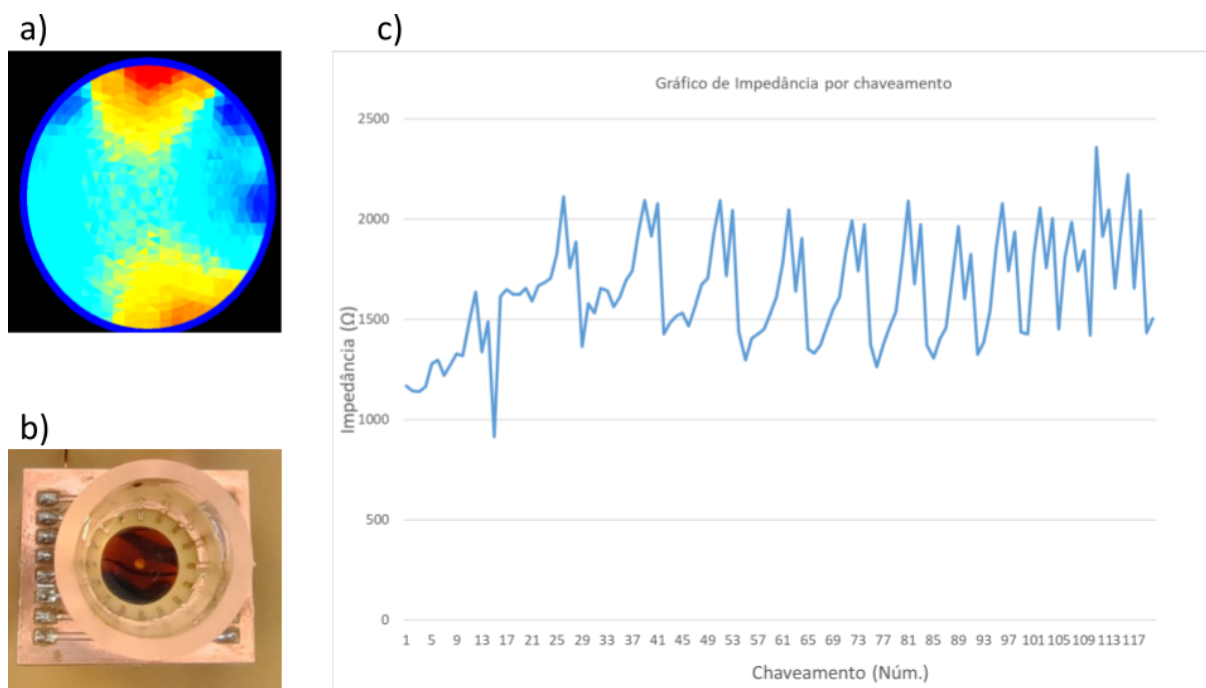
Figura 46 – Esfera na região cima do sensor



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 47 – Esfera na região direita do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 48 – Esfera no meio do sensor

Fonte: Elaborado pelo autor

5 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos, pode-se concluir que é possível embarcar esse sistema para tomografias por impedâncias seja de natureza hospitalar ou aplicações industriais. O sistema foi capaz de detectar a presença de corpos estranhos no interior do sensor, até mesmo em testes com objetos de distribuição espacial complexa como na figura 45. Nos testes nos quais se utilizaram os *pallets*, o sistema foi capaz de identificar a posição e o tamanho (qualitativo) de tais objetos. Uma observação é que em testes anteriores utilizando água salina e também um chaveamento mais lento, o sensor sofria de eletroerosão oxidando o chanfro de cobre do sensor e atrapalhando as leituras, se recomenda um chaveamento rápido e um sensor com mais resistência para futuros testes. Para a melhora do sistema sugere-se algumas modificações:

- implementar um *front-end* para possibilitar a medição tetrapolar e, assim, a utilização dos protocolos de medição adjacente e oposto;
- projetar o sistema como sendo um *shield* de um Arduino;
- ao invés de conexão via cabo USB, utilizar módulos de comunicação via *Bluetooth*;
- utilizar métodos aplicados à visão computacional ou processamento digital de imagem para auxiliar no algoritmo de reconstrução de imagem;
- ao invés de medir em um plano, utilizar um arranjo 3D de eletrodos, compondo, assim, o que se denomina de Tomografia 3D.

REFERÊNCIAS

- ALTÉS, V. S. **AD5933-Based System for Transthoracic Impedance Measurements**. Dissertação (Mestrado) — University of Borås, Borås, 2012. 15
- BARSOUKOV, E.; MACDONALD, J. R. **Impedance spectroscopy theory, experiment, and applications**. [S.l.]: Wiley Online Library, 2005. 15
- CAEIROS, J. M. S.; MARTINS, R. C. **Electromagnetic tomography: Real-time imaging using linear approaches**. In: *1ST Portuguese Meeting in Bioengineering*. Lisbon, Portugal: [s.n.], 2011. p. 265–271. 20
- DAVIDSON, J. L. *et al.* **Three-dimensional electrical impedance tomography applied to a metal-walled filtration test platform**. *Measurement Science and Technology*, IOP, v. 15, n. 11, p. 2263–2274, 2004. 20
- DEVICES, A. **AD5933**. 2017. 13
- EHLIC, J. *et al.* **Optimized Impedance measurement with AD5933**. Tese (Doutorado) — Brno University of technology, 2020. 13
- INTRUMENT, T. **ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements**. 2015. 22
- INTRUMENT, T. **AFE4300 Low-Cost, Integrated Analog Front-End for Weight-Scale and Body Composition Measurement**. 2019. 21
- ITS. **Industrial Tomography Systems**. 2022. <https://www.itoms.com/>. [Online; acesso em 1-Dez-2022]. 13
- NARANJO-HERNÁNDEZ, D.; REINA-TOSINA, J.; MIN, M. **Fundamentals Recent Advances and Future Challenges in Bioimpedance Devices for Healthcare Applications**. *Journal of Sensors*, Hindawi, v. 2019, n. -, p. 42, 2019. 15
- PENA, A. A. **A Feasibility Study of the Suitability of an AD5933-based Spectrometer for EBI Applications**. Tese (Doutorado) — University of Borås, 2009. 13
- SHCHERBININ, S. *et al.* An automated system for measuring the impedance of polymer films. *Russian Journal of Nondestructive Testing*, v. 53, n. 2, 2017. 15
- WHITLOCK, J. S. J.; JAIN, S. **A-spiro: Towards continuous respiration monitoring**. *SMART HEALTH*, ELSEVIER, n. 15, 2020. 13
- XIE, C. G. *et al.* **Electrical capacitance tomography for flow imaging: system model for development of image reconstruction algorithms and design of primary sensors**. *IEE Proceedings G Circuits, Devices and Systems*, v. 139, n. 1, p. 89–98, 1992. 20
- YANG, W. Q.; PENG, L. **Image reconstruction algorithms for electrical capacitance tomography**. *Measurement Science and Technology*, v. 14, n. 1, p. 1–13, 2002. 20

ANEXOS

ANEXO A – DIAGRAMA DO MÓDULO AD5933

