



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

PROGRAMA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA VOLUNTÁRIA – PICVOL

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA
ELÉTRICA PARA APLICAÇÃO EM PLANTAS**
**Desenvolvimento de Sensor de Fase da Bioimpedância Elétrica para
Monitoramento do Estado de Saúde das Plantas**

Engenharias
Instrumentação Eletrônica
Agricultura de Precisão

Relatório Final
Período da bolsa: de Setembro de 2021 a Agosto de 2022

Este projeto foi desenvolvido com bolsa de iniciação científica

PICVOL

Orientador: Elyson Carvalho

Autor: Stéphane Carvalho

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Objetivos	2
1.1.1	Objetivo Geral	2
1.1.2	Objetivos Específicos	3
1.2	Estrutura do Relatório	3
2	Trabalhos Relacionados	4
3	Fundamentação Teórica	6
3.1	Impedância Elétrica	6
3.2	Espectroscopia de Impedância Elétrica	7
3.3	Modelo Elétrico do Tecido da Planta	8
4	Metodologia	10
4.1	Metodologia de Desenvolvimento	10
4.2	Cronograma de Atividades	11
5	Resultados e Discussões	12
5.1	Medição de Magnitude da Impedância	12
5.2	Investigação dos Parâmetros que Influenciam na Bioimpedância do Tecido das Plantas	14
5.3	Frequência de Aplicação	16
5.3.1	Descrição do Sensor Desenvolvido	17
5.3.2	Análise da Frequência de Aplicação	18
5.4	Circuito de Condicionamento de Sinais	21
5.5	Testes com Tomateiro	23
5.6	Comparação com Dispositivo Comercial	25
6	Conclusões	29
7	Outras Atividades	30
8	Perspectivas de Trabalhos Futuros	31

Capítulo 1

Introdução

A agricultura é parte essencial para o desenvolvimento da sociedade. Ela é a principal fonte de alimento, matéria prima e capital [1, 2]. Nesse contexto, é importante salientar que alguns dos fatores que mais reduzem a qualidade e a quantidade da produção agrícola são as pragas e os patógenos. Estes, causam perdas econômicas substanciais no plantio, além de reduzirem a segurança alimentar e, na tentativa de lidar com a situação, a prática mais utilizada no controle destes organismos é a aplicação de defensivos agrícolas de forma uniforme em todo o campo da plantação, em momentos diferentes durante o ciclo de cultivo [3–5].

Entretanto, esse método muitas vezes leva à contaminação dos lençóis freáticos, aumenta a quantidade de resíduos tóxicos nos produtos agrícolas e encarece os custos de produção [6]. Visto isso, a fim de reverter essa situação, pesquisadores vêm buscando não apenas novas alternativas para melhorar a produção dos produtos agrícolas, mas também formas de possibilitar a detecção de pragas de forma prévia, fazendo com que seja possível intervir localmente na região afetada, ao invés de em todo o plantio. Nesse contexto, a medição de bioimpedância elétrica em cultivos aparece como um método promissor [7–9].

A medição de bioimpedância elétrica possui diversas aplicações em caracterização de tecidos e diagnóstico de doenças. Ela vem sendo amplamente utilizada nos últimos cinquenta anos como forma de caracterizar tecidos e fluidos biológicos (intra e extra celulares), bem como para caracterizar o estado do tecido, sendo possível identificar quando a planta está sofrendo com a ação de alguma praga ou patógeno antes mesmo da apresentação dos sintomas visuais [10, 11].

Esta característica vem agregando significativamente na agricultura de precisão pelo fato de que, em geral, os sintomas visuais surgem apenas nos estágios mais avançados da doença, quando, muitas vezes, a única alternativa é cortar ou queimar toda a área de cultivo, desencadeando perdas econômicas e impactos ambientais severos. Por esses fatores, a medição de bioimpedância aplicada na

agricultura abre novas possibilidades para sistemas de controle de pragas mais limpos e eficientes [7, 11, 12].

Nesse contexto, é importante destacar que a técnica mais utilizada para medição da bioimpedância elétrica do tecido das plantas é a Espectroscopia de Impedância Elétrica (do inglês, EIS). Contudo, apesar de ser uma técnica com grande potencial de detecção do estresse no estágio inicial de contaminação, a EIS possui duas grandes limitações que dificultam a sua aplicação: a sensibilidade a fatores ambientais (temperatura, umidade e luz solar) e a dificuldade de classificar os diferentes tipos de estresse [11, 13–16].

Buscando contornar tais problemáticas, pesquisadores passaram a utilizar ambientes controlados para realização dos testes e experimentos, isolando a planta do ambiente externo, e, dessa forma, desconsiderando a sensibilidade da EIS aos fatores ambientais [11, 14]. Além disso, a partir da literatura é possível notar uma procura incessante por informação, tanto na magnitude quanto na fase da impedância, utilizando, em geral, uma enorme faixa de frequência, no intuito de possibilitar a classificação dos diferentes tipos de estresse sofridos pela planta [15, 16].

No entanto, tais alternativas implicam em grande complexidade, custo, tamanho e dificuldade de reprodutibilidade do sistema desenvolvido. Dessa forma, nota-se, ainda, uma carência de sistemas capazes de avaliar e caracterizar o estado fisiológico das plantas, de forma confiável, portátil e de custo monetário competitivo.

Diante disso, este plano de trabalho teve como objetivo desenvolver um sensor de bioimpedância elétrica para aplicação em plantas, cujo propósito é caracterizar o estado fisiológico das mesmas, a fim de identificar quando há ou não a ação de um agente patológico antes dos sintomas visuais aparecerem. Nesse contexto, o sistema desenvolvido traz, como proposta científica e inovadora, uma forma simples, rápida e eficiente de análise e detecção de estresse nas plantas, que possibilita o monitoramento confiável e financeiramente acessível do estado de saúde das plantas.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste plano de trabalho foi desenvolver um sensor de bioimpedância elétrica para aplicação em plantas. Este sistema deve ser capaz de caracterizar o estado fisiológico das mesmas, a fim de identificar quando há ou não a ação de um agente patológico, antes dos sintomas visuais aparecerem.

1.1.2 Objetivos Específicos

Foram objetivos específicos deste plano de trabalho:

- Realizar uma revisão bibliográfica acerca da área de bioimpedância elétrica;
- Desenvolver um sensor de bioimpedância elétrica;
- Realizar testes a fim de caracterizar o sensor desenvolvido;
- Realizar estudos comparativos com sensores já existentes;
- Divulgar e disponibilizar o projeto para a comunidade acadêmica e interessados.

1.2 Estrutura do Relatório

Este relatório está dividido da seguinte forma. No Capítulo 2 é dado um panorama geral sobre o estado da arte de medição de bioimpedância do tecido das plantas, através dos trabalhos relacionados citados. A seguir, no Capítulo 3 é apresentada uma breve fundamentação teórica acerca dos conhecimentos necessários para um bom entendimento do trabalho desenvolvido. Já no Capítulo 4, é apresentada a metodologia de desenvolvimento do sensor proposto neste plano de trabalho e o cronograma de atividades previstas. Finalmente, no Capítulo 5 são apresentados os resultados e discussões acerca dos testes e experimentos realizados durante o desenvolvimento deste projeto. Em sequência, no Capítulo 6 são apresentadas as conclusões deste plano de trabalho. Por fim, nos Capítulos 7 e 8 são apresentados, respectivamente, as atividades realizadas pela discente durante o desenvolvimento deste projeto e os trabalhos futuros sugeridos como continuação deste.

Capítulo 2

Trabalhos Relacionados

Não é novidade que as doenças ocasionadas por pragas e patógenos são uma das principais responsáveis tanto pelas grandes perdas econômicas nos campos, como também pela redução da qualidade alimentar dos produtos agrícolas em escala mundial. Tendo isso em vista, é evidente que a melhoria no desempenho da agricultura global e dos produtos alimentícios dependem diretamente da forma com que estes agentes patológicos serão tratados [1].

Nesse contexto, a medição de bioimpedância elétrica tem se destacado e, devido ao crescente interesse na análise deste parâmetro, a demanda por sistemas de medição portáteis e confiáveis vem sendo cada vez maior [1, 17].

Tendo isso em vista, Borges *et al*, em [11], propôs um sistema portátil de Espectroscopia de Impedância Elétrica (EIS) para aplicação em plantas, onde um dos principais objetivos é avaliar o estado fisiológico das plantas. Os experimentos foram conduzidos com três espécies vegetais, onde uma parte foi submetida ao estresse hídrico e outra foi inoculada com nematoides. Como resultado, o dispositivo foi capaz de distinguir entre plantas saudáveis, inoculadas com nematoides e com estresse hídrico. O sistema mostrou-se robusto e de fácil implementação. Ele é capaz de fazer uma varredura em frequência dentro de uma faixa previamente selecionada (1 kHz à 1 MHz), sendo possível realizar um estímulo no tecido biológico tanto com sinal de tensão como de corrente alternada.

Com objetivo similar, Alejnikov *et al*, em [16], desenvolveu um estudo para analisar quais parâmetros de espectroscopia de impedância elétrica são relevantes na detecção de infecções fúngicas em cultivos de morango. Os experimentos foram realizados para detectar e diferenciar a presença de manchas brancas, marrons e angulares em morangos. Os resultados experimentais foram avaliados através de uma análise de variância para determinar os parâmetros EIS mais relevantes para a aplicação. Observou-se que o parâmetro mais relevante é a reatância elétrica e na região de baixa frequência (200 Hz a 10 kHz), sendo

possível distinguir as 4 classes: saudável, manchas brancas, manchas marrons e angulares.

Além destes, em [10], Abdullah *et al*, projetou e desenvolveu um analisador de impedância, também portátil e de baixo custo, que pode ser utilizado em campo aberto. O diferencial do sistema proposto neste trabalho é a simplicidade de se obter a informação da fase através da magnitude da impedância, utilizando um algoritmo de software baseado na transformada de Kramers-Kronig modificada.

Já em [13], Meiqing *et al* investigou a sensibilidade da EIS a níveis variados de nitrogênio em lavouras de tomate, com o objetivo de detectar estresse em estágios iniciais. Os experimentos foram realizados aplicando cinco níveis diferentes de nitrogênio. Os dados foram processados por meio de uma Análise de Componentes Principais (PCA) e cinco agrupamentos foram observados, cada um correspondendo a um nível de concentração de nitrogênio. Da mesma forma, em [14], eles utilizaram EIS para avaliar o nível de concentração de potássio da cultura do tomate, aplicando cinco conjuntos de amostras de tomate, com diferentes teores de potássio. Em ambos trabalhos, o range de frequência utilizado variou de 1 Hz a 1 MHz.

Neste ponto, é possível observar que todos os trabalhos citados acima utilizaram a EIS para medir a bioimpedância do tecido das plantas e possibilitar a detecção do estresse no estágio inicial da doença. Contudo, é importante destacar que todos eles tiveram como objetivo a busca pela informação tanto da magnitude, como da fase da impedância, utilizando um range de frequência elevado e que, muitas vezes, é responsável por tornar o sistema caro e complexo. Em contrapartida, neste projeto é proposto uma forma simples, rápida e eficiente de monitoramento e análise do estado de saúde das plantas, baseada na análise do modelo elétrico do tecido das plantas.

Tal modelo será apresentado na Seção 3, assim como toda a fundamentação teórica necessária para o entendimento da pesquisa desenvolvida neste plano de trabalho.

Capítulo 3

Fundamentação Teórica

Neste capítulo é apresentada uma breve fundamentação teórica acerca dos principais conceitos que abrangem a área de conhecimento deste plano de trabalho. Ela se inicia com o conceito e desenvolvimento matemático de impedância elétrica e culmina na apresentação do modelo elétrico do tecido celular das plantas.

3.1 Impedância Elétrica

A impedância elétrica é definida como a medida de oposição ao fluxo de corrente alternada [11]. Ela é representada pela letra Z e é composta de parte real e parte imaginária, quando apresentada no plano complexo, como pode ser visto na Figura 3.1.

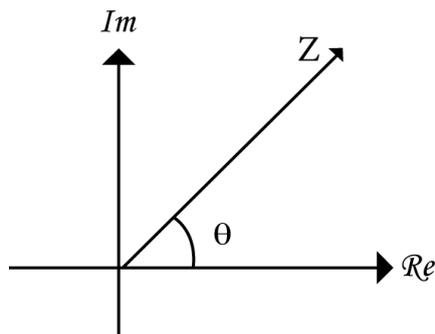


Figura 3.1: Representação gráfica da impedância no plano complexo, em que Im representa o eixo imaginário e Re representa o eixo real.

A parte real da impedância é comumente representada por uma resistência R , enquanto que a parte imaginária é representada por uma reatância X [18].

Dessa forma, o resultado obtido a partir da medição de uma impedância é composto por dois valores complexos, denominados magnitude $Z(\omega)$ e fase $\theta(\omega)$ da impedância [11]. Tais valores são dados, respectivamente por:

$$Z(\omega) = \sqrt{R(\omega)^2 + X(\omega)^2}, \quad (3.1)$$

$$\theta(\omega) = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{X(\omega)}{R(\omega)} \right) \quad (3.2)$$

Em resumo, de forma bastante simples, ao aplicar uma tensão V num material de impedância Z , será produzida uma determinada corrente I entre dois pontos deste material, como representado na Figura 3.2. O contrário também acontece, ou seja, ao aplicar uma corrente I num material de impedância Z , será produzida uma determinada tensão V entre dois pontos deste material. Este é o princípio básico de entendimento da Lei de Ohm, que diz que a tensão aplicada é igual ao produto da corrente e impedância presentes no sistema ($V = I \times Z$).

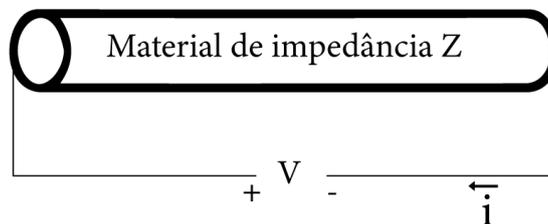


Figura 3.2: Representação de um material de impedância Z sendo excitado por uma tensão V externa, gerando como resultado uma corrente I .

Neste ponto, vale ressaltar que a teoria apresentada nesta seção é a base para todo o trabalho desenvolvido nesta pesquisa. Dessa forma, o princípio básico de surgimento de uma corrente ou tensão, descrito pela Lei de Ohm, apresentado anteriormente, é a base utilizada para a medição da bioimpedância do tecido das plantas através da Espectroscopia de Impedância Elétrica. Esta última, por sua vez, será apresentada na Seção 3.2.

3.2 Espectroscopia de Impedância Elétrica

A necessidade de monitorar o estado de saúde das plantas existe em diversas esferas da sociedade. Desde a preocupação com a qualidade e quantidade dos produtos alimentícios, até as perdas econômicas causadas pela ação de agentes patológicos nos cultivos [1].

Tendo isso em vista, pesquisadores, ao longo dos anos, foram desenvolvendo diversas técnicas para possibilitar esse monitoramento contínuo, a exemplo da reflectância espectral, EIS e técnicas baseadas em termografia e imagem por fluorescência, como pode ser visto em [9] e [14]. Entretanto, apesar de todas essas técnicas apresentarem um grande potencial de monitoramento do estado

de saúde das plantas, a EIS foi a que mais se mostrou eficiente na detecção prévia dos sintomas causados por agentes estressores [7, 13].

O princípio de funcionamento da EIS consiste na medição da impedância para diferentes frequências, através da aplicação de uma corrente $I(\omega)$ ou tensão alternada $V(\omega)$ entre dois pontos do tecido celular, utilizando-se da Lei de Ohm ($V = RI$). Como resultado, são obtidos dados da impedância medida em função da frequência ω [19], sendo, para isso, aplicado o referencial teórico e matemático apresentado na Seção 3.1 para a medição de impedância.

Neste ponto, é importante salientar que a base para a medição de bioimpedância do tecido das plantas está no fato de que cada material biológico possui suas próprias características elétricas. Por isso, mudanças fisiológicas causadas por doenças, estresse hídrico ou nutricional influenciam diretamente na impedância do tecido [11]. Contudo, para esta análise se faz necessário a utilização de um modelo elétrico equivalente adequado [12]. Tal modelo será apresentado na Seção 3.3.

3.3 Modelo Elétrico do Tecido da Planta

Como mencionado anteriormente, aplicando-se um estímulo elétrico externo ao tecido biológico, é possível medir a impedância presente no tecido das plantas. Esse fenômeno acontece devido à mobilidade e polarização dos íons presentes dentro dos fluidos intra e extracelulares, que, por sua vez, influenciam na membrana celular [11, 20].

Nesse contexto, é importante destacar que os fluidos intra e extracelulares, em geral, têm um comportamento resistivo devido à sua alta composição de água, sais, eletrólitos e íons livres. Já a membrana celular tem um comportamento capacitivo, por ser composta por uma dupla camada lipídica, que funciona como uma interface entre os meios intra e extracelular [19]. A partir dessas informações e com o objetivo de investigar e possibilitar análises acerca do estado de saúde das plantas, surgiram diversos modelos elétricos para representar o tecido biológico. Dentre eles, o mais aceito e utilizado foi proposto por Cole em 1928 [21].

Neste modelo, o tecido é representado por um arranjo de dois resistores e um capacitor, como pode ser visto na Figura 3.3, em que R_i e R_e representam, respectivamente, os fluidos intra e extracelulares, enquanto que o C_m representa a membrana celular [11, 22].

Através desse modelo, é possível simular a variação da bioimpedância do tecido das plantas, quando sujeitas à ação de algum agente estressor, além de

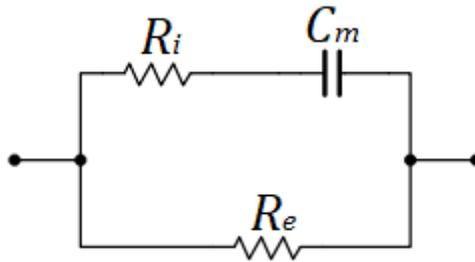


Figura 3.3: Modelo elétrico do tecido celular apresentado por Cole. Representa o tecido biológico a partir do arranjo de dois resistores e um capacitor [21].

possibilitar uma análise prévia dos parâmetros que mais influenciam na saúde e desenvolvimento das plantas de forma simples e prática, por se tratar de um simples circuito RC (Resistor-Capacitor).

O estudo e observação do comportamento apresentado por esse modelo determinaram a metodologia de desenvolvimento do sensor proposto neste plano de trabalho. Tal metodologia será apresentada a seguir, no Capítulo 4.

Capítulo 4

Metodologia

Neste Capítulo será apresentada a metodologia de desenvolvimento e o cronograma de atividades implementadas para a construção do sensor proposto neste plano de trabalho.

4.1 Metodologia de Desenvolvimento

Primeiramente, foi realizada uma revisão bibliográfica acerca do tema geral bioimpedância elétrica, com o objetivo de conhecer a área de estudo. Com essa fase concluída, foi dado início a uma pesquisa mais aprofundada acerca do tema bioimpedância elétrica aplicada em plantas. Essa etapa foi fundamental para conhecer e entender os trabalhos da literatura já existentes e saber quais as principais dificuldades e lacunas ainda presentes. Além disso, essa etapa foi essencial para a escolha da técnica de medição a ser implementada neste plano de trabalho.

Após essa etapa, foram realizados testes visando a investigação dos parâmetros que mais influenciam na bioimpedância do tecido das plantas. Isso devido ao fato de que, neste ponto, a partir da análise do modelo elétrico do tecido das plantas, a discente e a equipe de pesquisa já tinham como hipótese que a fase seria um parâmetro de muita influência na bioimpedância das plantas.

Após realizados os testes de investigação dos parâmetros, foram feitos mais testes, mas agora com o objetivo de investigar a frequência ou o range de frequência que possibilita uma boa visualização da mudança de fase entre os diferentes níveis de estresse da planta.

Neste ponto, com todos os testes de investigação concluídos, chegou a vez de projetar o circuito responsável por calibrar o sensor desenvolvido. Essa fase permitiu, finalmente, a realização de experimentos numa planta real e prosseguir para a fase de comparação com um dispositivo comercial, como previsto no

cronograma de atividades proposto.

Todos os resultados obtidos através dos testes e experimentos realizados serão discutidos e apresentados no Capítulo 5.

4.2 Cronograma de Atividades

O cronograma das atividades propostas para a realização deste plano de trabalho é disposto na Tabela 4.1. As atividades previstas no início do projeto foram: execução da revisão bibliográfica (A1); Desenvolvimento do sensor de bioimpedância elétrica (A2); Testes e ajustes do sensor de bioimpedância elétrica (A3); Análise comparativa com outros sistemas já existentes (A4); Análise de resultados (A5); Redação de relatórios (A6); Redação de artigos científicos (A7).

Atualmente esta pesquisa se encontra concluída, tendo cumprido todas as atividades previstas no cronograma.

Tabela 4.1: Cronograma de Atividades Propostas.

	Ago	Set	Out	Nov	Dez	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul
A1	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	
A2			■	■	■	■	■	■	■			
A3								■	■			
A4										■	■	
A5										■	■	
A6					■	■					■	■
A7												■

Capítulo 5

Resultados e Discussões

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos a partir dos experimentos realizados para o desenvolvimento do sensor proposto neste plano de trabalho. Eles estarão organizados em seções, de acordo com o objetivo pretendido em cada um, para um melhor entendimento e fluidez das discussões.

5.1 Medição de Magnitude da Impedância

Primeiramente foram realizados testes com o intuito de medir a magnitude da impedância. Para isso, foi desenvolvido o circuito apresentado na Figura 5.1, composto por uma fonte de alimentação senoidal, uma ponte de Wheatstone, composta por resistores e o modelo elétrico do tecido das plantas, e um amplificador de instrumentação.

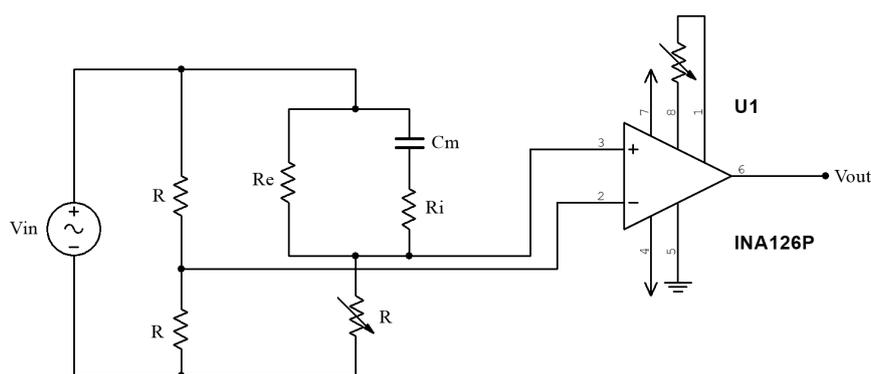


Figura 5.1: Esquemático do circuito utilizado para medição da magnitude da impedância, utilizando a ponte de Wheatstone.

É importante destacar que este circuito foi projetado utilizando uma ponte de Wheatstone com o objetivo de investigar a sua resposta à variações de resistência no modelo elétrico do tecido das plantas, tendo em vista que se trata de um

circuito referência na área de instrumentação eletrônica para medição de impedâncias, mas que, apesar disso, não foram encontrados trabalhos na literatura que utilizaram tal estrutura. Aliado a ela, foi implementado um amplificador de instrumentação, com o objetivo de possibilitar a medição de pequenos sinais na saída da ponte, aumentando, dessa forma, não apenas a sensibilidade do circuito, como também a redução de sinais de modo comum, eliminando bastante a influência do ruído na medição.

Para a realização dos testes, o valor do resistor R que entra em série com o modelo elétrico do tecido da planta foi sendo alterado, primeiramente, a um passo de 10Ω , numa faixa de $9,91 \text{ k}\Omega$ à $10 \text{ k}\Omega$. Estes testes foram realizados utilizando *software* de simulação e o resultado obtido pode ser visto na Figura 5.2.

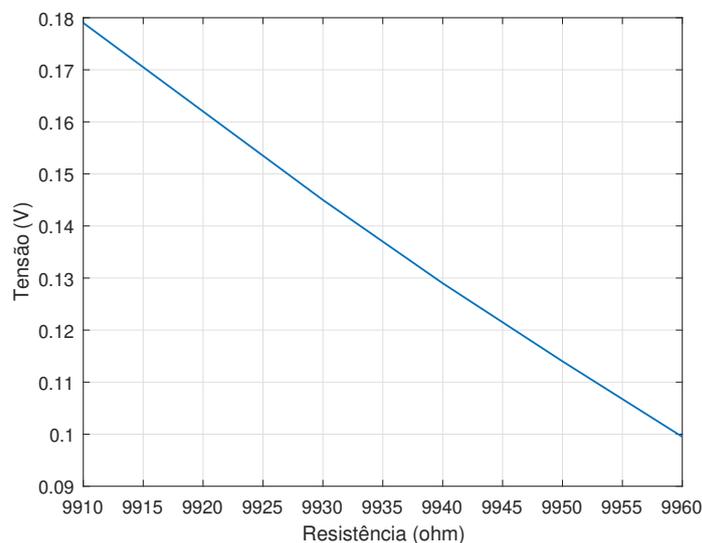


Figura 5.2: Resultado obtido com o circuito proposto para medição da magnitude da impedância com pequenas variações de resistência na ponte de Wheatstone.

A partir desse resultado, nota-se uma resposta bastante linear e desejada para o sistema. Dessa forma, os testes prosseguiram, mas dessa vez alterando a resistência a um passo de $1 \text{ k}\Omega$. Estes testes também foram realizados utilizando *software* de simulação e o resultado obtido pode ser visto na Figura 5.3, na qual é possível notar que a ponte de Wheatstone possui um comportamento não-linear para grandes variações de resistência, e essa característica dificulta significativamente a análise das medições a serem obtidas a partir dela.

Por esse fato, e aliado à análise do modelo elétrico do tecido das plantas, que estava sendo feita em paralelo aos testes, a equipe de pesquisa optou por não utilizar essa estrutura de circuito para medir a magnitude da impedância e prosseguiu para os testes de investigação dos parâmetros que mais influenciam na bioimpedância do tecido das plantas.

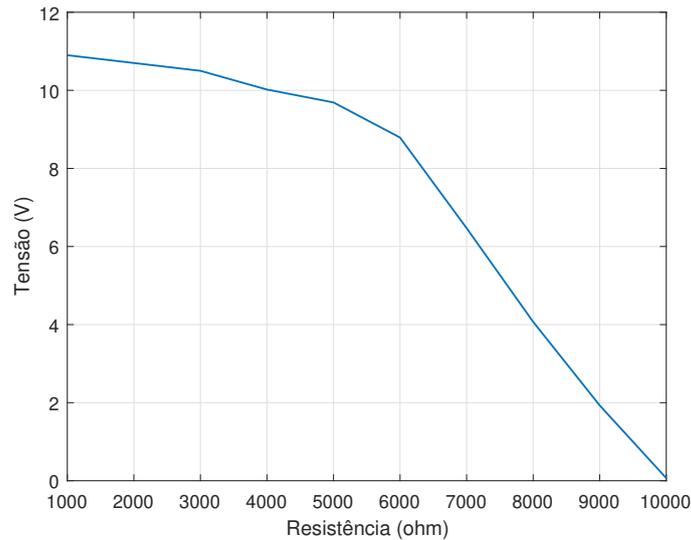


Figura 5.3: Resultado obtido com o circuito proposto para medição da magnitude da impedância com grandes variações de resistência na ponte de Wheatstone.

Tais testes tiveram como principal objetivo verificar a validade da hipótese levantada. Essa hipótese e os testes de investigação realizados serão descritos na Seção 5.2

5.2 Investigação dos Parâmetros que Influenciam na Bioimpedância do Tecido das Plantas

Após notar como a resposta da ponte de Wheatstone é não-linear para grandes variações de resistência, e tendo em vista que os trabalhos presentes na literatura utilizam, de modo geral, sempre a mesma forma de medição de impedância (aplicando uma corrente ou uma tensão alternada), a equipe de pesquisa optou por retornar à base teórica do modelo elétrico do tecido das plantas e analisá-lo.

Neste ponto, é importante lembrar que o modelo elétrico do tecido das plantas foi proposto a partir do conhecimento de que os fluidos intra e extracelulares, em geral, têm um comportamento resistivo e que a membrana celular tem, em geral, um comportamento capacitivo.

Esta informação, somada ao fato de que o capacitor, elemento responsável por permitir a existência de uma impedância complexa e, conseqüentemente, uma fase não-nula no circuito, é influenciado tanto pelos fluidos intracelulares como também pelos fluidos extracelulares, levou a equipe de pesquisa à noção intuitiva de que a fase poderia, de fato, ser um parâmetro de grande influência na bioimpedância do tecido das plantas.

Essa análise fez surgir a hipótese de que não seria necessário medir ambas magnitude e fase da impedância para se ter informação sobre o status de saúde da planta, apenas a informação de fase já seria suficiente. A partir disso, foram feitos testes de sensibilidade com os parâmetros que compõem o modelo elétrico da célula, sendo, tanto a componente resistiva e reativa, individualmente, como também a magnitude e fase da impedância. O objetivo foi investigar se, de fato, a fase é um dos fatores que mais influenciam na bioimpedância do tecido das plantas.

Os testes de investigação foram feitos via *software* de simulação, utilizando os valores apresentados na Tabela 5.1 para o modelo elétrico do tecido das plantas. Tais valores foram retirados da literatura e são resultados de testes experimentais feitos por L. Meiqing *et al* em [13] com plantas de tomate (*Solanum Lycopersicum*). Tais testes foram realizados para cinco diferentes níveis de Nitrogênio (N) (25%, 50%, 75%, 100% e 125%), parâmetro essencial para a saúde e desenvolvimento das plantas.

Tabela 5.1: Valores dos parâmetros do modelo elétrico do tecido das plantas, de acordo com o nível de concentração de Nitrogênio [13].

R_e	R_i	C_m	Nível de Concentração de Nitrogênio
65 $k\Omega$	3.3 $k\Omega$	125 pF	2, 5
94 $k\Omega$	2.5 $k\Omega$	222 pF	3
114.2 $k\Omega$	2 $k\Omega$	200 pF	3, 5
120 $k\Omega$	1.5 $k\Omega$	267 pF	4
140 $k\Omega$	680 Ω	320 pF	4, 5

Dessa forma, para os testes de sensibilidade dos parâmetros foi aplicado um range de frequência de 1 kHz a 100 MHz, a um passo de 1 kHz, e para cada frequência foram calculados os valores de fase, magnitude, $R(\omega)$, e $X(\omega)$ para dois níveis de concentração de N (2.5 e 4.5). A partir disso, foi calculada a variação relativa, dividindo o valor encontrado para o nível 4.5 pelo valor encontrado para o nível 2.5, para cada parâmetro individualmente.

Estes testes resultaram no gráfico apresentado na Figura 5.4 que, por sua vez, possibilita a observação de que a fase é, de fato, bastante sensível à mudança na bioimpedância do tecido das plantas, principalmente quando comparada à magnitude.

Dessa forma, a partir desse resultado obtido, é correto afirmar que a hipótese de que apenas a fase é parâmetro suficiente para o monitoramento do estado de saúde das plantas é bastante promissora. Além disso, é possível visualizar

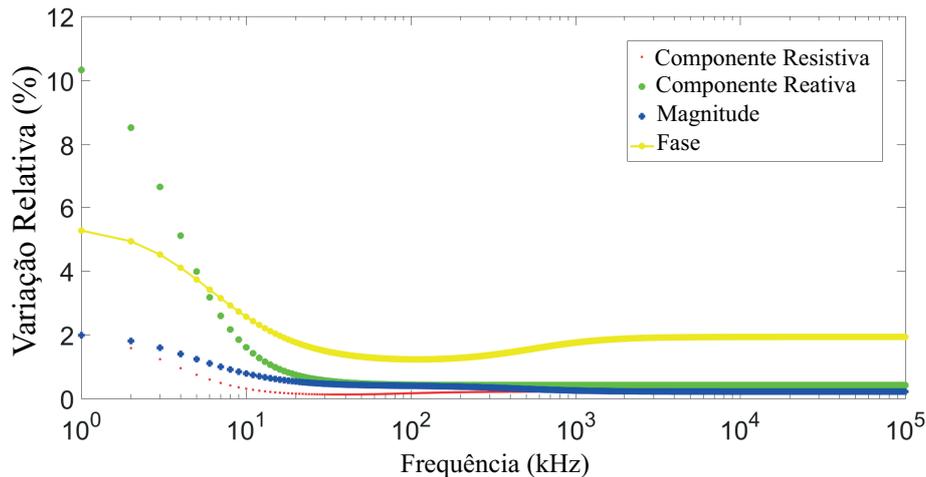


Figura 5.4: Gráfico obtido através de simulação utilizando dois níveis de concentração de N, comparando a sensibilidade dos parâmetros da célula à variação da bioimpedância.

como a componente reativa, representada pelo capacitor, em asteriscos verdes, é bastante afetada pela variação da bioimpedância do tecido das plantas. Isso enfatiza, mais uma vez, a importância do capacitor no modelo elétrico do tecido, sendo ele componente fundamental para a existência de uma fase diferente de zero e, conseqüentemente, quem torna possível a análise de diferentes níveis de estresse na planta utilizando apenas a informação da mudança de fase num range de frequência específico.

Nesse contexto, na Seção 5.3 serão apresentadas as discussões obtidas através das análises do range de frequência aplicado.

5.3 Frequência de Aplicação

Como mencionado anteriormente, através dos testes de sensibilidade realizados, foi possível observar que existe uma faixa de frequência específica em que a importância dos parâmetros que influenciam na bioimpedância do tecido é mais perceptível. A partir disso, foram realizados testes com o objetivo de analisar e investigar esse range de frequência.

Para isso, se faz necessário, neste ponto, apresentar a descrição do sensor de fase da bioimpedância desenvolvido neste plano de trabalho para o monitoramento do estado de saúde das plantas. Tal descrição será apresentada na Subseção 5.3.1, a seguir, acompanhada da análise da frequência de aplicação na Subseção 5.3.2.

5.3.1 Descrição do Sensor Desenvolvido

O objetivo deste plano de trabalho foi desenvolver um sensor de bioimpedância elétrica para monitoramento do estado de saúde das plantas. Tendo isso em vista, após uma série de testes e análises, já apresentadas anteriormente neste capítulo, foi decidido focar apenas na medição da fase da impedância, pelo fato dela já disponibilizar informação suficiente para o cumprimento do que foi proposto.

A partir disso, foi implementado o circuito apresentado na Figura 5.5. O primeiro circuito, à esquerda, é composto por um resistor fixo e pelo modelo elétrico do tecido da planta, onde seriam conectados, na medição em tecido vegetal, um par de eletrodos. Já o segundo circuito, à direita, trata-se de um medidor de fase, apresentado por Bedenik *et al* em [23].

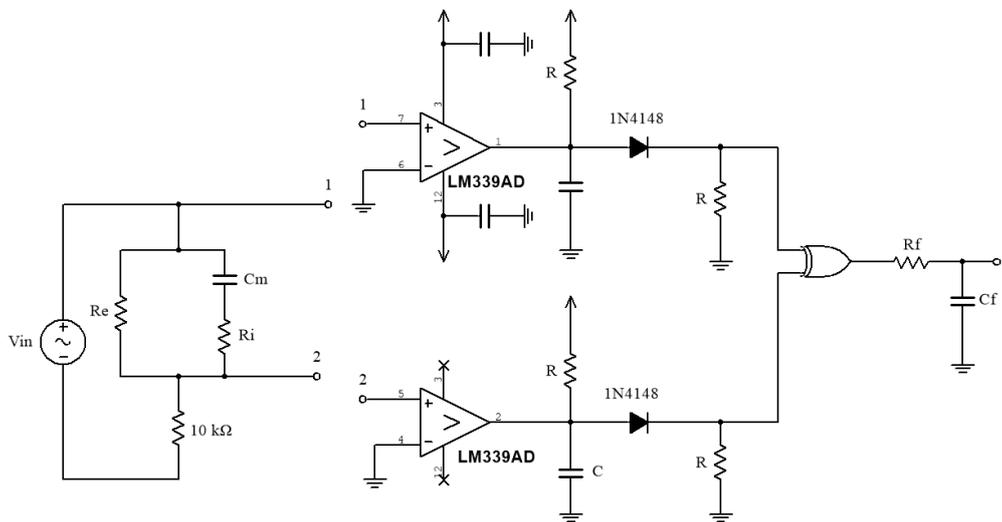


Figura 5.5: Esquemático do circuito utilizado para medição da fase, contendo um par de eletrodos [23].

O princípio básico de funcionamento do circuito utilizado para a medição de fase, localizado à direita na imagem, se dá pela comparação de dois sinais defasados entre si, através dos comparadores implementados. De forma bastante simples, o sinal de entrada (V_+ do amplificador) é comparado com o sinal de referência (em V_- do amplificador), que neste caso é 0 V. Se o sinal em V_+ for maior que a referência, o comparador envia V_{ref+} para a saída (neste caso, 9 V). O contrário acontece se o sinal em V_+ for menor que a referência (o comparador envia V_{ref-} para a saída, neste caso, -9 V). Dessa forma, o sinal de saída dos comparadores é uma onda quadrada, variando de -9 V a 9 V.

Ao passar pelo diodo de sinais, 1N4148, essa onda quadrada é retificada para, então, poder ser enviada para a porta lógica XOR, que tem como saída um trem de pulsos, cuja largura é determinada pela defasagem entre os dois sinais.

Neste ponto, ao passar pela XOR, a informação de defasagem já está presente no sistema. Dessa forma, o último estágio desse medidor é um filtro passa-baixas simples, representado na figura por Rf e Cf , que tem como objetivo transformar a defasagem em um sinal DC, tendo como resultado a tensão média de saída da XOR.

Já o circuito presente à esquerda, ainda na Figura 5.5, tem como objetivo simular a variação da bioimpedância do tecido. Dessa forma, seu princípio básico de funcionamento se dá a partir da aplicação de uma tensão senoidal no modelo elétrico que representa a planta, estando esse associado a um resistor de $10\text{ k}\Omega$.

Neste ponto, é de suma importância ressaltar que este resistor surgiu, a princípio, como um resistor *shunt*¹, possibilitando a medição da corrente que passa pelo modelo elétrico do tecido, através da tensão medida nele. Contudo, a partir de testes realizados, foi escolhido o valor de $10\text{ k}\Omega$ por possibilitar um melhor ponto de operação e, conseqüentemente, visualização da mudança de fase no circuito.

A partir da estruturação desse circuito medidor de fase, foi possível realizar os testes e experimentos necessários para a realização das devidas análises e conclusões acerca do sensor desenvolvido neste plano de trabalho. Dessa forma, na Subseção a seguir será apresentada a análise obtida acerca da frequência de aplicação utilizada durante os testes.

5.3.2 Análise da Frequência de Aplicação

Durante os testes de investigação dos parâmetros que influenciam na bioimpedância do tecido das plantas, foi utilizando um range de frequência de 1 kHz a 50 kHz. O circuito utilizado é apresentado na Figura 5.5 e, a partir dele, observou-se que foi possível visualizar a mudança na bioimpedância, através da fase, com apenas uma frequência fixa, que se encontra entre 1 kHz e 12 Khz, como pode-se notar a partir das figuras 5.4 e 5.6.

Após os testes realizados com os circuitos apresentados na Figura 5.5, utilizando a configuração com um par de eletrodos, foram feitos testes utilizando dois pares de eletrodos. Tais testes tiveram como objetivo analisar a sensibilidade da resposta final do medidor de fase, quando comparado à configuração com apenas um par. Na Figura 5.7 é apresentada a configuração com dois pares de eletrodos.

Para os dois testes, com um e dois pares de eletrodos, foi utilizada uma fonte de tensão senoidal com amplitude fixa na entrada, e a frequência foi alterada ma-

¹Resistor de baixa resistência, idealmente de $1\ \Omega$, bastante utilizado em aplicações em que se precisa medir corrente.

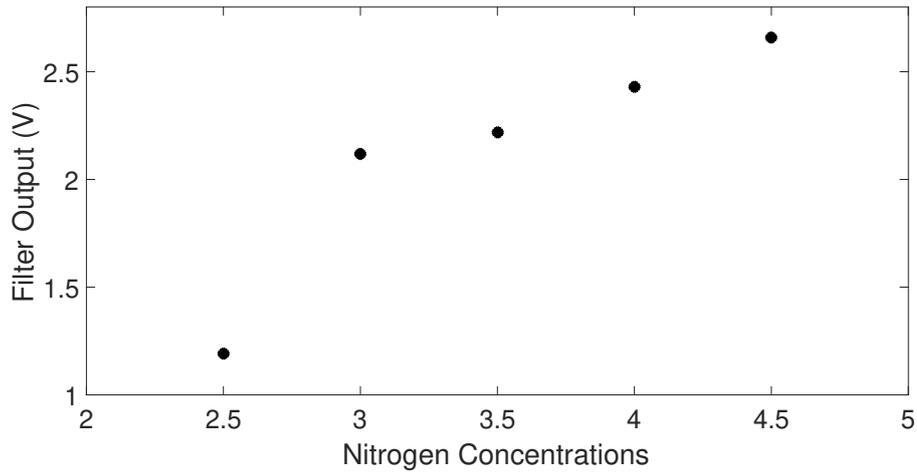


Figura 5.6: Gráfico obtido através da medição de V_o , utilizando a abordagem com um par de eletrodos, na frequência de 12 kHz, para cinco níveis de concentração de N.

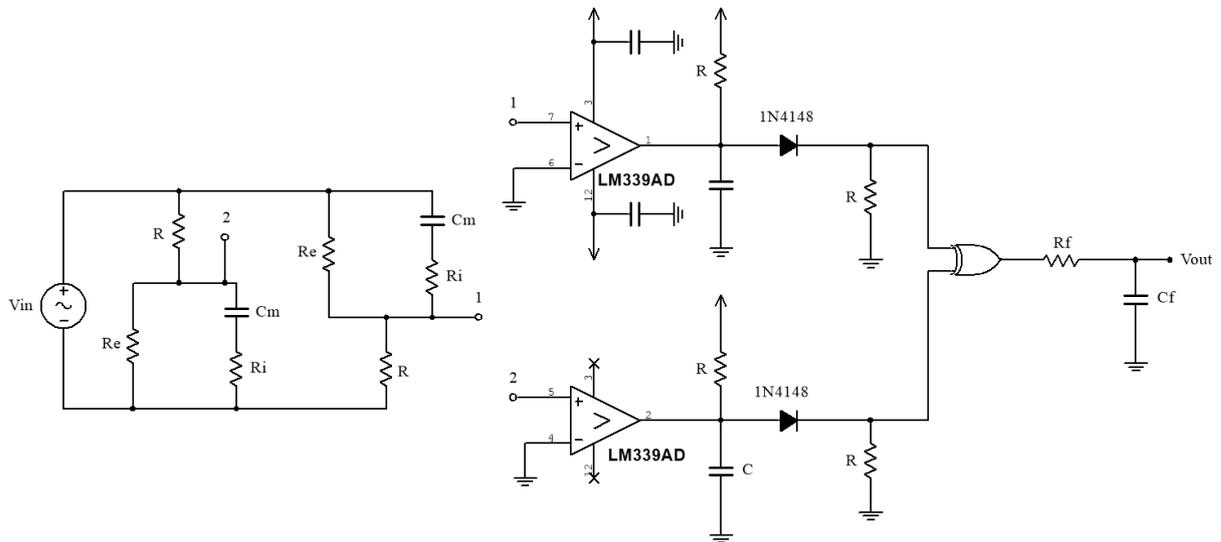


Figura 5.7: Esquemático do circuito utilizado para medição da fase, contendo dois pares de eletrodos [23].

nualmente a um passo de um quilohertz a cada medida. Essa rotina foi repetida para cada um dos cinco níveis de N, alterando os valores dos componentes do modelo elétrico do tecido da planta de acordo com a Tabela 5.1.

O resultado obtido é apresentado nas Figuras 5.8 e 5.9, em que é possível notar que a variação do nível de N é bastante perceptível na saída do medidor de fase desenvolvido, como esperado a partir da análise da Figura 5.6. A partir delas, também é possível concluir que a diferença entre as duas abordagens, com um e dois pares de eletrodos, não é relevante para o range de frequência escolhido, sendo, dessa forma, a melhor abordagem a que utiliza apenas um par de eletrodos. Dessa forma, as chances de existência de ruído no sistema são reduzidas e o circuito se torna ainda mais simples.

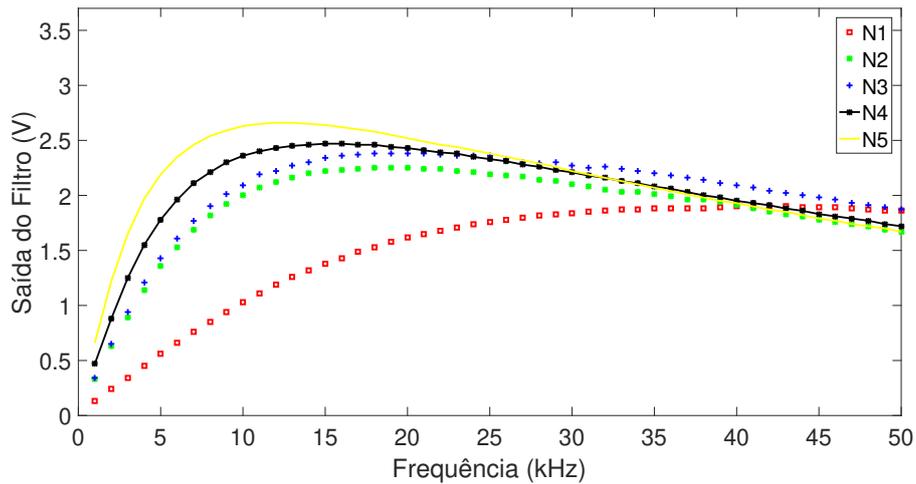


Figura 5.8: Gráfico de resultados obtidos a partir da medição com um par de eletrodos, para cinco níveis de concentração de N.

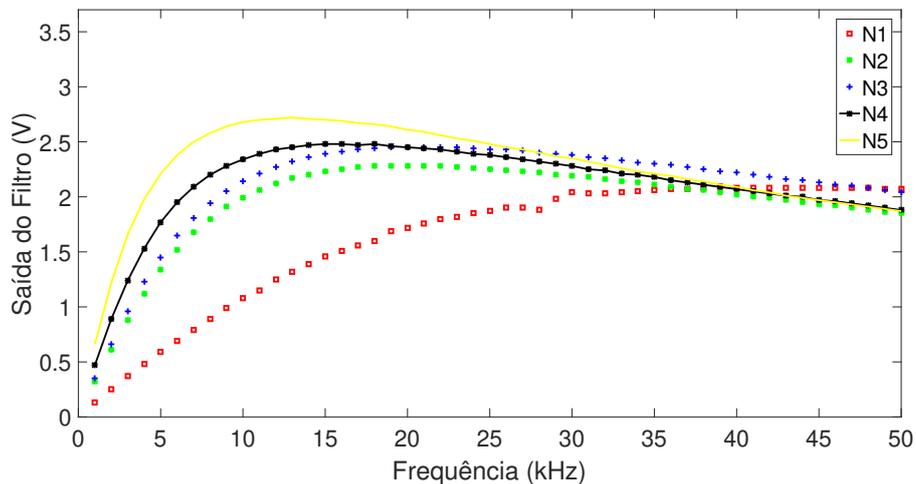


Figura 5.9: Gráfico de resultados obtidos a partir da medição com dois pares de eletrodos, para cinco níveis de concentração de N.

Dessa forma, estes resultados demonstraram que não é necessário a utilização de um circuito complexo para a medição de bioimpedância do tecido das plantas, fazendo com que a análise utilizando simultaneamente tanto a magnitude, quanto a fase da impedância seja desnecessária. Além de, também, não necessitar de um circuito que trabalhe com largas faixas de frequência, característica que, em geral, encarece e dificulta o sistema desenvolvido.

Neste ponto, é importante destacar que todos os resultados e discussões apresentados até aqui resultaram na publicação do artigo científico intitulado como “*Plant Health Evaluation Based on Bioimpedance Phase Measurement*”, aprovado sem restrições no *International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT) 2022*. Além disso, os conhecimentos

adquiridos durante o desenvolvimento desta pesquisa permitiu a discente participar ativamente da elaboração de outro artigo científico, para o mesmo congresso, intitulado como “*A Novel Approach to Assessing Crop Health by Electrical Impedance Spectroscopy*”, que apresenta a abordagem proposta no doutorado do co-orientador deste projeto de pesquisa, Matheus Souza, para a medição de bioimpedância elétrica em campos abertos.

Dessa forma, este trabalho traz contribuições científicas importantes para a área da agricultura de precisão e sistemas de bioimpedância para monitoramento do estado de saúde das plantas.

Nas Seções a seguir, 5.4, 5.5 e 5.6 serão apresentados, respectivamente, o circuito para o condicionamento do sinal de saída do sensor de fase desenvolvido, os resultados dos testes realizados utilizando uma tomateiro e a comparação do sensor desenvolvido com um dispositivo disponível comercialmente.

5.4 Circuito de Condicionamento de Sinais

Após a validação do circuito para medir a fase da bioimpedância do tecido das plantas, foi feito um circuito para condicionar o sinal de saída do medidor, com o objetivo de melhorar a visualização da medição realizada. O circuito do condicionador projetado é apresentado na Figura 5.10.

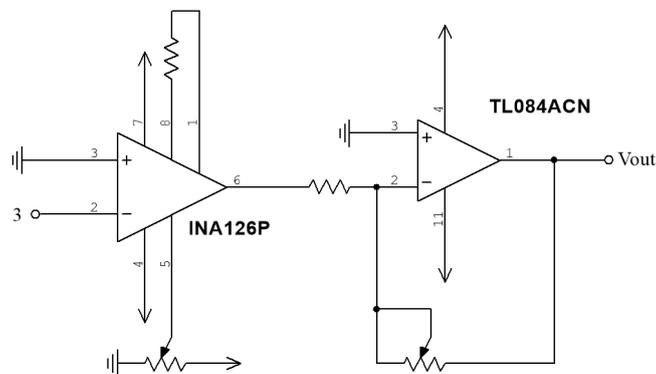


Figura 5.10: Circuito de condicionamento de sinais projetado para o sensor de fase da bioimpedância do tecido das plantas desenvolvido neste plano de trabalho. Em 3 é conectado a saída 3 do medidor de fase apresentado na Figura 5.5.

Com a implementação deste condicionador de sinais, a saída do sensor passou a variar de 0 V à 5V, sendo, respectivamente, o valor referente à uma defasagem de 10° à 90° . A conversão de tensão para fase, do sensor desenvolvido, pode ser vista através do gráfico da Figura 5.11.

Neste ponto, vale a pena destacar que, como pode ser visto na Figura 5.10, o condicionador de sinais projetado contém potenciômetros para ajuste e altera-

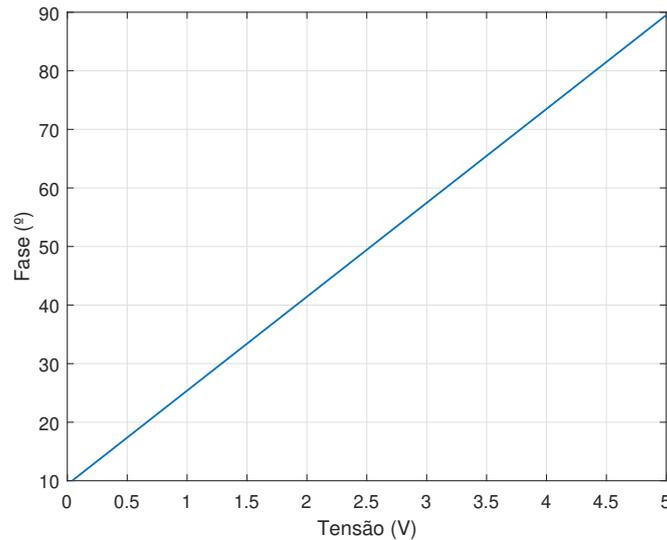


Figura 5.11: Gráfico que mostra a conversão de tensão para fase do o sensor desenvolvido, após a implementação do condicionador de sinais.

ção do condicionamento desejado. Além disso, também é importante evidenciar que foi escolhido um range de defasagem de 10° a 90° por atender uma região bastante linear e de maior mudança de fase, como pode ser visto na Figura 5.12 e, ainda, apoiando-se no fato de que a reatância do capacitor, elemento responsável por permitir uma fase não-nula no modelo elétrico do tecido da planta, não ultrapassa 90° e, dessa forma, θ (rever Figura 3.2) não assume valores maiores que 90° .

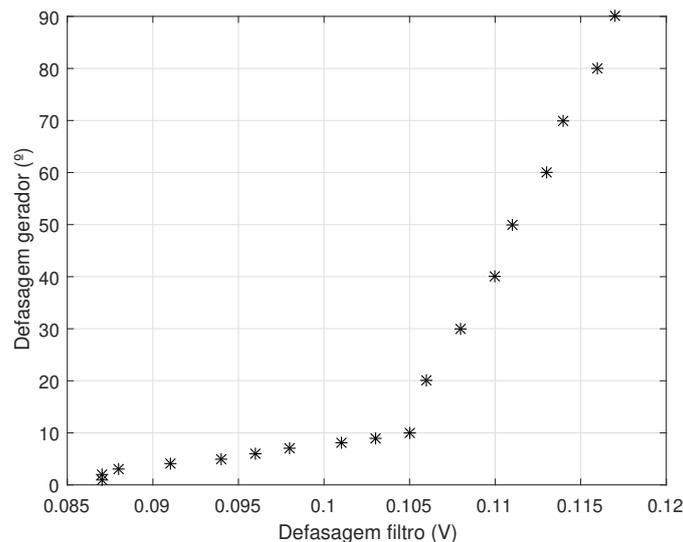


Figura 5.12: Gráfico que mostra valores de tensão obtidos com o medidor de fase antes da implementação do condicionador de sinais.

Ainda, é válido ressaltar que para a calibração do sensor, foi utilizado um

gerador de funções com dois canais de saída. Para isso, foi aplicada a mesma função (seno) nos dois canais, de mesma amplitude (6 Vpp) e frequência (15 kHz), mas de fases diferentes, iniciando em 10° de defasagem e finalizando em 90°, obtendo, dessa forma, os valores apresentados na Figura 5.11.

Por fim, com o condicionamento e calibração do sinal realizada, foi confeccionada a placa de circuito impresso (PCI) do sensor desenvolvido neste plano de trabalho, como pode ser visto na Figura 5.13.



Figura 5.13: Placa de circuito impresso do sensor de fase da bioimpedância do tecido das plantas desenvolvido neste plano de trabalho.

A partir dela, foram realizados testes em uma planta de tomate e realizada uma análise comparativa de concordância com o dispositivo comercial AD5934. Tais etapas serão apresentadas nas Seções 5.5 e 5.6, respectivamente.

5.5 Testes com Tomateiro

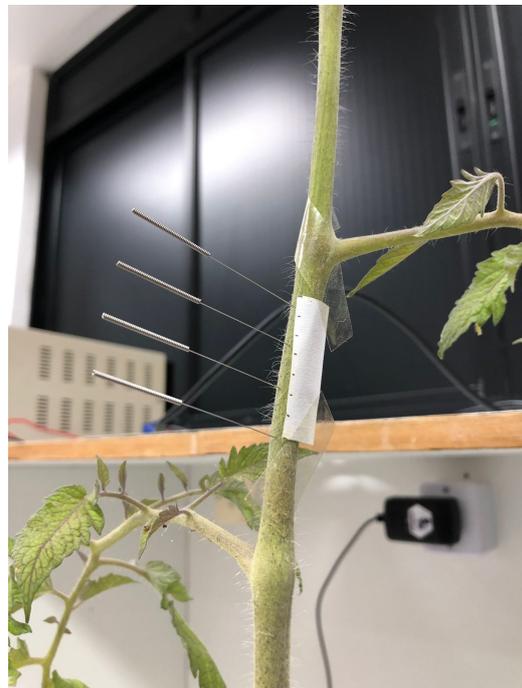
Com o sensor de fase da bioimpedância do tecido das plantas desenvolvido, testado e implementado em PCI, foi possível realizar testes com um tomateiro. Tais testes tiveram como objetivo não apenas agregar valor ao funcionamento do sistema, mas também investigar a disposição dos eletrodos na planta, visto que na literatura não há um padrão que informe o tipo e profundidade do eletrodo a ser aplicado.

Para a realização dos testes na planta, foram utilizadas, como eletrodos, agulhas empregadas na aplicação de acupuntura. Essa escolha foi feita devido ao fato de que o material de construção destas agulhas é o aço inoxidável, característica que garante que não haja reação do eletrodo com a planta (a exemplo de oxidação). Além disso, elas são embaladas em pacotes esterilizados e são vendidas acompanhadas de um aplicador, que delimita a profundidade de penetração, possibilitando uma aplicação mais confiável.

Dessa forma, foram aplicados 8 eletrodos no tomateiro: 4 inferiores, aplicados na região mais próxima às raízes, e 4 superiores, aplicados na região mais próxima às folhas. É possível visualizar a posição dos eletrodos a partir das figuras apresentadas em 5.14(a) e 5.14(b). Tais eletrodos foram aplicados à distância de 1 cm do outro e contendo 4 mm de penetração.



(a) Eletrodos inferiores



(b) Eletrodos superiores

Figura 5.14: Eletrodos aplicados na planta de tomate.

Neste momento, com os eletrodos fixados, foram feitos testes utilizando o sensor desenvolvido. Para a conexão dos eletrodos com o sensor, foram utilizados cabos jacaré-jacaré, como pode ser visualizado na Figura 5.15. Tais testes foram realizados com o objetivo de investigar a variação da fase em relação à distância e posicionamento dos eletrodos.

Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 5.2 e, a partir deles, é possível notar que há diferença significativa de fase nas medições utilizando os eletrodos superiores, em relação ao espaçamento de 1 cm, 2 cm e 3 cm. Também é possível observar que a variação da fase foi menor para os eletrodos fixados próximo às raízes (inferior), comparado aos eletrodos fixados próximo às folhas (superior).

Dessa forma, a partir destes testes realizados, é possível concluir que o sensor desenvolvido neste plano de trabalho é capaz de medir a variação da fase da bioimpedância do tecido das plantas, possibilitando, dessa forma, o monitoramento do estado de saúde das mesmas. Além disso, com estes testes também foi possível obter a informação de profundidade de penetração do eletrodo



Figura 5.15: Forma de conexão entre eletrodos e PCI do sensor desenvolvido, através de cabos jacaré-jacaré.

Tabela 5.2: Valores de fase obtidos a partir de testes realizados com tomateiro.

Distância	Eletrodo	Fase medida
1 cm	inferior	23,78°
2 cm	inferior	22,18°
3 cm	inferior	23,78°
1 cm	superior	26,99°
2 cm	superior	28,59°
3 cm	superior	30,20°

na planta que possibilita a medição da variação da bioimpedância do tecido da mesma, além de agregar conhecimento acerca do tipo de eletrodo que pode ser utilizado.

5.6 Comparação com Dispositivo Comercial

Como última etapa de desenvolvimento deste plano de trabalho, foi proposta a comparação do sensor desenvolvido com um disponível comercialmente. Dessa forma, foi realizada uma análise comparativa de concordância do sensor de fase de bioimpedância do tecido das plantas desenvolvido, com o sensor de bioimpedância AD5934.

Para isso, foi utilizado o teste de Bland-Altman, que consiste numa análise

gráfica que relaciona a média das diferenças em um eixo horizontal, com as diferenças relativas em um eixo vertical. Assim, é avaliado o grau de concordância entre dois métodos distintos que avaliem a mesma variável quantitativa.

Para a realização da comparação, foi utilizado, novamente, o modelo elétrico do tecido das plantas, desenvolvido por Cole em [21]. Os valores utilizados foram baseados nos apresentados na Tabela 5.1, mas com pequenas diferenças devido aos componentes disponíveis no momento dos testes. A Tabela 5.3 apresenta os valores utilizados para os componentes do modelo elétrico durante os testes de comparação.

Tabela 5.3: Valores dos parâmetros do modelo elétrico do tecido das plantas, de acordo com o nível de concentração de Nitrogênio, utilizados durante a comparação com dispositivo comercial [13].

R_e	R_i	C_m	Nível de Concentração de Nitrogênio
65 $k\Omega$	3.3 $k\Omega$	122 pF	2, 5
93,6 $k\Omega$	2.35 $k\Omega$	220 pF	3
113,3 $k\Omega$	1,94 $k\Omega$	200 pF	3, 5
123,6 $k\Omega$	1,44 $k\Omega$	267 pF	4
142,2 $k\Omega$	673 Ω	320 pF	4, 5

É importante destacar que para cada nível de N foram realizadas dez medições, tanto no dispositivo comercial quanto no dispositivo desenvolvido neste plano de trabalho. Os resultados obtidos são apresentados nas figuras 5.16 e 5.17, onde é possível observar que o maior erro relativo associado foi de 8%, tendo sido influenciado por ruído inerente à interface sistema-*protoboard*. Além disso, também é possível observar que, de modo geral, o sensor desenvolvido apresenta um alto grau de concordância com o sensor comercial AD5934, visto que 94% dos pontos encontram-se dentro do intervalo de confiança, representado pelas linhas azuis.

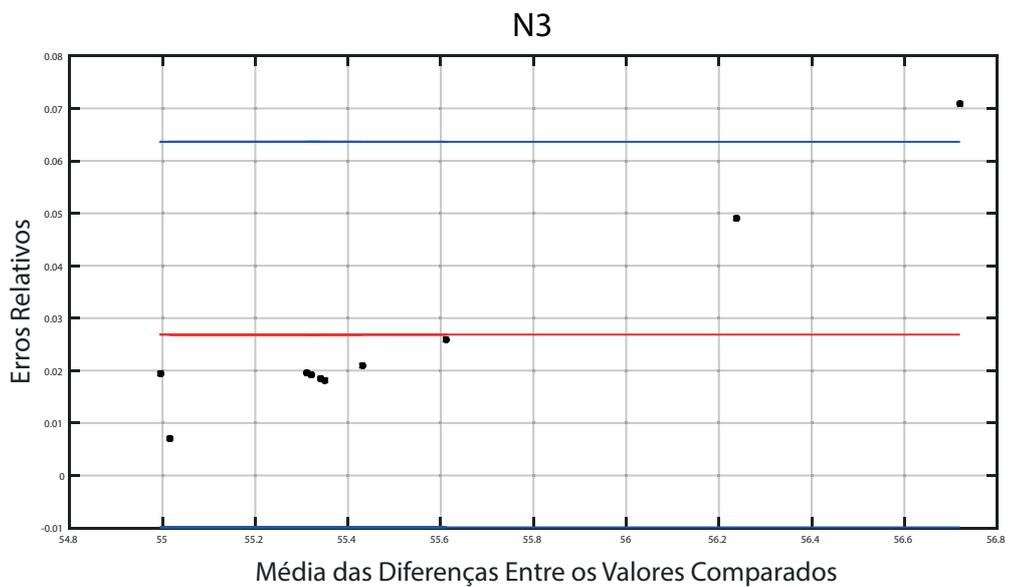
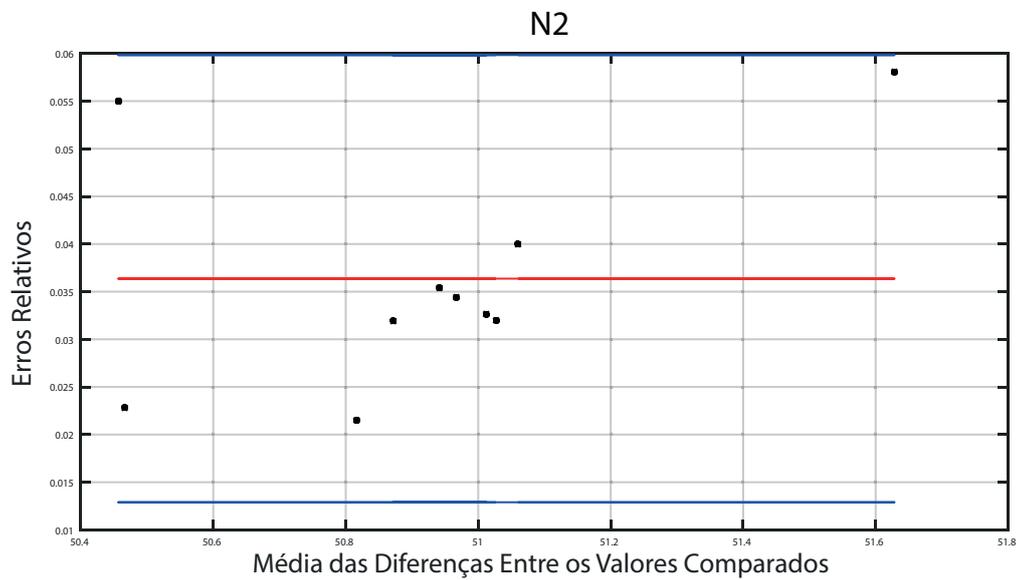
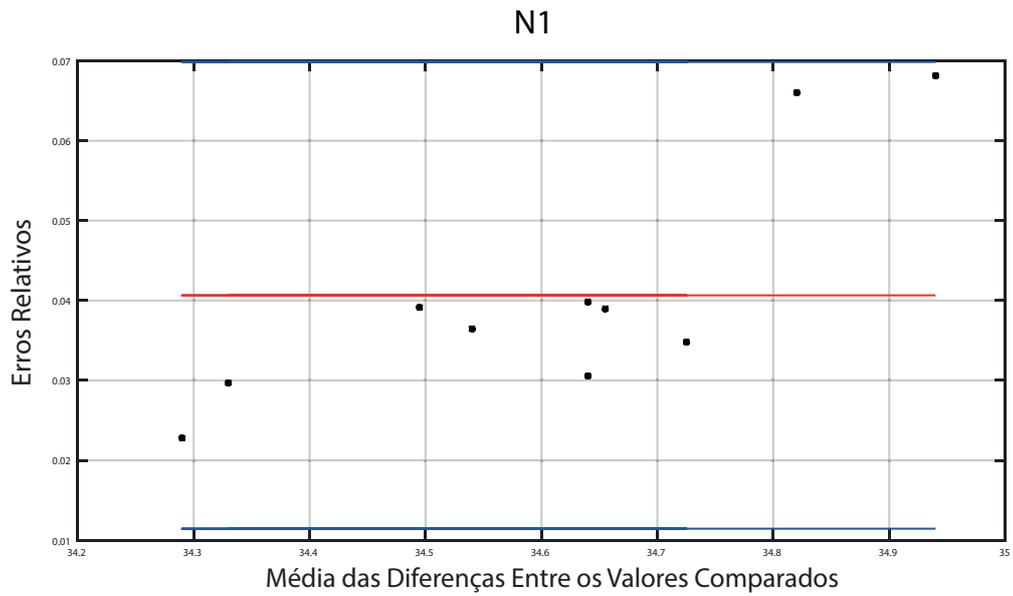


Figura 5.16: Comparação do sensor de fase da bioimpedância desenvolvido com o sensor comercial AD5934.

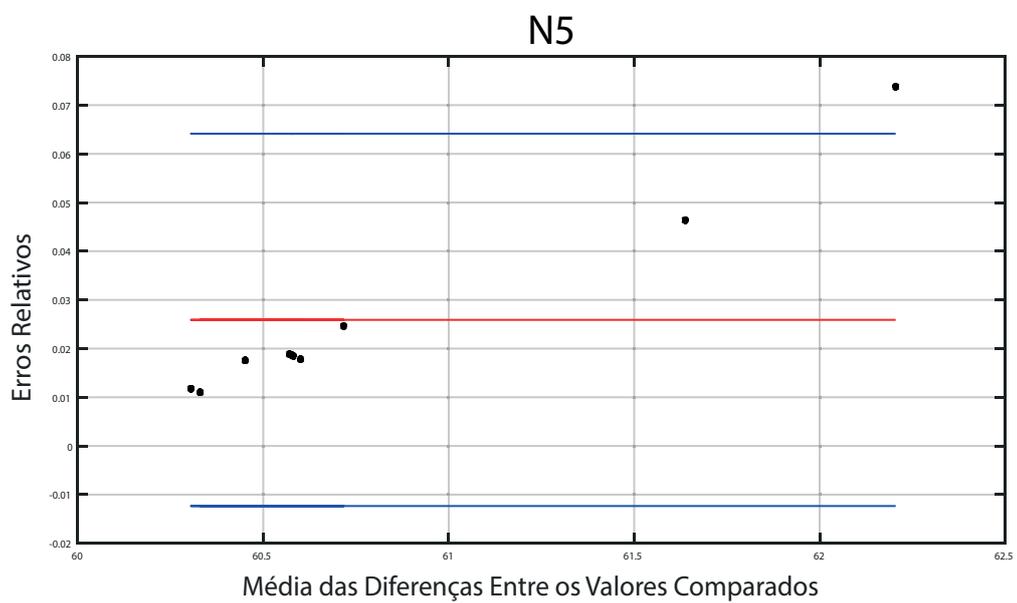
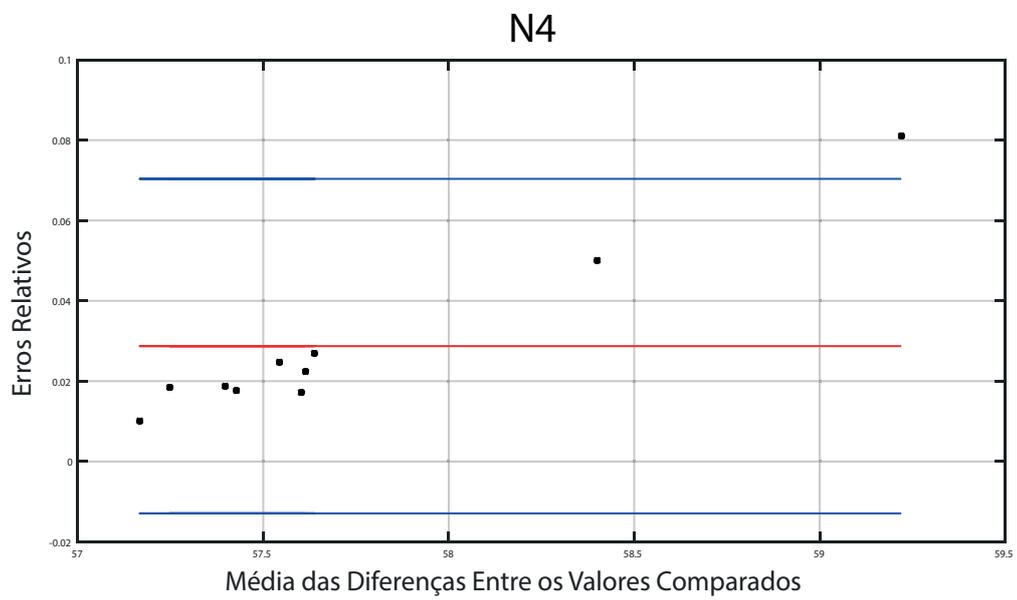


Figura 5.17: Comparação do sensor de fase da bioimpedância desenvolvido com o sensor comercial AD5934.

Capítulo 6

Conclusões

Neste plano de trabalho foi proposto o desenvolvimento de um sensor de bioimpedância elétrica para aplicação em plantas, cujo propósito é caracterizar o estado fisiológico das mesmas, a fim de identificar quando há ou não a ação de um agente patológico antes dos sintomas visuais aparecerem. Nesse contexto, o sistema desenvolvido trouxe, como proposta científica e inovadora, uma forma simples, rápida e eficiente de análise e detecção de estresse nas plantas, que possibilita o monitoramento confiável e financeiramente acessível do estado de saúde das mesmas.

Os resultados apresentados demonstraram que o parâmetro mais sensível à variação da bioimpedância do tecido das plantas é a fase, validando a hipótese levantada durante o desenvolvimento desta pesquisa. Dessa forma, conclui-se que a medição de fase é uma alternativa promissora na detecção de níveis de estresse em plantas.

Ainda, a partir dos resultados obtidos dos testes de investigação da frequência de aplicação, é possível concluir, também, que a utilização de uma determinada faixa ou mesmo de uma única frequência fixa é uma alternativa promissora para obter informações acerca do estado de saúde das plantas, eliminando a necessidade de lidar com uma ampla faixa de frequência e vários tipos de medições simultaneamente.

Os resultados também demonstraram que a abordagem utilizando apenas um par de eletrodos mostrou-se suficiente para uma medição apropriada. Além disso, é importante destacar que o sensor de fase desenvolvido neste plano de trabalho funcionou bem em testes em planta, e foi capaz de detectar as diferentes concentrações de N, utilizando o modelo elétrico do tecido.

Por fim, o dispositivo desenvolvido nesta pesquisa se mostrou confiável, a partir da comparação realizada com o dispositivo comercial AD5934, tendo resultado em um alto grau de concordância entre as medições.

Capítulo 7

Outras Atividades

Como membro do Grupo de Pesquisa em Instrumentação Eletrônica, a discente participou da organização dos segundo e terceiro Encontro Interinstitucional de Instrumentação (EIII), evento que tem como objetivo divulgar a área de Instrumentação Eletrônica e integrar instituições de ensino e pesquisa na divulgação de trabalhos acadêmicos.

No período de desenvolvimento deste trabalho, a aluna também participou ativamente no desenvolvimento e redação de dois artigos científicos associados à pesquisa desenvolvida neste plano de trabalho. Tais artigos foram submetidos e aceitos no *7th International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT)* e foram intitulados como “*Plant Health Evaluation Based on Bioimpedance Phase Measurement*” e “*A Novel Approach to Assessing Crop Health by Electrical Impedance Spectroscopy*”.

Capítulo 8

Perspectivas de Trabalhos Futuros

Trabalhos futuros incluem uma investigação mais aprofundada sobre a frequência e faixa de medição que seria adequada para a medição da bioimpedância de tecidos vegetais, bem como a realização de mais testes em tecidos vegetais. Além disso, é válida a integração do sistema desenvolvido em um circuito integrado de aplicação específica (ASIC).

Referências Bibliográficas

- [1] S Savary, L Willocquet, SJ Pethybridge, P Esker, N McRoberts e A Nelson. The global burden of pathogens and pests on major food crops. *Nature ecology & evolution*, 3(3):430–439, 2019. 1, 4, 7
- [2] L Silva et al. Desenvolvimento de um protótipo de uma câmara de cultivo de plantas. 2020. 1
- [3] S Jagannathan, R Priyatharshini et al. Smart farming system using sensors for agricultural task automation. In *2015 IEEE Technological Innovation in ICT for Agriculture and Rural Development (TIAR)*, pages 49–53. IEEE, 2015. 1
- [4] JL Monteiro. Projeto e desenvolvimento de uma câmara automatizada de simulação de um meio de cultivo vegetal. 2013.
- [5] N Gondchawar, RS Kawitkar et al. lot based smart agriculture. *International Journal of advanced research in Computer and Communication Engineering*, 5(6):838–842, 2016. 1
- [6] A Prasad e M Roy. Bioimpedance analysis of vascular tissue and fluid flow in human and plant body: A review. *Biosystems Engineering*, 197:170–187, 2020. 1
- [7] D El Khaled, NN Castellano, JA Gazquez, RM García Salvador e F Manzano-Agugliaro. Cleaner quality control system using bioimpedance methods: a review for fruits and vegetables. *Journal of Cleaner Production*, 140:1749–1762, 2017. 1, 2, 8
- [8] C Bravo, D Moshou, J West, A McCartney e H Ramon. Early disease detection in wheat fields using spectral reflectance. *Biosystems Engineering*, 84(2):137–145, 2003.
- [9] AK Mahlein. Plant disease detection by imaging sensors—parallels and specific demands for precision agriculture and plant phenotyping. *Plant disease*, 100(2):241–251, 2016. 1, 7

- [10] Abdulwadood Abdullah Abdulwadood Al-Ali. Design and implementation of a magnitude only bio-impedance analyzer. Master's thesis, Graduate Studies, 2018. 1, 5
- [11] E Borges, M Sequeira, AF Cortez, HC Pereira, T Pereira, V Almeida, J Cardoso, C Correia, TM Vasconcelos, IM Duarte et al. Bioimpedance parameters as indicators of the physiological states of plants in situ. *International Journal on Advances in Life Sciences*, 6:74–86, 2014. 1, 2, 4, 6, 8
- [12] AA Al-Ali Abdulwadood, BJ Maundy e AS Elwakil. *Design and implementation of portable impedance analyzers*. Springer, 2019. 2, 8
- [13] Li Meiqing, Li Jinyang, Wei Xinhua e Zhu Wenjing. Early diagnosis and monitoring of nitrogen nutrition stress in tomato leaves using electrical impedance spectroscopy. *International Journal of Agricultural and Biological Engineering*, 10(3):194–205, 2017. 2, 5, 8, 15, 26
- [14] Li Meiqing, Li Jinyang, Mao Hanping e Wu Yanyou. Diagnosis and detection of phosphorus nutrition level for solanum lycopersicum based on electrical impedance spectroscopy. *Biosystems Engineering*, 143:108–118, 2016. 2, 5, 7
- [15] M Iftikhar Hussain, Ali El-Keblawy, Nosheen Akhtar e Ahmed S Elwakil. Electrical impedance spectroscopy in plant biology. In *Sustainable Agriculture Reviews 52*, pages 395–416. Springer, 2021. 2
- [16] AF Alejnikov, AF Cheshkova e VV Mineev. Choice of impedance parameter of strawberry tissue for detection of fungal diseases. In *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, volume 548, page 032005. IOP Publishing, 2020. 2, 4
- [17] D Tsunami, J McNames, A Colbert, S Pearson e R Hammerschlag. Variable frequency bioimpedance instrumentation. In *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 1, pages 2386–2389. IEEE, 2004. 4
- [18] Dariusz Tomkiewicz e Tomasz Piskier. A plant based sensing method for nutrition stress monitoring. *Precision agriculture*, 13(3):370–383, 2012. 6
- [19] Alfadhil Yahya Khaled, Samsuzana Abd Aziz, Siti Khairunniza Bejo, Nazmi Mat Nawi, Idris Abu Seman e Daniel Iroemeha Onwude. Early

- detection of diseases in plant tissue using spectroscopy—applications and limitations. *Applied Spectroscopy Reviews*, 53(1):36–64, 2018. 8
- [20] Ronald Pethig e Douglas B Kell. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. *Physics in Medicine & Biology*, 32(8):933, 1987. 8
- [21] Kenneth S Cole. Electric impedance of suspensions of spheres. *The Journal of general physiology*, 12(1):29–36, 1928. 8, 9, 26
- [22] Ursula G Kyle, Ingvar Bosaeus, Antonio D De Lorenzo, Paul Deurenberg, Marinos Elia, José Manuel Gómez, Berit Lilienthal Heitmann, Luisa Kent-Smith, Jean-Claude Melchior, Matthias Pirlich et al. Bioelectrical impedance analysis—part i: review of principles and methods. *Clinical nutrition*, 23(5):1226–1243, 2004. 8
- [23] Graziella Bedenik, Jefferson Silveira, Ítalo Santos, Elyson Carvalho, José Gilmar Carvalho e Raimundo Freire. Single coil metal detector and classifier based on phase measurement. In *2019 4th International Symposium on Instrumentation Systems, Circuits and Transducers (INSCIT)*, pages 1–6. IEEE, 2019. 17, 19