

Gabriela Lopes Costa

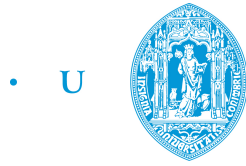
DESENVOLVIMENTO E TESTE DE UM IMPEDANCÍMETRO PARA DETEÇÃO DE MALÁRIA

Tese apresentada à Universidade de Coimbra para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, orientada pelo Senhor Professor Doutor Carlos Correia e pelo Senhor Engenheiro Tiago Marçal.

Julho de 2017



UNIVERSIDADE DE COIMBRA



C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

MESTRADO INTEGRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Desenvolvimento e teste de um impedancímetro para deteção de Malária

por

Gabriela Lopes Costa

Sob a supervisão de

PhD Carlos Correia, Universidade de Coimbra

MSc Tiago Marçal, Universidade de Coimbra

*Tese apresentada à Universidade de Coimbra para cumprimento dos
requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia
Biomédica.*

Coimbra, Julho 2017

Desenvolvido em colaboração com:



Grupo de Electrónica e Instrumentação (GEI)
Universidade de Coimbra, Portugal



UNIVERSIDADE DE COIMBRA
Universidade de Coimbra (UC)
Universidade de Coimbra, Portugal

Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.

À minha avó Dores...

Agradecimentos

Quero começar por agradecer a toda a equipa do GEI, sempre bem dispostos e prontos a ajudar. Ao meu orientador Prof. Carlos Correia por toda a paciência que teve comigo e com este projeto, pelo apoio e disponibilidade constantes, quem eu admiro imenso pela sua paixão e dedicação à eletrónica, um muito muito obrigada! Ao caro Tiago Marçal, pela paciência de Jó que teve comigo ao longo de todo este percurso, por me ter tirado da zona de conforto, por tudo o que me ensinou e me fez aprender, obrigada.

À Universidade de Coimbra, à Faculdade de Ciências, ao Departamento de Física, ao curso de Engenharia Biomédica, por criarem as oportunidades que me transformaram ao longo destes últimos anos. Agradeço a todos os professores que passaram pelo meu percurso académico, em especial à tão querida professora Liliana Ferreira, sempre pronta a ajudar e prescindir tanto do seu tempo precioso sem qualquer obrigação, não há palavras para descrever o quanto lhe agradeço.

À Coimbra da saudade, que vai ficar para sempre no coração. Conheci-lhe cada canto e não poderia ser cidade mais especial. Aos amigos que levo para a vida, com quem tanto partilhei, aprendi e cresci, obrigada.

À minha maravilhosa família! Mãe, pai, pelo apoio a todos os níveis, pela compreensão, por acreditarem em mim, pelo carinho que me enche as baterias, pelo amor incondicional, por todos os sacrifícios que fizeram em prol da minha educação, por tudo e mais alguma coisa... À minha maninha pela fé em mim, pela confiança, pelas perspetivas de vida que me mostra a toda a hora apesar de ser apenas uma pirralha, sou uma sortuda em tê-la na minha vida, obrigada. Às minhas tias e primas, que estão sempre prontas a ajudar e com quem tanto cresci. Obrigada, obrigada, obrigada!

Ao meu Tiago Salvador, pela dedicação, compreensão, pela prontidão em me desafiar e motivar, por fazer de mim uma pessoa melhor, pelo quanto já evoluímos juntos, pelo que já vivemos e pelo que ainda virá. A ti.

Para ser grande, sê inteiro: nada
Teu exagera ou exclui.
Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.
Assim em cada lago a lua toda
Brilha, porque alta vive.

Ricardo Reis

Abstract

This dissertation is included in a context of a project that arises from the need to revolutionize the malaria diagnosis, a disease that still kills thousands of people every year. The ultimate goal is to obtain a high precision, portable and autonomous device, that also is efficient and affordable. For such, the chosen approach was the impedance measuring, since the infected organism exhibits biological changes that could be detected this way.

With the focus in, posteriorly, to be applied in a detector of malaria by impedance, the device described above, an impedance reader was developed and presented in this dissertation. The final system was built using a Texas Instruments microcontroller, MSP430F5529, and an Analog Device impedance converter, AD5933, as main components, and the communication established via I2C.

An unknown external impedance is excited with a certain frequency. The response signal is then returned in real and imaginary parts and are processed to obtain an impedance value in Ohms (Ω). The prototype and the firmware for the system were developed and tested for frequencies of 5kHz, 30kHz, and 100kHz. To determine the overall uncertainty of the system the data was analyzed.

This impedance conversion system has an high-precision - 95% -, and a programmable frequency - between 5kHz and 100kHz -, is capable of obtaining mesurings in a variety of ranges of values - being each range defined by the system calibration -, and the results have an uncertainty rounding the 8%. It has, therefore, the necessary features to be incorporated in a low cost, portable and autonomous malaria Rapid Diagnostic Test (RDT).

Keywords: Microcontroller, DDS, impedance, firmware, I2C communication.

Resumo

Esta dissertação inclui-se no contexto de um projeto que surgiu da necessidade de revolucionar o diagnóstico da malária, uma doença que ainda mata milhares de pessoas anualmente. O objetivo final é obter um dispositivo de alta precisão, portátil e autônomo, que seja eficiente e economicamente acessível. Para tal, a abordagem escolhida foi a da medição de impedâncias, uma vez que o organismo infetado apresenta alterações biológicas que poderão ser detetadas desta forma.

Com o foco em que seja posteriormente aplicado a um detetor de malária por impedância, dispositivo descrito acima, foi desenvolvido um leitor de impedâncias, apresentado ao longo desta dissertação. O sistema final foi construído usando um microcontrolador da Texas Instruments, MSP430F5529, e um conversor de impedâncias da Analog Device, AD5933, como componentes principais, e a comunicação estabelecida via I2C.

Uma impedância externa desconhecida é excitada com uma determinada frequência. O sinal de resposta é devolvido em parte real e imaginária que são então processadas de forma a obter um valor de impedância em Ohms (Ω). Foram desenvolvidos o protótipo e o firmware para o sistema e testados para os valores de frequência de 5kHz, 30kHz, e 100kHz. Posteriormente, foi feita a análise detalhada dos dados obtidos e determinada a incerteza média do sistema.

Este sistema de conversão em impedância é de alta precisão - 95% -, tem uma frequência programável - entre 5kHz e 100kHz -, é capaz de obter medições em variadas gamas de valores - sendo cada gama definida pela calibração do sistema -, e os resultados têm uma incerteza a rondar os 8%. Tem, portanto, as características necessárias para ser incorporado num Teste de Diagnóstico Rápido (RDT) de malária de baixo custo, portátil e autônomo.

Palavras-chave: Microcontrolador, DDS, impedância, firmware, comunicação I2C.

Acrónimos

AD	Analog Devices
ADC	Analog-to-Digital Converter
CCS	Code Composer Studio
DDS	Direct Digital Synthesizer
DFT	Discrete Fourier Transform
IDE	Integrated Development Environment
EIS	Electric Impedance Spectroscopy
GEI	Grupo de Electrónica e Instrumentação
I2C	Inter-Integrated Circuit
JTAG	Joint Test Action Group
MCU	Microcontroller Unit
MIEB	Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
MSc	Magister Scientiae
OMS	Organização Mundial de Saúde
PCB	Printed Circuit Board
PhD	Philosophiae Doctor
RAM	Random Access Memory
RCAL	Resistência de CALibração
RDT	Rapid Diagnostic Test
RFB	Resistência de Feedback Externa
SDA	Serial Data
SCL	Serial Clock
TI	Texas Instruments
UC	Universidade de Coimbra
USB	Universal Serial Bus

Lista de Figuras

2.1	Organismos e resíduos envolvidos na malária.	6
2.2	Esquema do ciclo de vida do parasita.	7
3.1	Diagrama de blocos funcional do AD5933.	14
3.2	Diagrama temporal do bus I2C para o AD5933.	15
3.3	Formato da mensagem para escrever dados num registo.	16
3.4	Formato da mensagem para apontar o endereço do registo a ler.	16
3.5	Formato da mensagem para ler dados de um registo.	16
3.6	Arquitetura do hardware do sistema.	17
3.7	Sistema 1: TI Launchpad MSP430G2553.	18
3.8	Sistema 1: Circuito adicional para conectar o impedâncímetro ao microcontrolador.	18
3.9	Sistema 1 montado e pronto a utilizar.	19
3.10	PCB do Sistema 2.	20
3.11	PCB do Sistema 2 alterado.	20
3.12	PCB do Sistema 3.	21
3.13	Circuito adicional para leitura de pequenas impedâncias ($Z \leq 500\Omega$).	22
3.14	Protótipo final: Sistema 3.	22
4.1	Fluxograma representativo do fluxo de dados do firmware desenvolvido em C.	25
5.1	Intervalos de medida para o Sistema 3.	34
5.2	Esquema representativo do método utilizado no Sistema 3.	36
5.3	Intervalos de medida para o Sistema 2.	37

5.4	Representação gráfica do erro percentual relativo do Sistema 1.	39
5.5	Comparação de resultados com o valor real, Sistema 2.	40
5.6	Representação gráfica da variação do fator ganho em função da frequência, Sistema 3.	41
5.7	Representação gráfica da variação do fator ganho em função de R_{CAL} , Sistema 3.	42
5.8	Representação gráfica da variação do fator ganho em função de R_{FB} , Sistema 3.	43
5.9	Comparação de resultados com o valor real, Sistema 3.	44
5.10	Comparação de resultados com o valor real, pequenas impedâncias com o Sistema 3.	45
5.11	Representações das incertezas médias do Sistema 3.	46
5.12	Comparação dos resultados da incerteza para diferentes frequências, Sistema 3: pequenas e não pequenas impedâncias.	48
A.1	Esquemático do DDS.	63
A.2	Esquemático da ligação USB.	64
A.3	Esquemático da ligação entre o MCU e o JTAG.	64
A.4	Esquemático da Bateria.	65
A.5	Esquemático da Temperatura.	65
B.1	Esquemático do DDS.	67
B.2	Esquemático da ligação entre o MCU e o USB.	68
B.3	Esquemático da ligação entre o MCU e o JTAG.	68
B.4	Esquemático da Bateria.	69
B.5	Esquemático da Temperatura.	69
C.1	Gerber do PCB do Sistema 3 - visão geral.	71
C.2	Gerber do PCB do Sistema 3 - vista de cima.	72
C.3	Gerber do PCB do Sistema 3 - vista de baixo.	72

Lista de Tabelas

1.1	Intervenientes no Projeto de Tese de Mestrado.	2
4.1	Resumo dos códigos utilizados para a definição do <i>sweep</i> de frequência.	27
5.1	Apresentação das variáveis as equações.	29
5.2	Variáveis utilizadas na Eq. 5.1.	30
5.3	Intervalos de medida do Sistema 3.	34
E.1	Impedância correspondente de cada RFB utilizada para o Sistema 2 e 3.	85
E.2	Conjunto de resistências disponíveis e respectivas incertezas associadas.	86
E.3	Resultados do Sistema 1.	87
E.4	Condições para as quais o Sistema 3 foi testado.	88
E.5	Resultados do Sistema 3, condições 1,2 e 3.	88
E.6	Resultados do Sistema 3, condições 4,5 e 6.	89
E.7	Resultados do Sistema 3, condições 7,8 e 9.	89
E.8	Resultados do Sistema 3, condições 10, 11 e 12.	89
E.9	Resultados do Sistema 3, condições 13, 14 e 15.	90
E.10	Resultados do Sistema 3, condições 16, 17 e 18.	90

Conteúdo

Agradecimentos	ix
Abstract	xiii
Resumo	xv
Acrónimos	xvii
Lista de Figuras	xix
Lista de Tabelas	xxi
Conteúdo	xxiii
1 Introdução	1
1.1 Contexto	1
1.2 Projeto	1
1.2.1 Motivação	2
1.2.2 Equipa	2
1.2.3 O meu contributo	2
1.3 Organização da Tese	3
2 Base Teórica	5
2.1 Malária	5
2.1.1 Definição	5
2.1.2 Ciclo de vida	5
2.1.3 Epidemiologia	8
2.1.4 Custos	8
2.1.5 Diagnóstico	9

2.2	Impedância Biológica	10
2.3	Conclusões	10
3	Hardware	13
3.1	Microcontrolador	13
3.2	Impedancímetro	14
3.3	Comunicação	15
3.3.1	I2C	15
3.4	Protótipos desenvolvidos	17
3.4.1	Sistema 1	18
3.4.2	Sistema 2	19
3.4.3	Sistema 3	21
4	Software	23
4.1	Firmware	23
4.1.1	Ferramentas	23
4.2	Desenvolvimento	24
4.2.1	Configurações e registos do MCU	26
4.2.2	Programação da frequência	27
5	Testes e Resultados	29
5.1	Calibração e Métodos	30
5.1.1	Métodos	33
5.2	Resultados	38
5.2.1	Sistema 1	38
5.2.2	Sistema 2	39
5.2.3	Sistema 3	41
5.3	Precisão e Incerteza do Sistema Final	46
5.3.1	Pequenas impedâncias	47
6	Conclusão	51
6.1	Desafios	51
6.2	Resultado Final	52
6.3	Trabalho Futuro	53
6.4	Considerações Finais	54

6.4.1	Nota Pessoal	55
	Bibliografia	57
	ANEXOS	61
A	Esquemáticos do Sistema 2	63
B	Esquemáticos do Sistema 3	67
C	PCB	71
D	Código C	73
E	Tabelas complementares de resultados	85

Introdução

A necessidade de compreender o porquê de se tomarem certas decisões é importante. Por isso, este capítulo é dedicado inteiramente à contextualização deste projeto. O porquê e para quê desta tese e que impacto terá no futuro.

1.1 Contexto

Este projeto surge da necessidade de simplificar o diagnóstico de uma doença responsável por milhares de mortes por ano, a malária.

Ao longo deste trabalho são estudadas as componentes eletrônicas necessárias para obter um sistema capaz de ler valores de impedância, o *hardware*. Bem como, numa fase posterior, o desenvolvimento do *software* necessário.

A adaptação deste sistema a um RDT (Teste de Diagnóstico Rápido) poderá tornar possível a detecção de malária através da análise de valores de impedância. Desta forma, há inovação nesta área no que toca à portabilidade, autonomia, fácil manuseamento e utilização, além do baixo custo associado a esta tecnologia.

1.2 Projeto

Ao longo deste projeto, irá desenvolver-se um sistema eletrónico capaz de ler valores de impedância com confiabilidade. A utilização de

componentes eletrónicas que lhe forneçam capacidade de ser autónomo, portátil sem que se torne dispendioso, é essencial. Sendo isto possível e estas características sejam confirmadas, num trabalho futuro, este sistema poderá ser adequado e adaptado a um RDT que consiga detetar a presença de malária através da leitura de valores de impedância num organismo possivelmente infetado.

1.2.1 Motivação

A motivação principal é conseguir desenvolver um sistema eletrónico capaz de ler impedâncias e que possa ser embebido num RDT, acessível, autónomo e portátil para deteção de malária.

1.2.2 Equipa

O projeto inicia-se no Grupo de Eletrónica e Instrumentação (GEI) em conjunto com a Universidade de Coimbra (UC). Fizeram parte do Projeto de Tese de Mestrado as entidades apresentadas na Tabela 1.1.

Tabela 1.1: Intervenientes no Projeto de Tese de Mestrado.

Nome	Função	Contacto
Gabriela Costa	Mestrando	gabrielacost@live.com
Prof. Doutor Carlos Correia	Orientador	correia@uc.pt
Eng. Tiago Marçal	Supervisor	silvamarcal@gmail.com
Prof. Doutor Miguel Morgado	Antigo Coordenador do curso MIEB	miguel@fis.uc.pt
Prof. Doutor João Carvalho	Atual Coordenador do curso MIEB	jcarlos@uc.pt

1.2.3 O meu contributo

O meu papel neste projeto enquadra-se principalmente no desenvolvimento do software para o protótipo do sistema pretendido. Desde o esta-

belecimento de comunicação entre as componentes principais do sistema até à aquisição de dados de interesse.

Numa fase posterior, testar o funcionamento do sistema sob várias condições e adquirir dados que possam ser analisados.

Por fim, os dados adquiridos serão analisados e avaliados por um valor de precisão e uma incerteza proposta para o sistema.

1.3 Organização da Tese

Neste primeiro capítulo, Capítulo 1, são apresentados os principais detalhes para a compreensão deste projeto. Começando por contextualizar a temática; passando pelas motivações e principais objetivos a serem cumpridos; e terminando com a apresentação de cada capítulo.

No Capítulo 2 dá-se a apresentação dos materiais encontrados na literatura de relevo para este projeto. Uma abordagem à malária e à impedância biológica.

Chegando ao Capítulo 3 encontra-se a descrição do hardware. Analisando cada componente principal, microcontrolador e impedancímetro, a forma como estas comunicam e por fim a apresentação dos protótipos desenvolvidos.

No Capítulo 4 são, inicialmente, apresentadas as ferramentas utilizadas, e então descrita a lógica do firmware. A configuração dos registos necessários e de cada sistema.

Já no Capítulo 5 são apresentados os testes do sistema bem como os resultados obtidos. Numa primeira fase, apresentam-se as etapas necessárias para testar o sistema, das quais todo o processo de calibração e métodos utilizados para chegar ao valor de impedância. Numa segunda fase, são apresentados os resultados obtidos e a análise dos mesmos.

Por fim, é apresentado o Capítulo 6, onde se encontram as conclusões retiradas de todo o projeto desenvolvido. São comparados os resultados finais com os objetivos inicialmente propostos. E finalizando o documento, são discutidas considerações a ter no futuro bem como o trabalho a desenvolver para continuar a dar vida a este projeto.

2

Base Teórica

Ao longo deste capítulo são abordadas as áreas essenciais à realização deste trabalho, fazendo referência à literatura encontrada. Com o objetivo de desenvolver um impedancímetro que possa ser aplicado a um detetor RDT de malária em mente, foi feita a pesquisa na literatura das áreas mais relevantes para o projeto.

2.1 Malária

2.1.1 Definição

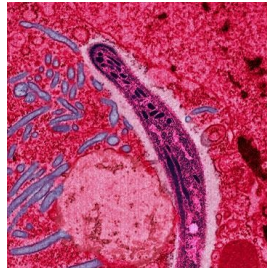
A malária é uma doença infecciosa aguda causada por um parasita protozoário da família dos *Plasmodium*. Este parasita é transmitido através da picada de uma fêmea do mosquito *Anopheles* que introduz no sistema circulatório do hospedeiro os microrganismos que se encontram na sua saliva. Esses migram para o fígado e aí se depositam, onde irão maturar e reproduzir. Consoante a espécie de *Plasmodium* a malária poderá ser mais, ou menos, agressiva [1].

2.1.2 Ciclo de vida

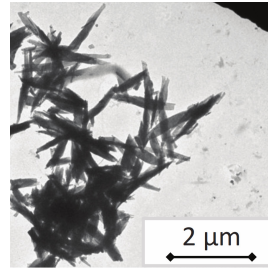
Os parasitas da malária são tão bem sucedidos na propagação por conseguirem infetar duas espécies de hospedeiros, as fêmeas de mosquitos *Anopheles*, e os humanos infetados por elas. Os mosquitos machos desta espécie alimentam-se de néctar e seiva vegetal, já as fêmeas necessitam



(a) Mosquito *Anopheles* [2].



(b) Parasita da família dos *Plasmodium* [3].



(c) Estrutura e morfologia da hemozoína, cristais secos em suspensão [4].

Figura 2.1: Organismos e resíduos envolvidos na malária.

de sangue na sua dieta, para proporcionar o amadurecimento dos seus ovos e possibilitar que estes sejam postos. Por isso, apenas as fêmeas são contagiosas [1].

No esquema da Figura 2.2 está representado o ciclo de vida do parasita causador de malária transportado pela fêmea do mosquito *Anopheles*. Quando o mosquito pica um humano para se alimentar, são também injetados esporozóitos (1), que passam um breve período a circular livremente pelo sangue. Durante este processo, que não leva mais que alguns minutos, alguns deles são fagocitados, os restantes migram para o interior das células hepáticas (2) e lá maturam, podendo permanecer no fígado durante meses ou vários anos - durante este tempo o hospedeiro está infetado mas em estado latente, isto é, não apresenta quaisquer sintomas. O parasita reproduz-se assexuadamente, quando há alguns milhares de novos parasitas a célula é rompida e estes conseguem aceder à corrente sanguínea onde invadem os glóbulos vermelhos (3). Continuam a multiplicar-se no sangue, conduzindo a produção de gâmetas para reprodução sexuada (4). Um mosquito fêmea alimenta-se do sangue deste hospedeiro, ingerindo sangue que contém as formas sexuadas do parasita (5), inicia-se a fase sexuada no estômago do mosquito com a fecundação e formação do zigoto. Em seguida, o zigoto migra através da camada simples das células do estômago do mosquito, e posiciona-se entre esta camada e a membrana basal. Assim, por esporogonia, resultam centenas

de esporozóitos (forma infetante) que migram para as glândulas salivares do inseto (6), e que por sua vez, no momento da picada poderão ser inoculadas no ser humano, infetando-o (1) [5].

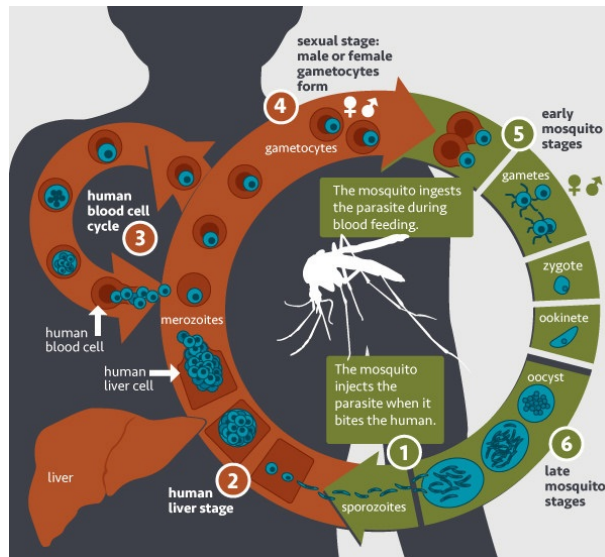


Figura 2.2: Esquema do ciclo de vida do parasita [6].

Hemozoína

Na fase (2) em que o parasita se encontra num estado latente e alojado no fígado do hospedeiro, diversas alterações fisiológicas acontecem, entre as quais a libertação de resíduos por parte do parasita. Os parasitas digerem a hemoglobina e como resultado dá-se a acumulação de heme mononumérica. Este composto é altamente tóxico para os parasitas e, por isso, transformam-no numa forma cristalizada e insolúvel, que tem propriedades magnéticas, a hemozoína [4, 7].

Com estas propriedades esta componente torna-se essencial à deteção da malária. Não só é uma ferramenta de diagnóstico potencial, mas também poderá ser aplicada como alvo de fármacos e utilizada como modelador do sistema imológico [8].

2.1.3 Epidemiologia

Além de todos os esforços no controlo da malária, esta continua a ser um problema grave na saúde pública em diversos países do mundo. Mesmo com todas as intervenções nesta área, há milhões de pessoas que ainda não receberam os serviços que precisam. Há falhas na prevenção das picadas dos insetos, devido ao estilo de vida que torna difícil proteger as casas da entrada dos mosquitos; falhas no fornecimento de acesso universal de testes para diagnóstico e tratamento; além da intervenção ser difícil devido ao fraco sistema de saúde dos países em desenvolvimento, que são os mais afetados [9].

De 2000 até 2015 as mortes devido a malária diminuíram em cerca de 60%, e a taxa de incidência em 37% [9]. Dos casos mortais de 2015 estimam-se cerca de 88% das mortes aconteceram na região africana [9]. Na Europa em 2015 não se verificaram quaisquer casos de malária, e desde 2000 que não há casos mortais [9]. Para se manter este baixo valor na Europa, são necessárias diversas medidas, a constante vigilância e o investimento para reforçar os sistemas de saúde, caso haja uma resurgência, esta deve ser rapidamente contida [10].

2.1.4 Custos

Os gastos nas atividades de controlo da malária têm vindo a aumentar. Em 2014, o financiamento global para o controlo de malária, rondou os 2,5 mil milhões de dólares [9]. Sendo que a grande maioria foi gasto na região africana. Por outro lado, graças a este investimento no controlo, foram poupados no diagnóstico e tratamento, e ainda em maior escala nos serviços de cuidados de doentes.

O desenvolvimento de resistência a inseticidas, bem como a resistência aos medicamentos menos dispendiosos utilizados para tratamento, reduziram o impacto do investimento feito na área preventiva. Por essas razões, os gastos totais com esta doença não têm vindo a diminuir. E para que seja possível cumprir os objetivos propostos pela OMS (Organização Mundial de Saúde) os investimentos têm de aumentar ainda mais, 6,4

mil milhões por ano até 2020 para que seja possível reduzir em 40% a incidência e taxa de mortalidade da malária, para que se alcance os 90% de redução em 2030, o investimento deve subir para 8,7 mil milhões [9].

2.1.5 Diagnóstico

A análise de uma amostra de sangue ao **microscópio** é a forma de diagnóstico de malária mais comum e eficaz. No entanto, requer pessoal especializado para a análise e equipamento dispendioso. Em países com poucos recursos é extremamente difícil conseguirem-se estas condições e por isso a qualidade do diagnóstico é comprometida [11].

O **diagnóstico presumível** define-se por diagnosticar um doente com malária por apresentar os sintomas da doença sem que seja necessário efetuar testes para confirmar, assim, começa-se de imediato o tratamento. Muito utilizado em países com poucos recursos para diagnóstico e uma opção recomendada pela OMS (Organização Mundial de Saúde) até 2010. Devido à medicação desperdiçada e ao aumento de resistência do parasita aos fármacos utilizados, as instruções alteraram-se para que se confirme a doença utilizando RDTs [12].

Os **Testes de Diagnóstico Rápido (RDTs)** têm o potencial para gerir as infeções de malária principalmente em áreas remotas [13]. Funcionam de uma forma rápida e conveniente, mas são dispendiosos e a qualidade não é excecional. Ajudam a reduzir significativamente a quantidade de medicamentos distribuída, em comparação com o diagnóstico presumível [11].

Os **testes serológicos** conseguem detetar infeções de malária com baixa densidade, sendo este tipo de teste aconselhado para pesquisa epidemiológica e para mapear infeções submicroscópicas. Mas não serve para diagnosticar malária aguda [11].

As **técnicas biológico-moleculares** são apropriadas para pesquisa laboratorial, muito úteis para identificar o desenvolvimento de resistência a fármacos, identificação de espécies e quantificação da densidade do parasita, mas não para diagnóstico [11].

2.2 Impedância Biológica

Impedância é o quociente entre a tensão aplicada e corrente que se estabelece. No caso mais geral estes três elementos são, simbolicamente, números complexos. O módulo do complexo Z , impedância, exprime a oposição oferecida pela impedância à passagem de corrente elétrica. O argumento, exprime a defasagem entre tensão e corrente introduzida pela impedância.

As células são compostas por membrana e citoplasma, além dos organelos, e com capacidade de condutância e capacitância elétrica, podendo portanto ser modeladas como um circuito elétrico que represente as suas propriedades elétricas. Tendo isso em conta, um sistema de diagnóstico de malária baseado em Espetroscopia de Impedância Elétrica (EIS), mede propriedades elétricas de células do sangue - glóbulos vermelhos onde o parasita de malária se aloja - através de um par de eletrodos. A impedância é medida pelo impedancímetro AD5933 (Analog Devices Inc.), com apoio do software necessário e os resultados mostram variações do valor de impedância entre glóbulos vermelhos infetados e normais [14]. Portanto, é possível detetar alterações biomecânicas entre células saudáveis e células infetadas, não só de uma forma eficiente a nível económico mas também portátil [15].

Fazendo uso das propriedades magnéticas da hemozoína, é possível manipular os cristais de forma a que se obtenham diferentes valores de impedância por parte do organismo infetado. Além de que a presença destes cristais no organismo do hospedeiro infetado altera a impedância dos tecidos. Assim, pode saber-se se os resíduos estão ou não presentes no organismo, e, da mesma forma, distinguir sangue infetado de sangue saudável através de medidas de impedância [16].

2.3 Conclusões

Confirmar a infeção, dos possíveis casos de malária, é importante antes de começar o tratamento. A OMS recomenda os testes de diagnóstico, seja

com microscópio ou RDTs [9, 17]. Sem a confirmação do diagnóstico, recursos preciosos e escassos são gastos desnecessariamente, já que os sintomas da malária são comuns a outras infeções.

O ideal seria um equipamento de diagnóstico simples de utilizar (não sendo necessário um especialista), de baixo custo, fiável, autónomo e portátil. O investimento ideal para as áreas mais problemáticas, onde o diagnóstico presumível tem sido a solução por falta de melhores recursos. Esta é a motivação deste projeto, desenvolver um impedancímetro funcional com estas características para que seja, no futuro, adaptado a um detetor de malária por impedância.

Hardware

Tratando-se de um primeiro nível de desenvolvimento, a escolha das componentes foi um passo essencial para que o sistema tenha as características que se pretende (autonomia, portabilidade e baixo custo).

3.1 Microcontrolador

O microcontrolador (MCU) é essencial para a funcionalidade de um sistema embebido, automatizando os processos e providenciando autonomia a um baixo custo. As dimensões desta componente são reduzidas favorecendo a portabilidade do sistema [18].

As capacidades que um MCU tem para oferecer a este tipo de sistemas não se encontram ainda no mercado, a simplificação de sistemas complexos para que sejam: portáteis, autónomos e de baixo custo [18].

Foram desenvolvidos três sistemas, nos quais se utilizaram dois microcontroladores diferentes, o MSP430G2553 (no Sistema 1) e o MSP430F5529 (nos Sistemas 2 e 3). Ambos pertencem à mesma família MSP430 da TI (Texas Instruments), desenhados especialmente para aplicações de baixo custo e baixo consumo energético. O F5529 tem um custo um pouco mais elevado que o G2553, no entanto, o armazenamento e RAM são melhores para este MCU, além de que tem ADC (Analog-to-Digital Converter) de 12 bits - o G2553 tem 10 bits - o que poderá melhorar a precisão do sistema.

3.2 Impedancímetro

O conversor de impedâncias, AD5933 (da Analog Devices), fornece a capacidade de converter impedâncias desconhecidas em dados que possam ser tratados e analisados até que se chegue a valor em Ohms. O custo desta componente é baixo e graças às suas pequenas dimensões o sistema pode tornar-se portátil facilmente [19]. Na literatura têm surgido muitas aplicações que utilizam o AD5933, incluindo sistemas e aplicações que lidam com bioimpedância [20].

O AD5933 tem um sistema de conversão interno e um gerador frequências DDS (Direct Digital Synthesizer) interno para fornecer o sinal utilizado para excitação da impedância a ser testada. O sinal de resposta da impedância é amplificado e, então, amostrado em 12 bits, 1 MSPS ADC (Analog to Digital Converter). É realizada uma transformada discreta de Fourier (DFT) utilizando o processador DFT de 1024 pontos incluído no circuito, resultando num valor real e imaginário para cada frequência [21]. Os valores real e imaginário podem ser acedidos através da interface I2C, ao ler os registos correspondentes. Todo este processo está representado no diagrama de blocos da Figura 3.1, onde, ainda, se podem ver duas componentes externas incluídas: a impedância sob teste $Z(\omega) = R + jZ(\omega)$, e a resistência R_{FB} que é a resistência de referência para um intervalo de medida selecionado, utilizada para calibração com $Z(\omega)$ substituída por R_{CAL} , como se verá em mais detalhe no Capítulo 5 na descrição da calibração.

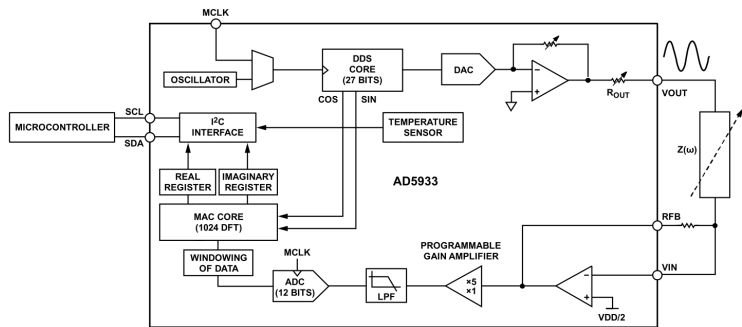


Figura 3.1: Diagrama de blocos funcional do AD5933 [21].

O AD5933 tem sido utilizado em diversos estudos com resultados precisos. Permite fazer medidas com baixo erro dentro de um intervalo predefinido de impedâncias. Também torna possível a redução significativa dos aparelhos utilizados para espectrometria, graças às suas pequenas dimensões. O baixo consumo energético em conjunto com a possibilidade de incorporar Bluetooth suportam a portabilidade do sistema. O AD5933 é, portanto, ideal para uma aplicação de bioimpedância [20, 22, 23].

3.3 Comunicação

A implementação do sistema foi bastante complexa. Tendo sempre em conta a informação disponibilizada nas *datasheets* das componentes, foi necessário analisar cada uma delas, estudar detalhadamente os registos necessários, de forma a conseguir comunicar entre o microcontrolador e o impedancímetro. Essa comunicação estabeleceu-se via I2C (Inter-Integrated Circuit).

3.3.1 I2C

O I2C bus é utilizado para conectar periféricos de baixa velocidade a uma *motherboard* ou a um sistema embebido. Para isso utiliza apenas duas linhas bidirecionais: **Serial Data** (SDA) e **Serial Clock** (SCL).

Trata-se de um modelo *master-slave*, em que o *master* controla o *clock* gerando o sinal para o SCL. E o *slave* sincroniza de acordo com o clock no SCL. Nos sistemas desenvolvidos o microcontrolador é o *master*, enquanto o AD5933 é o *slave*.

O SDA é a via de comunicação bidirecional entre o master e slave, os dados podem ser escritos ou lidos.

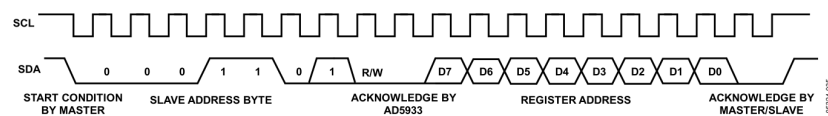


Figura 3.2: Diagrama temporal do bus do I2C para o AD5933 [21].

O *master* começa a transmissão enviando um endereço de 7-bits, o

slave address, seguido pelo bit de *write/read*. O bit *write/read* é 0 quando é inicializada uma operação de *write* (transmissão), e 1 quando se inicializa uma operação de *read* (leitura). Em seguida o *slave* devolve um ack (*acknowledgement*) indicando a receção do endereço. Se o bit *write/read* for 0 é iniciado um processo de escrita enviando os bytes para um registo especificado do *slave*, se for 1 começa o processo de leitura lendo um ou mais bytes de um registo especificado do *slave*. Aquando a transmissão é completa o *master* gera a condição de stop no bus que termina a transmissão entre o *master* e o *slave*. Na *datasheet* do AD5933 [21] há muita informação relativa à criação de mensagens para a comunicação.

Uma das mensagens mais utilizadas foi a de escrita de dados num determinado registo, para configurar o AD5933, definir parâmetros como a frequência, o número de incrementos, entre outros, abordados em detalhe no Capítulo 4, o formato desta mensagem é apresentado na Figura 3.3.



05324-036

Figura 3.3: Mensagem para escrever dados num registo [21].

Quando se pretende ler um determinado registo é necessário indicar qual é o registo que se quer ler, no caso de serem vários seguidos basta indicar o primeiro. Para isso é enviada uma mensagem de escrita que guarda o endereço do registo no pointer command, Figura 3.4.



05324-037

Figura 3.4: Mensagem para apontar o endereço do registo a ler [21].

Após apontar o registo que se pretende ler, é enviada a mensagem de leitura, Figura 3.5.



05324-039

Figura 3.5: Mensagem para ler dados de um registo [21].

Com estes três tipos de mensagem é possível alterar e ler os registros do AD5933. Por um lado, configurar a frequência (registros: de 0x85 até 0x8B), ou o controle (registros: 0x80 e 0x81) onde se pode iniciar o *frequency sweep* ou por em *standby mode*. Por outro lado, ler os resultados que ele pode fornecer, como é o caso do valor real e imaginário (nos registros: 0x94, 0x95, 0x96 e 0x97), ou o Status (registro: 0x8F) que indica o estado do sistema - se os dados real/imaginário são válidos, se o *frequency sweep* está completo ou se a medida de temperatura é válida.

3.4 Protótipos desenvolvidos

Ao longo deste trabalho foram desenvolvidos três sistemas, descritos em seguida. Todos eles integram a arquitetura mostrada na Figura 3.6. Em que se liga uma impedância desconhecida em AD5933 na posição de $Z(\omega)$ como se mostrou na Figura 3.1, este por sua vez converte essa impedância, o microcontrolador ligado via I2C irá aceder aos registros do real e imaginário e adquirir as medições para essa impedância. É o microcontrolador (MCU) que define as configurações para as quais o AD5933 vai operar, lendo e escrevendo nos registros do AD5933. Todo este trabalho do MCU sobre o AD5933 é definido pelo Firmware desenvolvido.

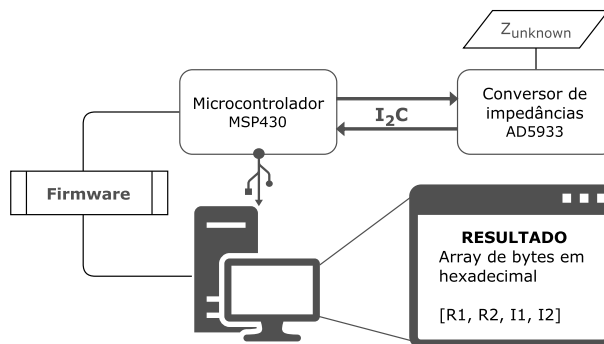


Figura 3.6: Arquitetura do hardware do sistema.

Sobre os sistemas, todos eles utilizam o AD5933, variando apenas o MCU. O primeiro sistema teve um intuito de aprendizagem e contextualização do trabalho a fazer. Os outros dois uma aproximação mais séria do pretendido. Daqui em diante irei referir-me a cada um como Sistema

1, Sistema 2 ou Sistema 3, respetivamente, de acordo com o descrito em seguida.

3.4.1 Sistema 1

Este primeiro Sistema é constituído por um microcontrolador MSP430G2553 pertencente a um kit de desenvolvimento TI LaunchPad, Figura 3.7.

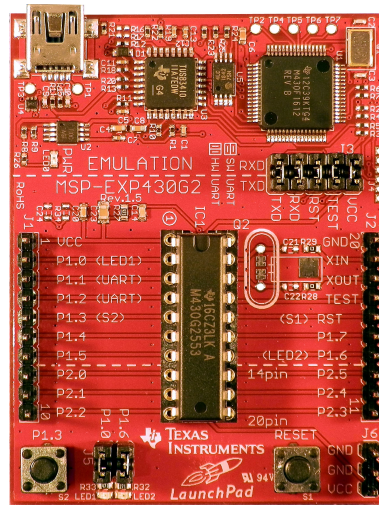
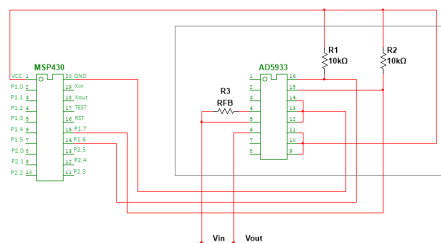
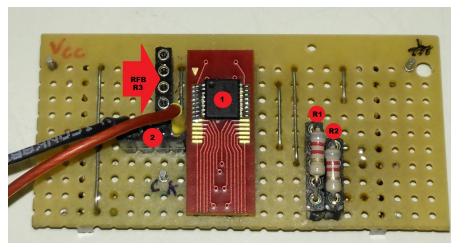


Figura 3.7: TI Launchpad MSP430G2553.

A ligação ao AD5933 foi feita através de um circuito adicional representado na Figura 3.8, onde se podem ver também os pull-ups R_1 e R_2 , incorporados, e o sitio onde ligar a R_{FB} desejada.



(a) Design do circuito externo.



(b) Esquemático do circuito externo.
Legenda: (1) AD5933; (2) V_{IN}/V_{OUT} .

Figura 3.8: Circuito adicional para conectar o impedancímetro ao microcontrolador.

Na Figura 3.9 pode ver-se o Sistema 1 completo e pronto a testar. A ligação ao computador é feita via USB (Universal Serial Bus).

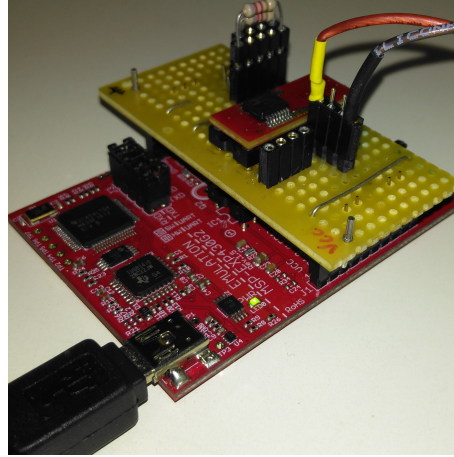


Figura 3.9: Sistema 1 montado e pronto a utilizar.

Este sistema apenas serviu como meio de aprendizagem. Portanto, a partir do momento que se conseguiu adquirir dados e a comunicação entre o AD5933 e o MCU se comprovou estar funcional, utilizando a ajuda do osciloscópio, passou-se para o Sistema 2.

3.4.2 Sistema 2

O microcontrolador escolhido para este sistema foi o MSP430F5529, embebido num PCB (Printed Circuit Board) desenvolvido no GEI¹. Na Figura 3.10, vê-se uma fotografia do PCB, contendo as diferentes componentes necessárias. Neste Sistema, ao contrário do Sistema 1, os valores de R_{FB} estão já incorporados², (3), o que se torna mais prático para a utilização e como há uma escolha variada é possível escolher gamas diferentes. A ligação ao computador é feita por JTAG (Joint Test Action Group).

¹Podem ser consultados os esquemáticos para este sistema a partir da Figura A.1 em anexo.

²Podem ser consultados os valores de R_{FB} na Tabela E.1 em anexo.

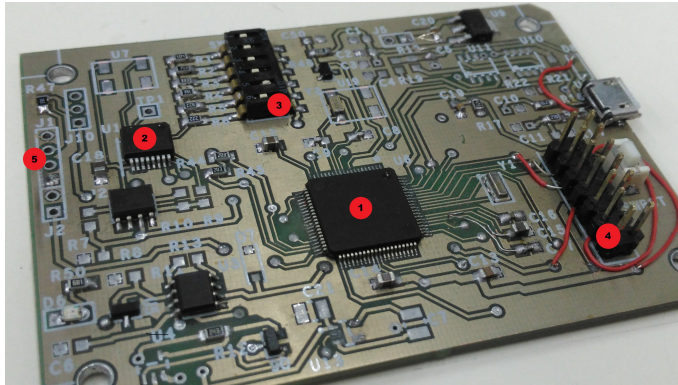


Figura 3.10: PCB do Sistema 2. Legenda: (1) *MSP43F5529*; (2) *AD5933*; (3) R_{FB} ; (4) *JTAG*; (5) V_{IN}/V_{OUT}

Foram detetados alguns erros, o Pin 4 (RFB) do AD5933 não estava conectado e (3) estava ligado a V_{IN} , quando deveria ser o Pin 4 ligado a V_{IN} . Assim, procedeu-se à devida correção, marcada na Figura 3.11.

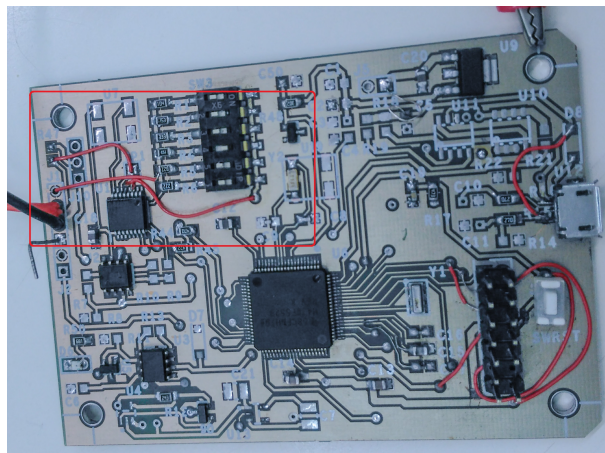


Figura 3.11: PCB do Sistema 2, com as alterações necessárias, na área assinalada com um retângulo vermelho.

Este Sistema tinha potencial de ser o sistema final depois de efetuadas as correções de hardware. Inicialmente funcionou muito bem, foi possível adquirir dados e trabalhar sem problemas. No entanto, acabou por queimar: a entrada USB carbonizou. Não foram avaliadas as razões com muito pormenor, mas o mais provável terá sido um curto circuito.

3.4.3 Sistema 3

Este sistema é semelhante ao Sistema 2, esquematicamente³, mas sem quaisquer erros de conexões. O PCB foi também desenvolvido no GEI, apresentam-se em anexo os Gerbers, a partir da Figura C.1. Pode ver-se o Sistema completo na Figura 3.12, com as componentes principais legendadas.

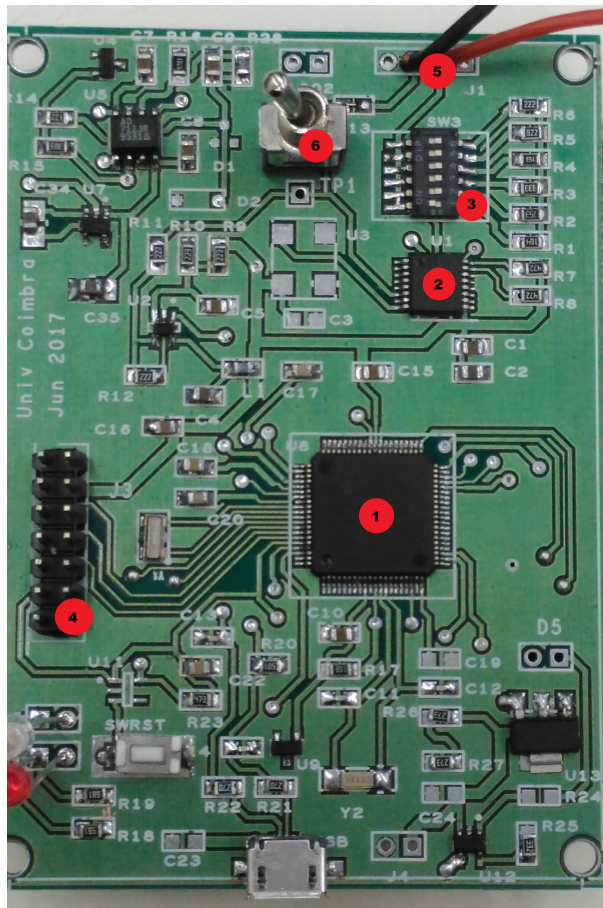


Figura 3.12: PCB do Sistema 3. Legenda: (1) MSP430F5529; (2) AD5933; (3) R_{FB} ; (4) JTAG; (5) VIN/VOUT; (6) Interruptor ativa/desativa circuito adicional para pequenas impedâncias.

Este Sistema é o único que inclui a possibilidade de leitura de pequenas impedâncias. Em (6) está o interruptor para o circuito adicional de

³Podem ser consultados os esquemáticos para este sistema a partir da Figura B.1 em anexo.

pequenas impedâncias, necessário para medições abaixo de 500Ω , representado na Figura 3.13 [21].

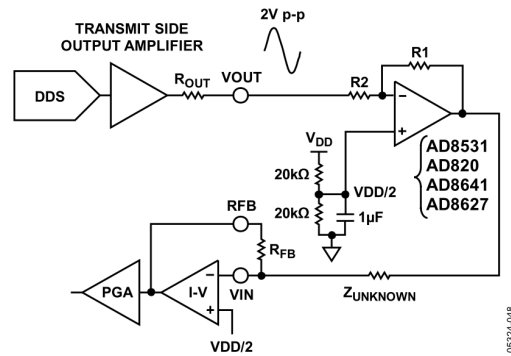


Figura 3.13: Circuito adicional para leitura de pequenas impedâncias ($Z \leq 500\Omega$) [21].

Na Figura 3.14 pode ver-se o Sistema 3 completo e pronto a utilizar. É este o Sistema Final apresentado e que foi testado em maior detalhe.



Figura 3.14: Protótipo final: Sistema 3.

4

Software

Ao longo deste capítulo são descritos os passos fundamentais do funcionamento do firmware para os Sistemas. O firmware é o que controlará a forma como as impedâncias serão lidas, como tal é importante que este configure corretamente a comunicação para garantir o bom funcionamento dos sistemas.

4.1 Firmware

O firmware é um tipo de software que contém instruções operacionais programadas diretamente no hardware de um equipamento eletrônico, neste caso do MCU. Tratam-se, portanto de operações de baixo nível sem as quais o dispositivo não teria quaisquer funcionalidade.

4.1.1 Ferramentas

O Code Composer Studio (CCS), é um IDE (Integrated Development Environment) que suporta microcontroladores TI, com compilador de C/C++, editor de texto, *debugger* (depurador em português), entre outras características. Foi o IDE escolhido por ser recomendado pela TI e ter licença livre. Foi utilizado durante todo o processo, desde a aprendizagem até ao desenvolvimento do firmware final.

Como ponto de partida, utilizei uma biblioteca fornecida pela TI, “MSP430 USCI I2C Transmitter and Receiver - MASTER CODE” configurada para o MSP430F2619: foi necessário alterar os pins e regis-

tos consoante as configurações que serão abordadas mais à frente neste capítulo.

4.2 Desenvolvimento

Para o adequado desenvolvimento da lógica do firmware foi estudado o Fluxograma “Performing a Frequency Sweep” apresentado na *datasheet* do AD5933 [21].

O fluxograma do firmware desenvolvido, apresentado na Figura 4.1, corresponde à lógica do fluxo de dados que passam pelo código. Inicia-se com a escrita no registo do controlo (0x80), pondo o aparelho em **Standby Mode**; em seguida são definidos os **parâmetros de frequência**, de acordo com a Tabela 4.1, cada parâmetro tem vários registos (apontados no fluxograma); após os parâmetros de frequência estarem registados, no registo de controlo, inicia-se o **Start Frequency Sweep**, com ganho de 1 e 2V p-p. O sinal foi gerado pelo DDS e a impedância está a ser convertida em real e imaginário pelo AD5933, é necessário, então, ler e adquirir esses dados, para isso o firmware tem um loop que começa por **ler o Status** para verificar se os dados real/imaginário são válidos, se não são válidos este registo é analisado até que sejam e se possa prosseguir com a aquisição, uma vez válidos é escrita a mensagem que contém o **primeiro registo a ser lido** (0x94), e então a mensagem de leitura de forma a guardar o **resultado** de cada registo numa posição do array; o boolean que controla se os dados já foram adquiridos fica a TRUE e o Status volta a ser lido mas agora para verificar o **estado do Frequency Sweep**, enquanto não estiver completo é **Repetido**, uma vez completo é escrito no controlo o **Power-Down Mode**, pondo fim à comunicação entre o MCU e o AD5933.

As mensagens são enviadas como explicado no Capítulo 3, Comunicação I2C, para escrever num registo Figura 3.3, para apontar o endereço do primeiro registo a ler Figura 3.4, e para ler os dados do registo apontado Figura 3.5.

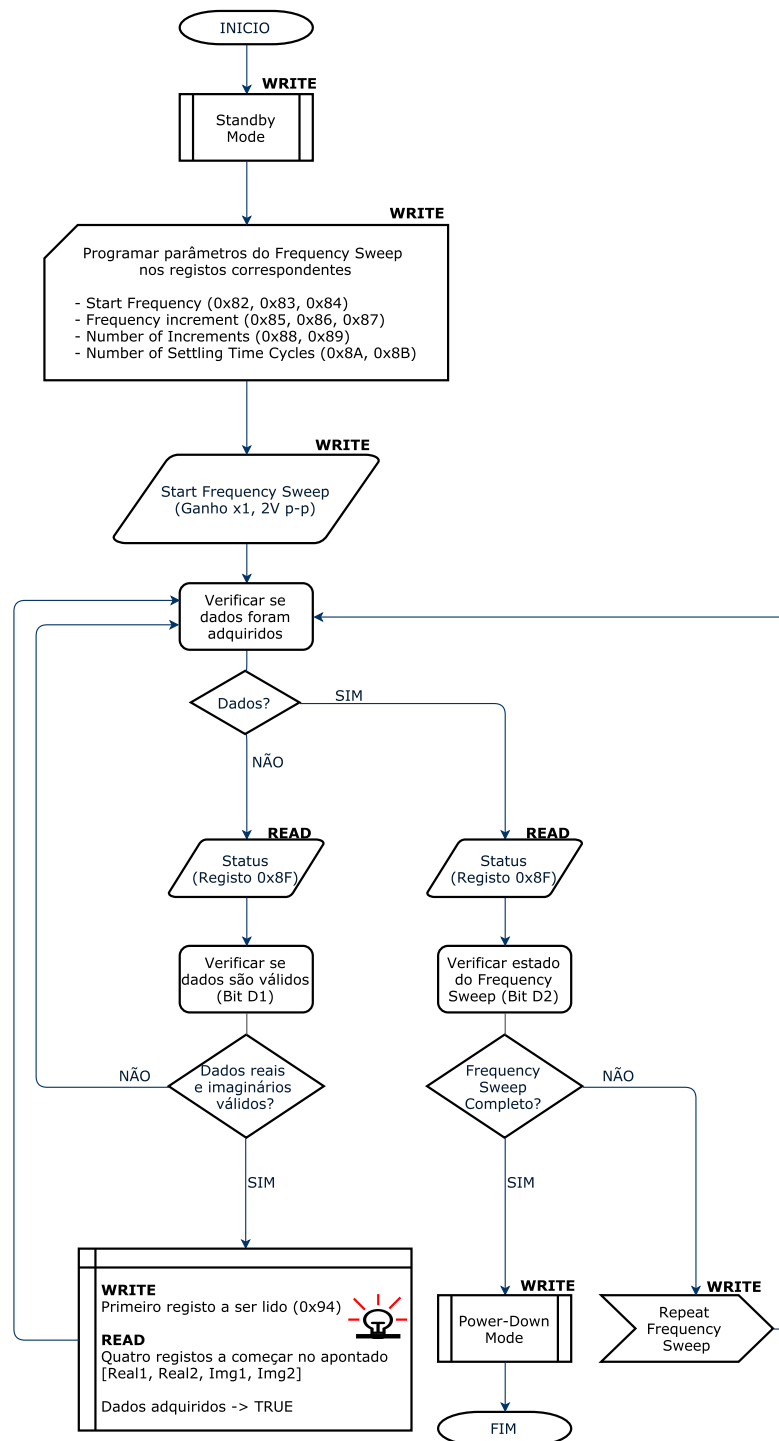


Figura 4.1: Fluxograma representativo do fluxo de dados do firmware desenvolvido em C.

Em anexo encontra-se a biblioteca alterada para os diferentes sistemas, no Anexo D.1 a biblioteca desenvolvida para o Sistema 1, e no Anexo D.2 a biblioteca desenvolvida para os Sistemas 2 e 3. Apenas se considerou de interesse apresentar a biblioteca uma vez que é nela que estão contidas as configurações de registos e pins de interesse, e funções de inicialização para escrita e leitura, o restante código são funções que chamam os métodos da biblioteca apresentada de acordo com o fluxograma, apresentado na Figura 4.1.

4.2.1 Configurações e registos do MCU

Para configurar os registos foi necessário estudar as *datasheets* do MCU, e escolher as opções adequadas ao Sistema.

Para o registo UCBxCTL0: os endereços são ambos (own address e slave address) de 7-bit (0), o ambiente é single master (0), com master mode selecionado (1), modo I2C (11), e modo síncrono (1).

Para o registo UCBxCTL1: O clock é SMCLK (11), receiver(0) ou transmitter(1) conforme o que se pretende. Os restantes registos são de interrupções e funcionam como flags.

Sistemas

As alterações feitas à biblioteca utilizada para o Sistema Final, encontrada no Anexo D.2, tomaram como ponto de partida a desenvolvida do Sistema 1. A maior diferença encontrada em relação aos dois foi nas interrupções, onde o F5529, do Sistema 2 e 3, apenas tem um vetor de interrupção, partilhado para a transmissão, receção e mudança de estado; e o G2553, do Sistema 1, tem dois vetores de interrupção, um para a transmissão e receção e outro para o estado.

Entre os Sistemas 2 e 3, eletronicamente ambos os sistemas são semelhantes e por isso o código foi o mesmo, desenvolvido inicialmente para o Sistema 2, mas completamente funcional no Sistema 3.

4.2.2 Programação da frequência

Um dos primeiros passos que se vêem no fluxograma, Figura 4.1, é a programação dos parâmetros de frequência. Estes são determinados através da fórmula abaixo [21], da qual resulta um valor decimal que é, depois, convertido em hexadecimal.

$$CodigoFrequencia = \left(\frac{Freq(kHz)}{\left(\frac{16776}{4} \right)} \right) \times 2^{27} \quad (4.1)$$

Onde 16776kHz corresponde ao *clock* interno de referência, e *Freq* à frequência para a qual se quer configurar o DDS de forma a gerar o sinal para conversão de impedância.

Tabela 4.1: Resumo dos códigos utilizados para a definição do *sweep* de frequência.

Parâmetro	Código (hex)
Frequência: 5kHz	02710B
Frequência: 30kHz	0EA646
Frequência: 100kHz	30D4E7
Incremento: 5kHz	02710C
Número de Incrementos: 10	000A
Número de Ciclos: máximo permitido	01FF

Para as medições efetuadas com os Sistemas 1 e 2, apenas se configurou a frequência de 30kHz. Já no Sistema 3 foram adquiridos dados para três frequências: 5kHz, 30kHz e 100kHz. Os restantes parâmetros foram mantidos em todas as aquisições.

Testes e Resultados

Testar o sistema desenvolvido e conhecer as suas capacidades é uma fase muito importante, pois permite verificar a viabilidade de todo o projeto. Obter bons resultados implica conseguir fazer uma boa gestão entre a calibração do sistema e o tipo de dados a ler. E os testes têm de ir de acordo com estas características.

Sendo a calibração do sistema um passo tão importante, este capítulo começa por descrever como se procede. Em seguida, são descritos os testes do sistema e por fim apresentados os resultados obtidos.

Começando por apresentar as variáveis utilizadas ao longo deste capítulo, na tabela abaixo.

Tabela 5.1: Apresentação das variáveis utilizadas ao longo deste capítulo.

Variável	Significado
M	Magnitude
Z	Impedância
F_G	Fator-Ganho
R	Real
I	Imaginário
Φ	Fase
δX	Incerteza de X
\bar{X}	Média de X
R_{FB}	Resistência de Feedback Externa
R_{CAL}	Resistência de Calibração
M_{CAL}	Magnitude da Resistência de Calibração
Z_X	Impedância X (Mínima/Máxima/Obtida/Real)

5.1 Calibração e Métodos

Antes de proceder a aquisições de dados é necessário fazer a calibração do sistema. Para tal há necessidade de definir dois valores de impedância: a resistência de feedback externa, R_{FB} , ligada entre o Pin 4 (RFB) e o Pin 5 (VIN) do AD5933, e a resistência para calibração, R_{CAL} , valor de uma impedância conhecida ligada entre o Pin 5 (VIN) e o Pin 6 (VOUT).

Numa fase inicial, em que não se conhecia o método para definir um intervalo de medida, começou-se por tentar diversas possibilidades de combinações entre R_{FB} e R_{CAL} . Entre as quais igualar R_{FB} e R_{CAL} , variando na ordem de grandeza, mas depressa se concluiu que os resultados não eram o esperado.

Após alguma pesquisa e leitura de documentação, encontrou-se uma forma eficaz de determinar os valores para calibração e assim definir um intervalo de medida. Aplicando as expressões abaixo, Eq. 5.1 e 5.2, provenientes da *application note* do AD5933 [24].

$$R_{FB} = \frac{(\frac{V_{DD}}{2} - 0, 2) \times Z_{MIN}}{V_{PK} + \frac{V_{DD}}{2} - V_{DCOFFSET}} \times \frac{1}{GAIN} \quad (5.1)$$

A expressão (5.1) permite determinar a resistência a ser usada em R_{FB} consoante o limite inferior para o intervalo de medida, Z_{MIN} , que se pretende. Onde V_{DD} é a voltagem fornecida ao sistema, V_{PK} é o pico de voltagem do range de saída selecionado, $V_{DCOFFSET}$ é a voltagem *dc offset* para o range selecionado (Range No.1 da Tabela 1 da *application note* do AD5933 [24]) e o $GAIN$ é o ganho do sistema que pode tomar os valores 1 ou 5. Os valores para estas variáveis encontram-se na Tabela 5.2 de acordo com *output excitation voltage* de 2V p-p (pico a pico).

Tabela 5.2: Variáveis utilizadas na Eq. 5.1.

Variáveis	Valor utilizado
V_{DD}	3,3
V_{PK}	1,98
$V_{DCOFFSET}$	1,48
$GAIN$	1

$$R_{CAL} = (Z_{MIN} + Z_{MAX}) \times \frac{1}{3} \quad (5.2)$$

A expressão (5.2) calcula a impedância para calibração, R_{CAL} . Para a qual Z_{MIN} é o limite inferior do intervalo de medida pretendido e Z_{MAX} o limite superior.

Após a determinação de R_{FB} e R_{CAL} , sabe-se que o sistema é capaz de ler valores dentro do intervalo: $[Z_{MIN}; Z_{MAX}]$, o intervalo de medida.

A calibração consiste no cálculo do Fator Ganho, Eq. 5.5, o qual utiliza os dados adquiridos com uma impedância de valor conhecido e o respetivo valor.

Como visto na Figura 3.6, o resultado é obtido em hexadecimal, em partes real e imaginária. Tem, então, de se interpretar esse valor num valor de impedância em Ohms. O primeiro passo é o cálculo da Magnitude.

$$M = \sqrt{R^2 + I^2} \quad (5.3)$$

Para já considera-se que o Real e o Imaginário têm um erro associado (este assunto será melhor abordado em seguida) e dessa forma foi necessário utilizar a fórmula de propagação de erro:

$$\delta M = \sqrt{\left(\frac{\partial M}{\partial R} \delta R\right)^2 + \left(\frac{\partial M}{\partial I} \delta I\right)^2}$$

Depois do cálculo das derivadas parciais obteve-se a fórmula para o cálculo da incerteza da Magnitude:

$$\delta M = \sqrt{\left(\frac{R}{M} \delta R\right)^2 + \left(\frac{I}{M} \delta I\right)^2} \quad (5.4)$$

O valor determinante da calibração, o Fator Ganho, é calculado a partir de uma impedância de valor conhecido, R_{CAL} , e da magnitude obtida pelo sistema com essa impedância, M_{CAL} , da seguinte forma:

$$F_G = \frac{1}{R_{CAL} \times M_{CAL}} \quad (5.5)$$

A incerteza do Fator Ganho - onde δR_{CAL} é a incerteza associada a cada resistência utilizada de acordo com o código de cores¹, e δM_{CAL} a incerteza associada à magnitude da impedância conhecida, calculada através da Eq. 5.4 - é determinada pela fórmula da propagação de erro:

$$\delta F_G = \sqrt{\left(\frac{\partial F_G}{\partial R_{CAL}} \delta R_{CAL}\right)^2 + \left(\frac{\partial F_G}{\partial M_{CAL}} \delta M_{CAL}\right)^2}$$

Terminando o cálculo das derivadas obtém-se:

$$\delta F_G = \sqrt{\left(\frac{\delta R_{CAL}}{R_{CAL}^2 M_{CAL}}\right)^2 + \left(\frac{\delta M_{CAL}}{R_{CAL} M_{CAL}^2}\right)^2} \quad (5.6)$$

A Impedância, por sua vez, irá utilizar o valor fornecido pelo Fator Ganho, e assim converter a Magnitude em Impedância:

$$Z = \frac{1}{F_G \times M} \quad (5.7)$$

Propagando o erro segundo a fórmula:

$$\delta Z = \sqrt{\left(\frac{\partial Z}{\partial F_G} \delta F_G\right)^2 + \left(\frac{\partial Z}{\partial M} \delta M\right)^2}$$

Obtém-se a incerteza associada à Impedância calculada:

$$\delta Z = \sqrt{\left(\frac{\delta F_G}{F_G^2 M}\right)^2 + \left(\frac{\delta M}{F_G \times M^2}\right)^2} \quad (5.8)$$

Por fim, há ainda um passo a dar, o cálculo da fase. Este valor servirá como indicativo do bom funcionamento do sistema, uma vez que para resistências o ideal seria zero, portanto queremos o mais perto possível de zero.

$$\Phi = \tan^{-1} \left(\frac{I}{R} \right) \quad (5.9)$$

Não pareceu pertinente fazer propagação de erros para a fase, uma

¹O conjunto de resistências disponíveis para testes e a respetiva incerteza associada, encontram-se na Tabela E.2 em anexo.

vez que não teria qualquer significado para o problema em questão.

Há ainda um passo de calibração em relação à fase, como recomendado na *datasheet* do AD5933 [21]. A Fase de R_{CAL} é calculada, correspondendo a Φ_{system} , esta será subtraída a cada valor de Fase calculado, para cada impedância lida $\Phi_{unknown}$. O valor avaliado é, portanto, Φ .

$$\Phi = \Phi_{unknown} - \Phi_{system} \quad (5.10)$$

5.1.1 Métodos

Apresentando, de uma forma geral, o processo desde a impedância desconhecida até ao seu valor, em primeiro lugar determina-se o intervalo de medida definido pela escolha de R_{FB} e R_{CAL} , de forma a que a impedância que se quer determinar se encontre nesse intervalo. Segue-se a calibração, adquirem-se os dados da R_{CAL} , e utilizando as Eq. 5.3 e 5.5 determina-se o Fator Ganho. Por fim, o cálculo da impedância, Z , os dados relativos à impedância desconhecida são adquiridos, aplicam-se as expressões - Eq. 5.3 e 5.7 - e procede-se o tratamento dos resultados obtidos.

Sistema 3

A escolha dos intervalos de medidas do Sistema 3 foi a mais ponderada, considerando que o objetivo é a leitura de impedâncias de uma certa gama, não é muito relevante ter intervalos muito grandes uma vez que é suposto ser aplicado em medidores especializados com uma gama definida. Assim, escolheram-se variados intervalos (utilizando as Eq.5.1 e 5.2) que totalizam uma gama entre $5k\Omega$ e $662k\Omega$, apresentados na Tabela 5.3 e representados na Figura 5.1, onde no eixo dos xx se encontram as resistências disponíveis², a linha vertical marca as R_{CAL} utilizadas para cada intervalo, e cada intervalo corresponde à respetiva R_{FB} ³.

²Resistências utilizadas para os testes e disponíveis em laboratório, podem ser consultadas na Tabela E.2.

³As resistências R_{FB} disponíveis podem ser consultadas na Tabela E.1.

Tabela 5.3: Intervalos de medida do Sistema 3, valores em Ω .

	R_{FB}	R_{CAL}	Z_{MIN}	Z_{MAX}
R1	100k	270k	148k	662k
R2	75k	220k	111k	549k
R3	33k	110k	49k	281k
R4	15k	82k	22k	218k
R5	8k2	47k	12k	129k
R6	2k2	18k	3k	51k
R6.2	33	200	50	550

A R6.2 é utilizada apenas para $Z \leq 500\Omega$, uma R_{FB} especialmente mais baixa, utilizada com o circuito adicional de pequenas impedâncias (apresentado na Figura 3.13), para leitura de valores abaixo de 500Ω .

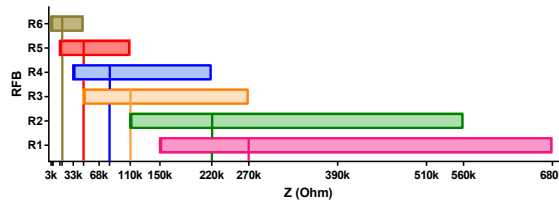


Figura 5.1: Intervalos de medida para o Sistema 3.

Depois de estarem definidos os intervalos de medida é necessário determinar o número de medições para cada impedância. Para isso foram adquiridos à volta de 100 medidas, calculados os respetivos desvios padrão de 10 em 10 medidas⁴ e então analisar esses desvios padrão. Observou-se que até às 30 medições haviam melhorias significativas, isto é, o desvio padrão reduzia na ordem das décimas, mas daí por diante essas melhorias eram mínimas e a diferença não valia um tratamento de dados mais complicado e demorado. Portanto, optou-se por fazer 30 medições para cada impedância a determinar.

Na Figura 5.2 está o resumo visual de todo o processo de tratamento de dados. Viu-se da Figura 3.6 que o resultado obtido do sistema vem em parte real e imaginária em hexadecimal, partindo daí, faz-se a conversão desses valores em decimais. Fica-se com 30 medições para cada

⁴Para 10 medidas, 20, 30, até às 100.

impedância a determinar, cada medição tem parte real e parte imaginária, portanto 30 medidas de real e 30 medidas de imaginário. A parte real, R , e a parte imaginária, I , são determinadas pela média aritmética simples das 30 medições, e a incerteza associada a cada parte pelo desvio padrão. Obtém-se um valor real e um imaginário, para uma impedância a determinar. Aplicando a Eq. 5.3 calcula-se a **Magnitude** e a respectiva incerteza através da Eq. 5.4. Para que se determine a impedância, Z , é, ainda, necessário ter o valor do Fator Ganho que deriva da calibração. A calibração é feita com a impedância definida aquando a determinação do intervalo de medida, R_{CAL} . São feitas as medições a R_{CAL} , de igual forma⁵, até que se obtenha a magnitude, M_{CAL} . Tendo M_{CAL} e R_{CAL} calcula-se o **Fator Ganho**, Eq. 5.5, e a respectiva incerteza, Eq. 5.6. Com a Magnitude e o Fator Ganho pode então determinar-se a **Impedância Z**, Eq. 5.7, e a respectiva incerteza associada, Eq. 5.8.

⁵Da mesma forma que uma impedância de valor desconhecido, obtendo as 30 medições pelo sistema, calculando a média e desvio padrão.

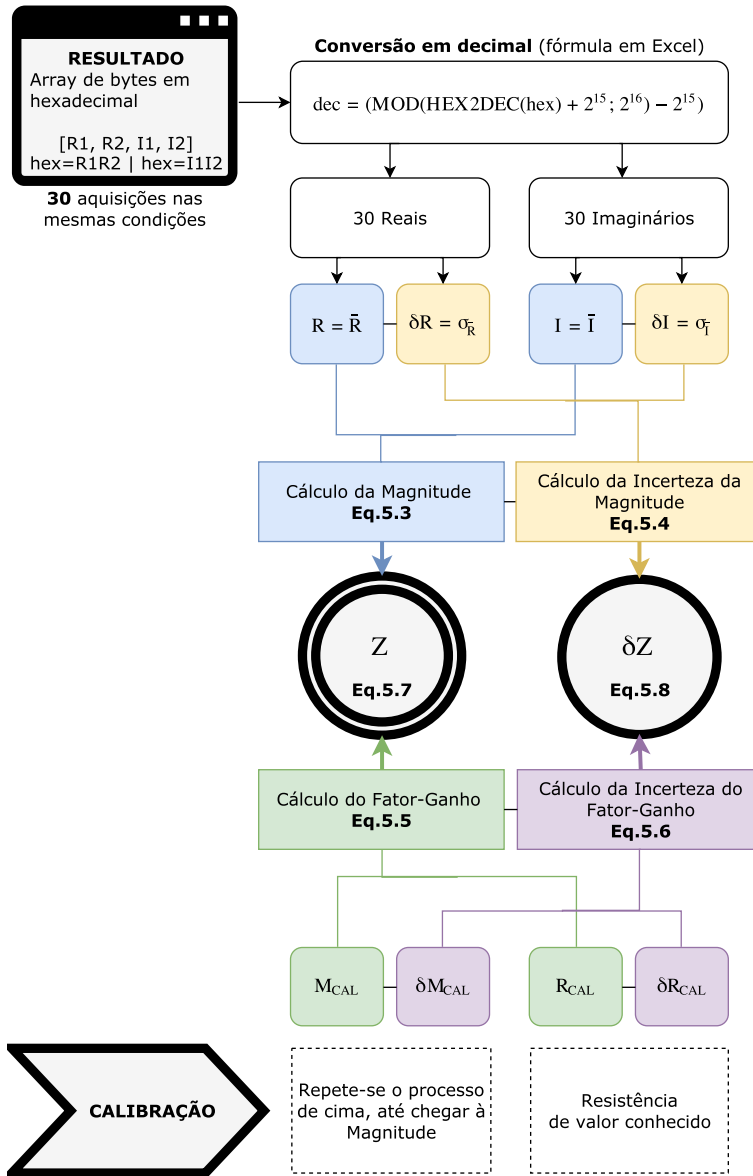


Figura 5.2: Esquema representativo do método utilizado no Sistema 3.

Sistema 2

Para o Sistema 2, as R_{FB} foram as mesmas utilizadas no Sistema 3, apresentadas na Tabela E.1. Optou-se por escolher apenas uma R_{CAL} , de 220k Ω e desta forma os intervalos foram aumentando, conseguindo gamas mais alargadas. A representação dos intervalos de medida para este sistema encontra-se na Figura 5.3, onde cada intervalo corresponde

a uma R_{FB} e a R_{CAL} utilizada está marcada a tracejado, 220k Ω .

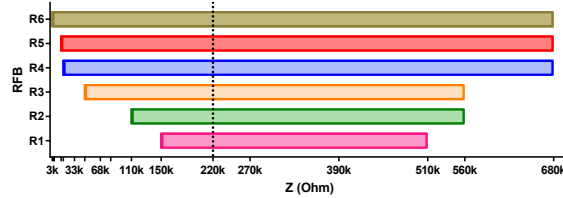


Figura 5.3: Intervalos de medida para o Sistema 2.

Foram feitas 10 medições para cada impedância com o Sistema 2, o método de cálculo foi o mesmo explicado para o Sistema 3, com a diferença de que, em vez de 30 medições, ter apenas 10 para tratamento. Os restantes passos foram feitos da mesma forma.

Este sistema foi utilizado antes do Sistema 3, e por isso este método foi de transição. O número de medições foi reduzido pois tinha-se o intuito de analisar os dados e aumentar mais tarde, acabou por não ser possível por se ter de mudar de Sistema uma vez que este queimou⁶.

Sistema 1

O Sistema 1, tratando-se de um sistema de aprendizagem (tanto em questões eletrônicas como de software e programação a tão baixo nível), não tinha como objetivo ter resultados aprofundados. Portanto apenas foi escolhido um intervalo de medida, [1k Ω ; 100k Ω] e dessa forma determinados o R_{FB} e o R_{CAL} .

Foram adquiridos apenas um conjunto de medições⁷ para cada caso. Com apenas uma medida não foi possível fazer uma média e calcular o respetivo desvio padrão para determinar a incerteza, por isso os resultados são apresentados utilizando a diferença relativa entre a impedância obtida e a impedância real⁸.

⁶O Sistema 2 perdeu-se, a porta USB carbonizou provavelmente devido a um curto circuito.

⁷Por conjunto de medições entende-se o real e imaginário em hexadecimal dado pelo sistema para cada impedância.

⁸A impedância real é o valor conhecido das resistências utilizadas para os testes e disponíveis em laboratório, podem ser consultadas na Tabela E.2.

5.2 Resultados

Em seguida apresentam-se os resultados obtidos para cada sistema. Sendo o Sistema 3, o mais relevante e para o qual os testes foram mais extensivos, incluindo aquisições a diferentes frequências.

5.2.1 Sistema 1

Os resultados para este Sistema são apresentados em Diferença Relativa, dada pela expressão da Eq. 5.11, pois apenas foi feita uma medição para cada impedância. As impedâncias medidas, e respectivas incertezas, podem ser consultadas na Tabela E.2.

$$DiferencaRelativa(\%) = \frac{Z_{vida} - Z_{real}}{Z_{real}} \times 100 \quad (5.11)$$

Analisando a Figura 5.4 conclui-se que, para um intervalo de medidas largo, os resultados das extremidades do espectro têm uma diferença percentual mais elevada. O intervalo é de $[1k\Omega; 100k\Omega]$ ⁹, no entanto os valores mais baixos e pertencentes a essa gama, possuem uma diferença relativa muito alta. Assim se retiram duas conclusões, a primeira é que é mais difícil ler valores mais baixos e por consequência, estes têm diferenças percentuais mais elevadas. A segunda é que, os limites para determinar o intervalo de medida desejado devem ser estabelecidos com uma certa margem, para garantir que se tem nos resultados pretendidos o mínimo de diferença relativa, isto é, são o mais perto possível do valor real.

⁹Para se obter este intervalo $R_{CAL} = 33k\Omega$ e $R_{FB} = 680\Omega$ definidas pelas Eq.5.1 e 5.2.

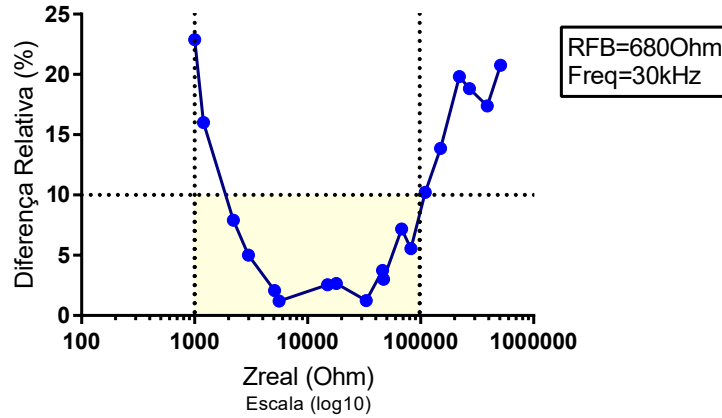


Figura 5.4: Representação gráfica do erro percentual relativo, os dados representados podem ser consultados na Tabela E.3.

5.2.2 Sistema 2

Os dados apresentados para este sistema derivam de 10 medições feitas para cada impedância, para o intervalo de medidas representado na Figura 5.3 e utilizando o método já descrito. A representação dos resultados do Sistema 2 vem em função da R_{FB} , que é a única condição que varia para cada aquisição de um mesmo valor. Estão incluídos na representação gráfica, dados não válidos¹⁰. No entanto, decidiu-se manter esses valores como comparação, uma vez que são consistentes e não mostram grandes alterações.

A incerteza determinada neste Sistema é consistentemente na ordem dos 5%, no entanto, o resultado final ($Z \pm \delta Z$) não contém o valor real na grande maioria dos casos.

Na Figura 5.5, as linhas tracejadas correspondem à marcação do valor real. À exceção de 68k Ω (e 220k Ω mas esta é a resistência de calibração, por isso não se pode considerar), os resultados não contêm o valor real da resistência medida. De nada vale uma incerteza baixa se a impedância não está a ser corretamente determinado. Esta diferença tem todo o jeito se ser proveniente de um erro sistemático, uma vez que praticamente

¹⁰Dados não válidos são os que não pertencem ao intervalo de medida definido pela calibração.

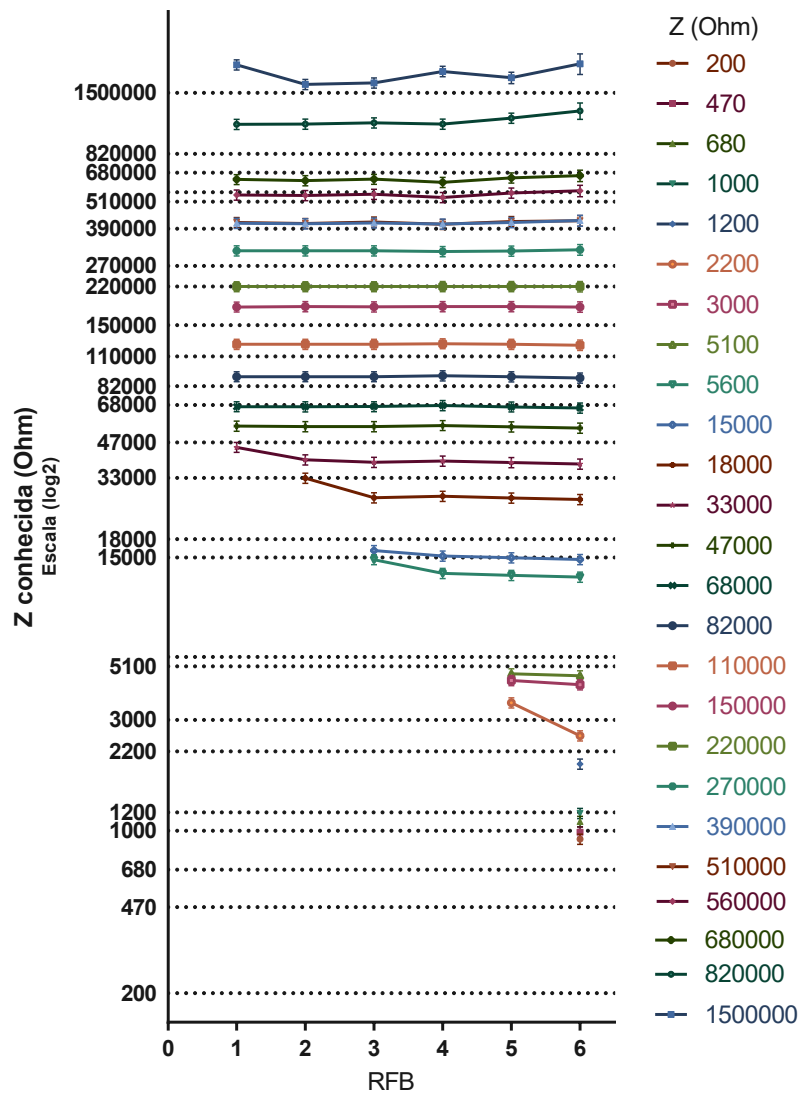


Figura 5.5: Comparação de resultados com o valor real.

em todos os resultados há um incremento semelhante relativamente ao valor real. Como este Sistema se perdeu¹¹, não foi possível aprofundar e compreender as causas destes resultados.

¹¹A porta USB carbonizou provavelmente devido a um curto circuito.

5.2.3 Sistema 3

Os testes para este sistema foram mais extensivos. A inserção das diferentes frequências foi essencial, pois notaram-se influências nos resultados. Mas a razão que o levou a fazer foi o facto de que em tecidos biológicos a frequência com que se adquirem os dados é extremamente relevante para a obtenção de valores de boa qualidade [25]. Uma vez que o objetivo será aplicar o impedancímetro a um detetor de malária (que irá, por sua vez, lidar com tecidos biológicos), é de relevo abordar a influência da frequência.

Antes de se partir para os resultados da impedância, vai-se analisar a escolha dos intervalos de medida obtidos pela calibração.

Análise da Calibração

Relativamente à variação do Fator Ganho¹² em relação à frequência¹³, Figura 5.6, esta não é significativa, o Fator Ganho não varia praticamente com a alteração das frequências, à exceção da R_{FB} de baixas impedâncias que além de ter uma alteração a incerteza para 100kHz aumenta bastante.

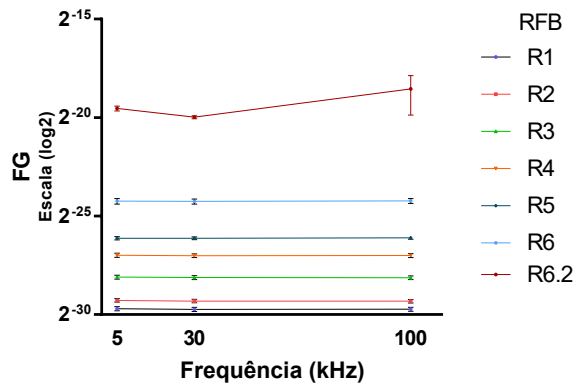


Figura 5.6: Representação gráfica da variação do fator ganho em função da frequência.

¹²O Fator Ganho é calculado pela Eq.5.5, e a respetiva incerteza pela Eq.5.6, as R_{CAL} utilizadas são as escolhidas aquando a definição do intervalo de medida apresentadas na Tabela 5.3, a cada R_{FB} corresponde uma R_{CAL} .

¹³Os valores de frequência utilizados foram 5kHz, 30kHz e 100kHz.

A tendência do Fator Ganho em função de R_{CAL} é estabilizar, para cada R_{FB} , e as diferentes frequências praticamente se sobrepõem, como se vê na Figura 5.7. Portanto não convém escolher uma R_{CAL} muito baixa. O círculo indica o ponto para o qual foi escolhida a R_{CAL} , a tracejado horizontal está o Fator Ganho resultado dessa calibração. Nota-se que esse valor se mantém nas linhas de tendência e portanto, a calibração foi bem escolhida.

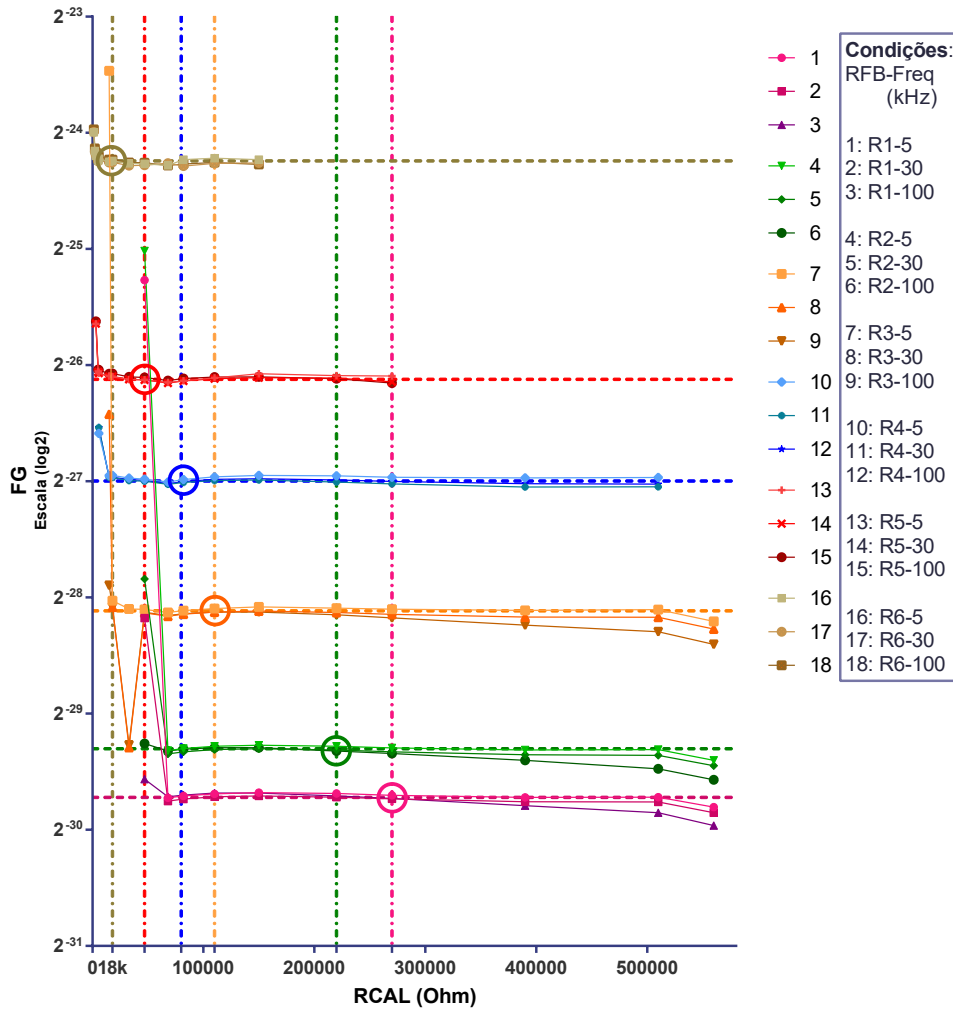


Figura 5.7: Representação gráfica da variação do fator ganho em função de R_{CAL} .

Quando se representa a variação do Fator Ganho em função de R_{FB} , fica clara a forma exponencial decrescente, Figura 5.8, e a sobreposição das diferentes linhas mostra que a frequência não influencia, à exceção do caso das baixas frequências para 100kHz.

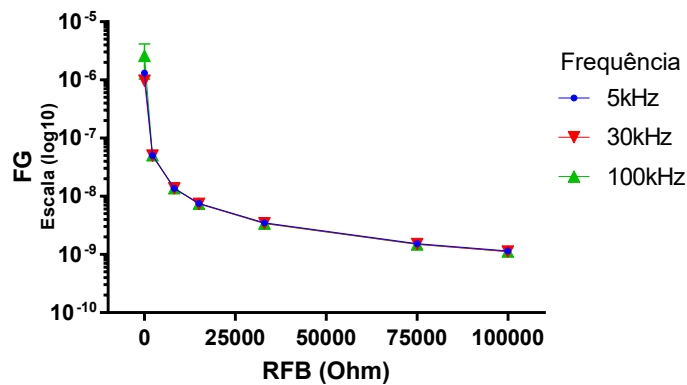


Figura 5.8: Representação gráfica da variação do fator ganho em função de R_{FB} .

Análise dos Resultados

Da mesma forma que se representaram os dados do Sistema 2, representaram-se também os deste sistema na Figura 5.9. A representação vem em função das condições em que foram feitas as medições, essas condições não são mais do que as combinações entre as diferentes R_{FB} e as três frequências, dando um total de 18 combinações diferentes que podem ser consultadas na Tabela E.4.

Apesar de ter uma incerteza um pouco maior, comparando com os 5% do Sistema 2, a esmagadora maioria contém o valor real, o que não acontecia no Sistema 2. Ainda, o valor da fase encontra-se consistentemente na ordem das centésimas, como o que se pretendia era ao mais perto de zero possível, estar apenas nas centésimas é um indicador do bom funcionamento do sistema. Todos os dados relativos ao Sistema

3, e representados na Figura 5.9, podem ser encontrados a partir da Tabela E.5, nos anexos onde cada tabela, seis no total, corresponde a uma R_{FB} diferente.

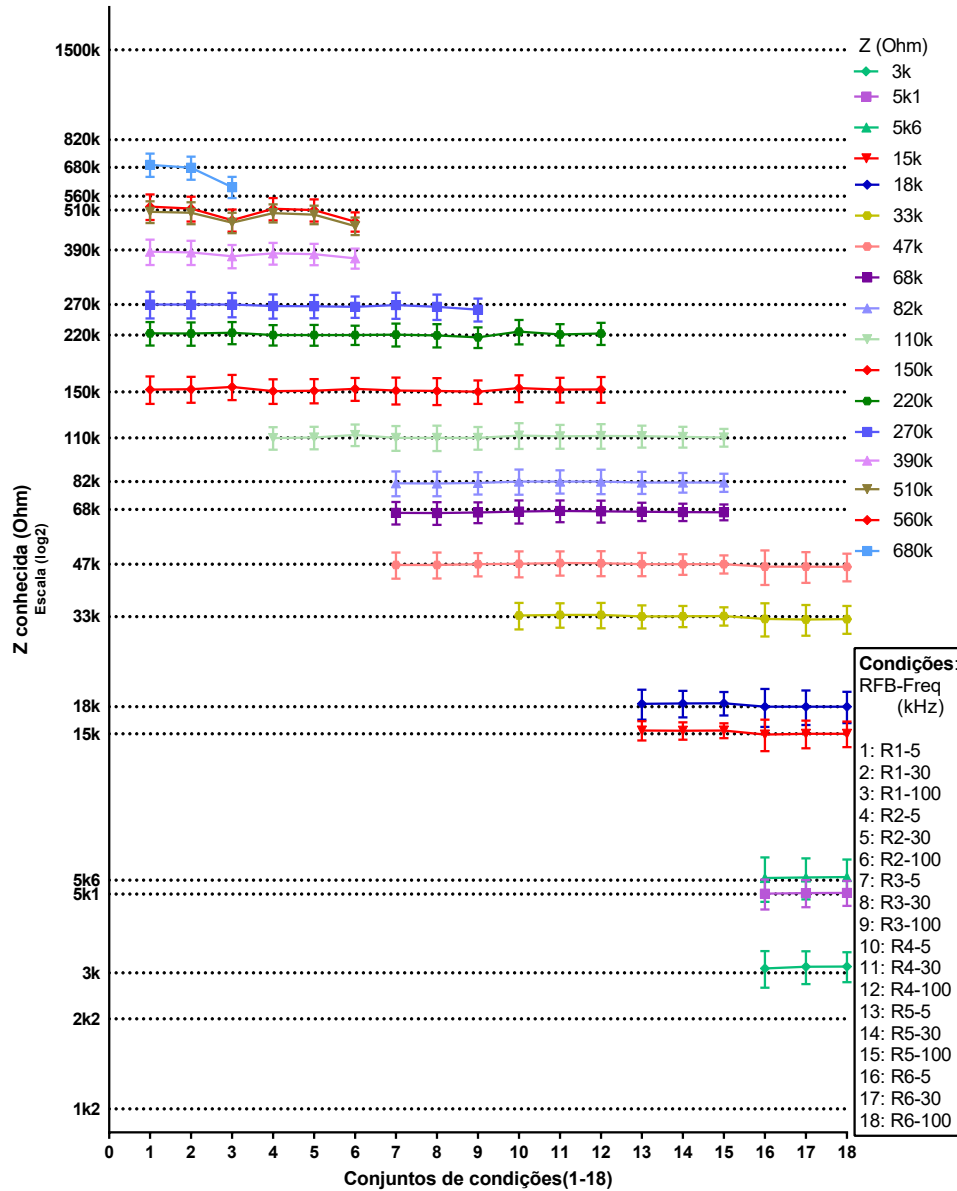


Figura 5.9: Comparação de resultados com o valor real.

Pequenas impedâncias

A comparação com o valor real foi também o método escolhido para representar os resultados para as pequenas impedâncias, Figura 5.10. A representação vem em função das condições em que foram feitas as medições, três frequências diferentes 5kHz, 30kHz e 100kHz, a R_{FB} foi sempre a mesma para todas as medições: 33Ω , o fator que se alterou foi utilizar duas R_{CAL} para a determinação do Fator Ganho, nas condições 1, 2 e 3 de 200Ω e nas condições 4, 5 e 6 de 470Ω expandindo o intervalo de medida¹⁴.

A utilização do circuito adicional e a adaptação do intervalo de medida, não foram suficientes para se obterem resultados com uma incerteza e precisão adequadas. Apesar disso, o dispositivo tem potencial para o fazer. Uma abordagem mais aprofundada de todas as configurações e um estudo de outras possibilidades de otimizar o dispositivo neste sentido, podem torná-lo capaz de obter tão bons ou melhores resultados que os obtidos para impedâncias na ordem dos $k\Omega$.

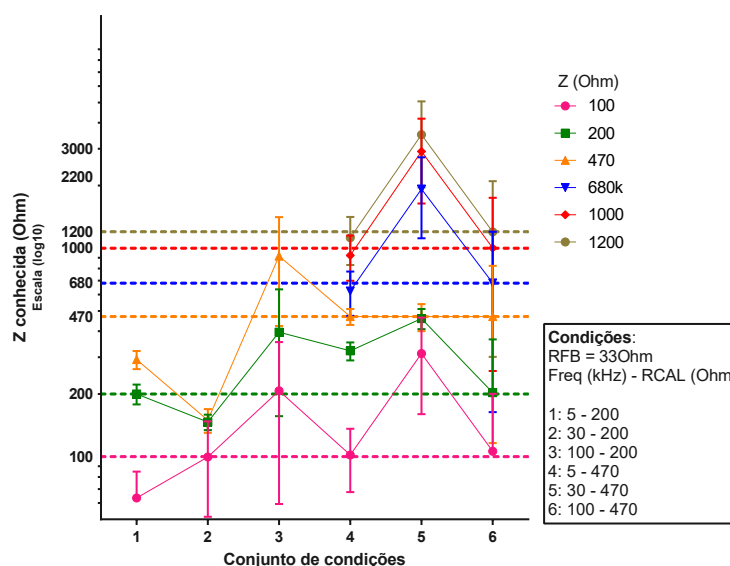


Figura 5.10: Comparação de resultados com o valor real, pequenas impedâncias com o Sistema 3.

¹⁴Intervalo de medida para 1, 2 e 3: $[48\Omega; 551\Omega]$. Intervalo de medida para 4, 5 e 6: $[48\Omega; 1361\Omega]$.

5.3 Precisão e Incerteza do Sistema Final

De entre todas as medidas válidas¹⁵ do Sistema 3 (Sistema Final), não considerando as das pequenas impedâncias (essas são analisadas à parte), foram contabilizadas aquelas que contêm o valor verdadeiro da impedância utilizada. Num total de 126 medidas (*Total*), 120 contêm o valor verdadeiro (*Contem*), assim, determinou-se a precisão do Sistema, Eq.5.12, como sendo 95%.

$$Precisao(\%) = \frac{Contem}{Total} \times 100 \quad (5.12)$$

A determinação da incerteza do sistema foi baseada na incerteza percentual das medidas de impedância calculadas. Fez-se a média aritmética das incertezas associadas à impedância calculada para cada condição¹⁶, e o desvio padrão correspondente. Na Figura 5.11 são visíveis as tendências da incerteza consoante as condições. Em (a) nota-se que a incerteza diminui à medida que a frequência aumenta, e em (b) a incerteza também diminui, com o aumento da R_{FB} .

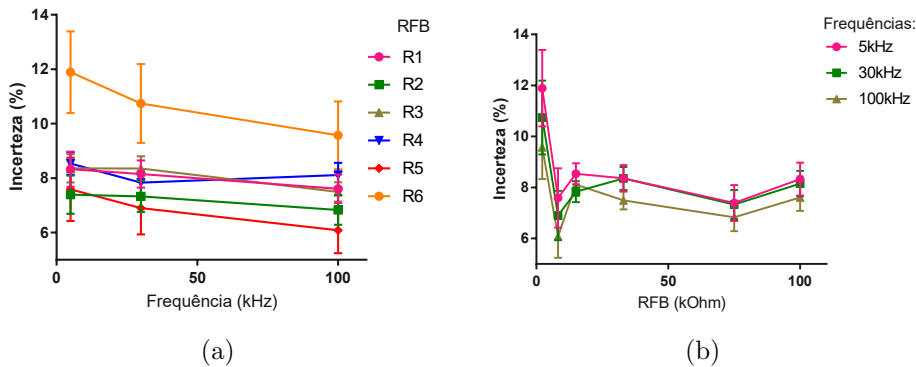


Figura 5.11: Representações das incertezas médias do sistema, (a) em função da frequência para cada R_{FB} , (b) em função da R_{FB} para cada frequência.

¹⁵Consideram-se medidas válidas aquelas que pertencem ao intervalo de medida determinado pela calibração.

¹⁶Podem ser consultadas as condições na Tabela E.4, em anexo.

Utilizaram-se as expressões, Eq.5.13, 5.14 e 5.15, para o cálculo da média pesada, onde x_i é a incerteza média para cada condição i ¹⁷, σ_{x_i} o desvio padrão da incerteza média i , e \bar{x} é a incerteza média pesada final, com a respetiva incerteza associada $\delta\bar{x}$.

$$\bar{x} = \frac{\sum_i \omega_i x_i}{\sum_i \omega_i} \quad (5.13)$$

$$\omega_i = \frac{1}{\sigma_{x_i}^2} \quad (5.14)$$

$$\delta\bar{x} \equiv \sigma_{\bar{x}} = \frac{1}{\sqrt{\sum_i \omega_i}} \quad (5.15)$$

A incerteza associada ao Sistema 3, Sistema Final, é:

$$\delta S = 7,9(1)\%$$

5.3.1 Pequenas impedâncias

Usando a mesma estratégia, foi calculada a incerteza no caso da utilização do circuito adicional para pequenas impedâncias, o resultado foi:

$$\delta S_{peqZ} = 30(2)\%$$

Foram desprezados os resultados obtidos com a frequência mais elevada, 100kHz, uma vez que apresentava incertezas na ordem dos 80(5)%, o que não é de todo aceitável. Ainda assim, a incerteza de 30(2)% é demasiado alta. Estes valores de incertezas poderão ser explicados pela R_{FB} ser tão pequena, apenas 33Ω , viu-se que quanto mais baixa a R_{FB} maior a incerteza associada, Figura 5.11. Para a frequência mais baixa, a incerteza apresentada é de 19(10)%, mas o desvio padrão é muito elevado. Tendo em consideração todos estes fatores, pode-se concluir que nas condições abordadas o Sistema não é recomendado para impedâncias que exijam o circuito adicional ($Z \leq 500\Omega$).

¹⁷Cada i corresponde a uma condição, combinações de seis R_{FB} e três frequências (5kHz, 30kHz e 100kHz), dezoito no total, na Tabela E.4 em anexo.

Na Figura 5.12 vê-se a tendência das incertezas em função da frequência, a linha a azul para pequenas impedâncias e a vermelho para não pequenas impedâncias, isto é, com ou sem o circuito adicional de pequenas impedâncias apresentado na Figura 3.13. Há um aumento considerável da incerteza com o aumento da frequência para as pequenas impedâncias mas também há uma diminuição do erro associado, isto significa que o desvio padrão diminui com a frequência. Em oposição, para não pequenas impedâncias a incerteza diminui com o aumento da frequência (apesar da diminuição ser muito menos abrupta que o aumento no outro caso) e o erro associado (desvio padrão) não varia muito. Pelo que se conclui que no caso das não pequenas impedâncias o sistema está estável, mas para a leitura de pequenas impedâncias é necessário aprofundar o estudo das variáveis para melhorar os resultados.

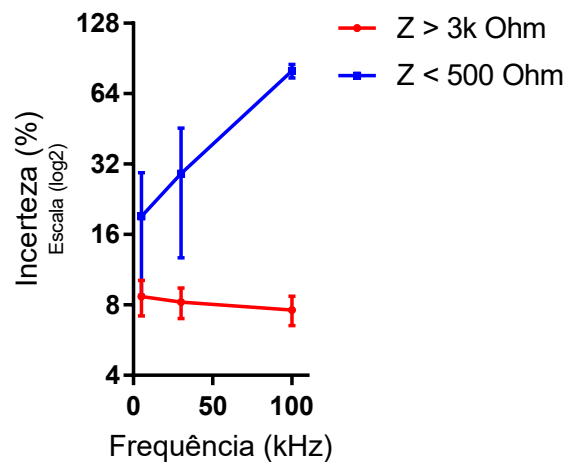


Figura 5.12: Comparação dos resultados da incerteza para diferentes frequências, Sistema 3: pequenas e não pequenas impedâncias.

Também a precisão é bastante afetada, calculada pela Eq.5.12, apesar da grande incerteza apenas em 58% dos casos, o valor real está contido no valor obtido, não é satisfatório de todo. Já que tem uma incerteza grande seria de esperar que pelo menos contivesse o valor verdadeiro.

No entanto, acredita-se que estes resultados possam ser melhorados adaptando as condições de frequência, R_{FB} e R_{CAL} . Ou mesmo melhorando o método de calibração, utilizando por exemplo a calibração

com dois pontos ou o cálculo do fator ganho com dois pontos, ambos os métodos descritos na *datasheet* do AD5933 [21]. Caso se verifiquem melhores resultados após executar mais testes, este sistema torna-se versátil o suficiente para poder ser incorporado em dispositivos de leitura de impedâncias em águas ou aplicações que exijam uma gama de impedâncias mais baixas.

6

Conclusão

Inicia-se este capítulo por apontar os maiores desafios ultrapassados ao longo da elaboração deste trabalho. É então feita a comparação do resultado final com os objetivos propostos para este projeto. Para concluir, faz-se uma rápida análise ao trabalho que ainda há por fazer, para que esta tecnologia seja aplicada a um RDT de malária e comece a fazer a diferença no mundo.

6.1 Desafios

Para conseguir desenvolver este trabalho tive de adquirir novos conhecimentos em diversas áreas. Na área da eletrónica, desde a pesquisa de informação, a leitura de *datasheets* e outras documentação relacionadas com as componentes, passando pelo estabelecimento da comunicação física entre as componentes, até à utilização de aparelhos auxiliares, como o osciloscópio e multímetro.

Na área de software, a programação em C foi desafiante, principalmente por ser a um nível tão baixo, algo que nunca tinha feito antes. O Code Composer era também uma ferramenta nova, mas não foi complicada a familiarização com esta. O que mais custou foi estabelecer a primeira comunicação entre o microcontrolador e o impedancímetro do Sistema 1, era a primeira vez que estava a fazer algo assim, ter de ler e escrever bits utilizando o I2C, compreender os registos e a dinâmica do MCU e do DDS. Depois de estabelecer esta comunicação, o próximo passo foi conseguir gerar uma senooidal com o DDS, o que exigiu bastante

trabalho e aprendizagem.

A partir do momento que consegui gerar uma sinusoidal, aprendi a interpretar os dados lidos, e então, consegui obter o primeiro valor de impedância. A calibração do sistema foi, depois, outro grande desafio, inicialmente os resultados não eram muito bons, e só quando acertei a calibração é que os resultados começaram a ser promissores. Ainda, quando progridi para o Sistema 2, um MCU bastante diferente, tive de alterar significativamente o firmware desenvolvido e foi outro desafio. Como o Sistema 2 e 3 têm o mesmo MCU não foram necessárias mais alterações quando avancei do Sistema 2 para o Sistema 3 e por isso foquei-me mais nos testes e tratamento de dados.

6.2 Resultado Final

O trabalho apresentado consistiu, numa primeira instância do design eletrônico para a ligação física entre o AD5933, conversor de impedâncias, e o MSP430, microcontrolador para potenciar a autonomia do sistema. Após esta fase, foi desenvolvido o firmware que permite a leitura dos quatro registos que contêm o valor das impedâncias, dois de valor real e dois de imaginário, valores esses lidos em hexadecimal. Com o firmware funcional, começou o processo de aquisição de dados. Para que essa aquisição fosse obtida nas melhores condições possíveis surgem os intervalos de calibração, que precisam de ser definidos para a gama que se pretende ler. Posto isto, segue-se a análise dos dados e o cálculo de uma incerteza sugerida para o sistema desenvolvido.

Estes processos repetiram-se para três protótipos, o primeiro, Sistema 1 utilizado meramente para aprendizagem. O Sistema 2, com PCB desenvolvido no GEI, tinha já potencialidade de ser o sistema final, no entanto detetaram-se alguns erros de design que se corrigiram manualmente, e apesar dos esforços, o sistema acabou por queimar, a ligação USB carbonizou provavelmente devido a um curto circuito. Surgiu então o Sistema 3, com PCB também desenvolvido no GEI, mais completo que o Sistema 2, incluindo ter o circuito adicional para pequenas impedâncias

incorporado, e sem quaisquer erros de design. É, portanto o sistema final apresentado, para o qual os testes foram mais ponderados e aprofundados.

Da análise dos dados adquiridos apresenta-se uma incerteza do Sistema Final de $\delta S = 7.9(1)\%$, com uma precisão associada de 95%. Estes resultados mostram-se promissores e indicam o bom caminho que o projeto está a tomar.

Para o caso de diferentes aplicações, podendo haver necessidade de leitura de impedâncias mais baixas ($\leq 500\Omega$), é requerido um estudo mais aprofundado, as configurações do sistema devem ser ponderadas podendo ter de ser ajustadas para este caso. Uma vez que uma incerteza da ordem dos 30% não poderá ser aceite, ainda menos quando a precisão associada é baixa.

Agora é continuar o trabalho para se conseguir aplicar o sistema em aplicações da vida real.

6.3 Trabalho Futuro

Todo o trabalho desenvolvido durante esta tese de mestrado foi um passo importante para tornar este projeto possível. Os testes que confirmam a potencialidade do dispositivo, o firmware que lhe dará a autonomia, o sistema em si pensado de forma a ser portátil, utilizando componentes pouco dispendiosas para que seja acessível. Mas há ainda trabalho a fazer para que se chegue ao objetivo de ter um RTD de malária por impedância.

Antes ainda de incluir o sistema a um método de análise, há características importantes a verificar e testes adicionais a fazer:

- **Autonomia:** Para garantir a completa portabilidade do sistema, este deve ser testado utilizando uma bateria como fonte de energia.
- **Consumo de energia:** A análise do consumo de energia é essencial, para garantir que o dispositivo consiga lidar com elevado número de aquisições sem que o tempo de duração da bateria seja um problema.

- **Criação de uma interface para o utilizador:** Sistemas complexos são difíceis de utilizar e implicam aprendizagem o que afasta muitos dos possíveis utilizadores. Com a criação de uma interface amigável do utilizador torna-se num dispositivo de fácil utilização e sem necessitar de um especialista.
- **Versatilidade:** Testar em profundidade a capacidade do sistema para leitura de baixas impedâncias, $< 500\Omega$. Alargando assim o espectro de aplicações do sistema.
- **Temperatura:** A medição da temperatura poderá ser um fator de calibração de importância e por isso deve ser considerada daqui em diante.
- **Frequência:** A frequência poderá influenciar a calibração, testar a diferença da utilização do método de cálculo do fator ganho usando duas frequências, *two point gain factor calculation*.
- **Fase:** Estudar a influência da fase e que indicações fornecem sobre a qualidade dos dados lidos.
- **Impedâncias:** Medir impedâncias de outra natureza, que não resistências. Em especial tecido biológico, ao efetuar estes testes ter particular atenção à frequência.
- **Testes:** Para poder determinar a sensibilidade e especificidade do dispositivo, será necessário simular impedâncias na ordem dos organismos infetado e saudável, compreendendo a aplicação futura.

6.4 Considerações Finais

As proporções que a malária tem atingido principalmente nos países menos desenvolvidos, em conjunto com a forma como são tratados os casos maioritariamente sem métodos e ferramentas adequadas ao diagnóstico da doença, pede por alguma mudança ou apoio da área tecnológica.

É interessante ver o quão o sucesso deste projeto pode significar uma mudança profunda em áreas rurais sem condições e severamente afetadas por esta doença. E no seu pleno funcionamento salvar vidas. Fornecendo às entidades de cuidados de saúde dos países pouco desenvolvidos a capacidade de fazer mais do que um diagnóstico presumível.

Além de tudo isto, o sistema desenvolvido tem potencial para ser aplicado noutros sistemas que utilizem a medição de impedâncias. Utilizando um intervalo de medição, e adequando a calibração, consoante a aplicação pretendida.

6.4.1 Nota Pessoal

Poder fazer parte de um projeto desta dimensão e proporções é muito gratificante. Como também é ver resultados reais do trabalho desenvolvido.

Há ainda muito a fazer até que se chegue ao objetivo final. Mas é com orgulho que digo que esta parte do projeto foi bem sucedida e os objetivos cumpridos. Apresento um sistema - hardware e software - capaz de ler impedâncias com qualidade e precisão, além de ter potencialidade de ser autónomo, portátil e acessível.

Este projeto fez-me apreciar ainda mais a diversidade da área da Engenharia Biomédica. A junção da eletrónica e programação na solução de um problema da área da saúde, além de inovar a área tecnológica.

Bibliografia

- [1] David A. Warrell, Janet Hemingway, Kevin Marsh, Robert E. Sinden, Geoffrey A. Butcher, and Robert W. Snow. *Oxford Textbook of Medicine, Chapter: 7.8.2 Malaria*. Oxford University Press, 5 edition, May 2010.
- [2] 12 September 2016. Image URL: http://scientistsagainstmalaria.net/sites/default/files/styles/full_post/public/Anopheles%20freeborni.jpg?itok=CUnG476_.
- [3] 12 September 2016. Image URL: <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f1/Malaria.jpg>.
- [4] A Butykai, A Orbán, V Kocsis, D Szaller, S Bordács, E Tátrai-Szekeres, L F Kiss, A Bóta, B G Vértessy, T Zelles, and I Kézsmárki. Malaria pigment crystals as magnetic micro-rotors: key for high-sensitivity diagnosis. *Scientific reports*, 3:1431, 2012.
- [5] Peter D Crompton, Jacqueline Moebius, Michael Waisberg, Lindsey S Garver, Louis H Miller, Carolina Barillas, Susan K Pierce, Silvia Portugal, Michael Waisberg, Geoffrey Hart, Lindsey S Garver, Louis H Miller, Carolina Barillas-Mury, and Susan K Pierce. Malaria immunity in man and mosquito: insights into unsolved mysteries of a deadly infectious disease. *NIH-PA Annu Rev Immunol.*, 32(1):157–187, 2014.
- [6] 23 September 2016. Image URL: https://c2.staticflickr.com/2/1718/23966596101_4f257627c6_z.jpg.
- [7] D J Sullivan. Hemozoin: a biocrystal synthesized during the degradation of hemoglobin. In *Biopolymers*, volume 9, chapter 7, pages 129–163. 2003.
- [8] Thomas Hänscheid, Timothy J Egan, and Martin P Grobusch. Haemozoin : from melatonin pigment to drug target , diagnostic

- tool , and immune modulator. *The Lancet*, 7(October):675–685, 2007.
- [9] World Health Organization. World Malaria Report 2015. Technical report, 2015.
- [10] Justin M Cohen, David L Smith, Chris Cotter, Abigail Ward, Gavin Yamey, Oliver J Sabot, and Bruno Moonen. Malaria resurgence: a systematic review and assessment of its causes. *Malaria Journal*, 11(122), 2012.
- [11] N Tangpukdee, C Duangdee, P Wilairatana, and S Krudsood. Malaria Diagnosis: A Brief Review. *Mini-Review*, 47(2):93–102, 2009.
- [12] F Baiden, K Malm, C Bart-Plange, A Hodgson, D Chandramohan, J Webster, and S Owusu-Agyei. Shifting from Presumptive to Test-based Management of Malaria - Technical basis and Implications for Malaria Control in Ghana. *Ghana Medical Journal*, 48(2):112–122, 2014.
- [13] 28 January 2017. URL: <http://www.who.int/malaria/areas/diagnosis/rapid-diagnostic-tests/about-rdt/en/>.
- [14] Sungjae Ha, AP Chandrakasan, F Joseph, and NP Keithley. *A Malaria Diagnostic System Based on Electric Impedance Spectroscopy*. Master of science in electrical engineering and computer science, Massachusetts Institute of Technology, 2011.
- [15] E Du, Ming Dao, and Subra Suresh. Quantitative Biomechanics of Healthy and Diseased Human Red Blood Cells using Dielectrophoresis in a Microfluidic System. *HHS Public Access*, (1):35–41, 2014.
- [16] Simão Nunes Paula. *Exploring impedance spectroscopy as a mean of malaria diagnostic*. PhD thesis, Instituto Superior Técnico de Lisboa, 2014.
- [17] Jordi Landier, Daniel M Parker, Aung Myint Thu, Verena I Carrara, Khin Maung Lwin, Craig A Bonnington, Sasithon Pukrittayakamee, Gilles Delmas, and François H Nosten. The role of early detection and treatment in malaria elimination. *Malaria journal*, 15:363, 2016.
- [18] Mark A Naivar, Mark E Wilder, Robert C Habbersett, Travis A Woods, S David, John P Nolan, and Steven W Graves. Development of small and inexpensive digital data acquisition systems using a

- microcontroller-based approach. *NIH PA Cytometry A*, 75(12):979–989, 2009.
- [19] J. Ferreira, F. Seoane, and K. Lindecrantz. Portable bioimpedance monitor evaluation for continuous impedance measurements. Towards wearable plethysmography applications. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, pages 559–562, 2013.
- [20] J Ferreira, F Seoane, A Ansede, and R Bragos. AD5933-based spectrometer for electrical bioimpedance applications. *Journal of Physics: Conference Series*, 224, 2010.
- [21] Analog Devices. Data Sheet AD5933. *Analog Devices*, page 40, 2013.
- [22] J Ferreira, F Seoane, and K Lindecrantz. AD5933-based electrical bioimpedance spectrometer. Towards textile-enabled applications. *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, (September 2011):3282–3285, 2011.
- [23] F Seoane, J Ferreira, JJ Sánchez, and R Bragós. An analog front-end enables electrical impedance spectroscopy system on-chip for biomedical applications. *IOP Physiological measurement*, 29(6):S267–78, 2008.
- [24] Miguel Usach. AN-1252 How to Configure the AD5933/AD5934. *Analog Devices*, 2013.
- [25] Bernt J. Nordbotten. *Bioimpedance Measurements Using the Integrated Circuit AD5933*. Thesis for the degree of master of science, University of Oslo, 2008.

ANEXOS

ANEXO A

Esquemáticos do Sistema 2

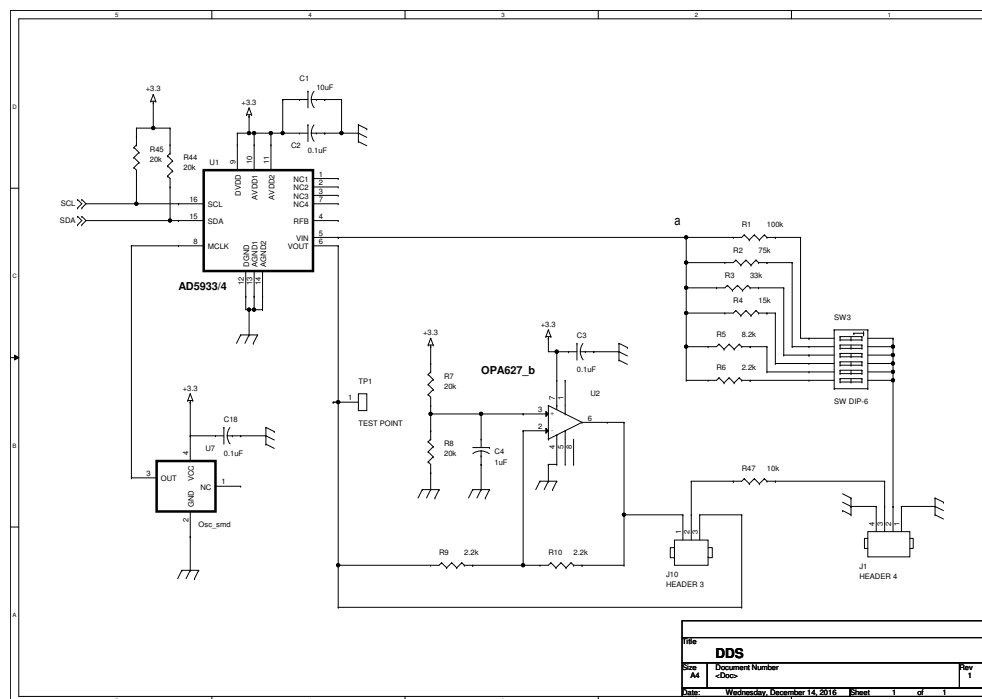


Figura A.1: Esquemático do DDS. A ligação ao RFB foi adicionada à posteriori manualmente, bem como outras correções. Entre TP1 e J1, não foi inserido o circuito adicional para leitura de pequenas impedâncias.

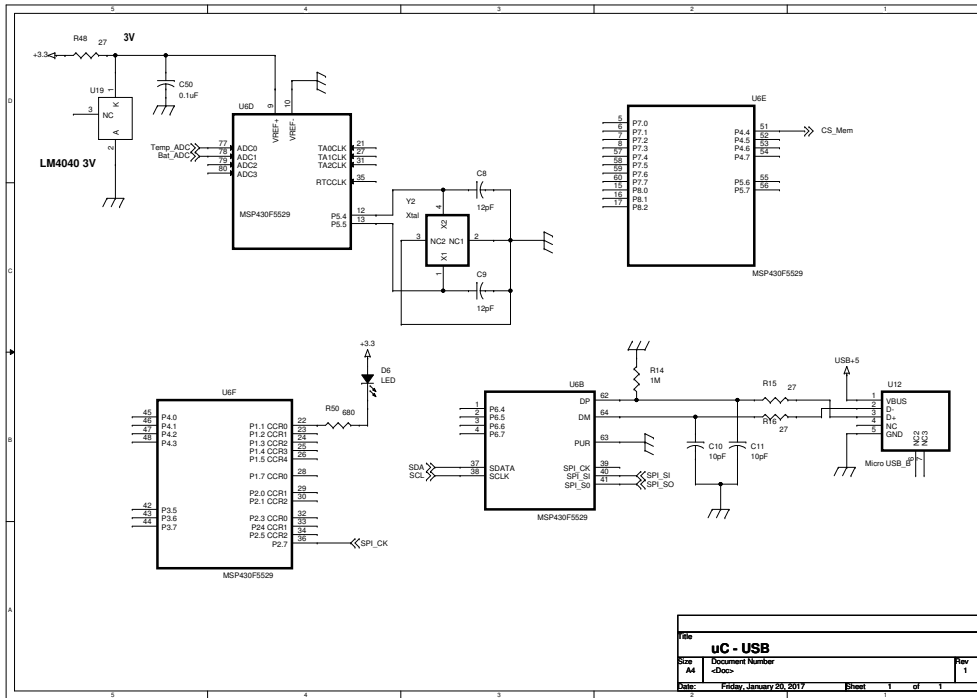


Figura A.2: Esquemático da ligação USB.

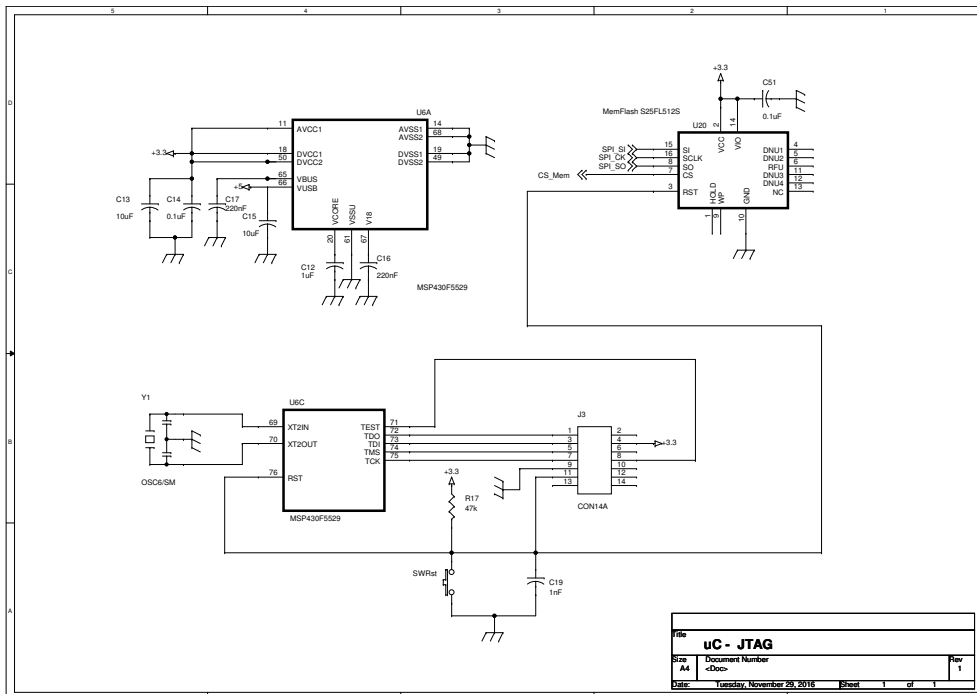


Figura A.3: Esquemático da ligação entre o MCU e o JTAG.

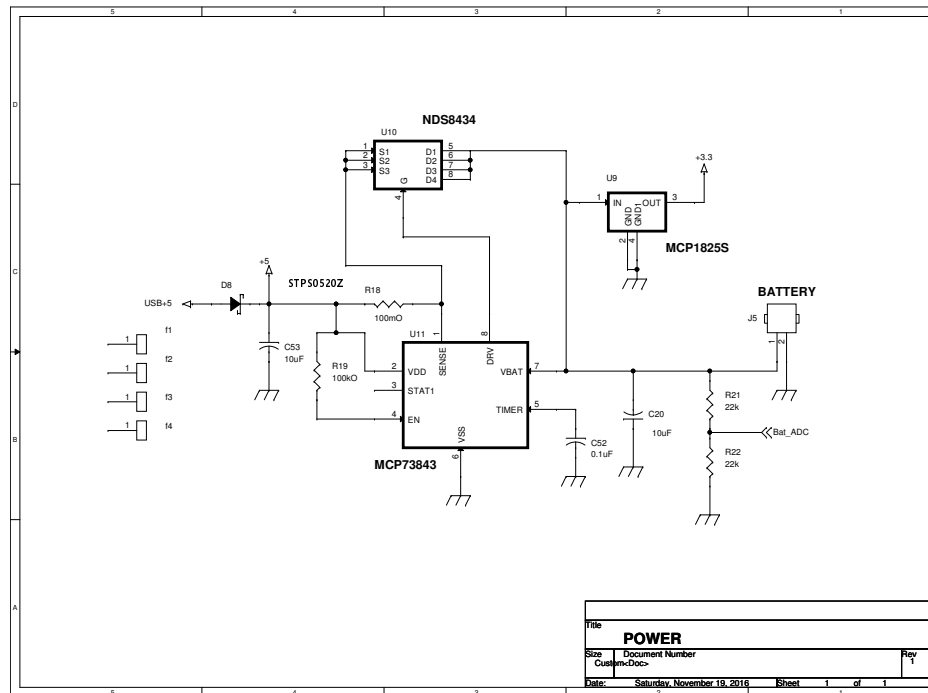


Figura A.4: Esquemático da Bateria.

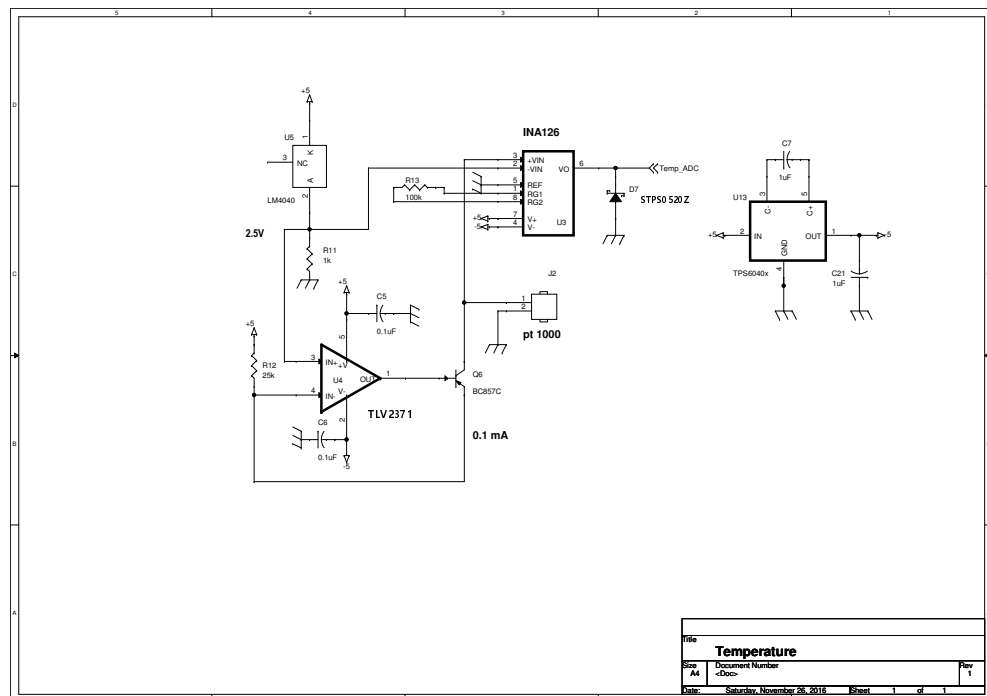


Figura A.5: Esquemático da Temperatura.

ANEXO B

Esquemáticos do Sistema 3

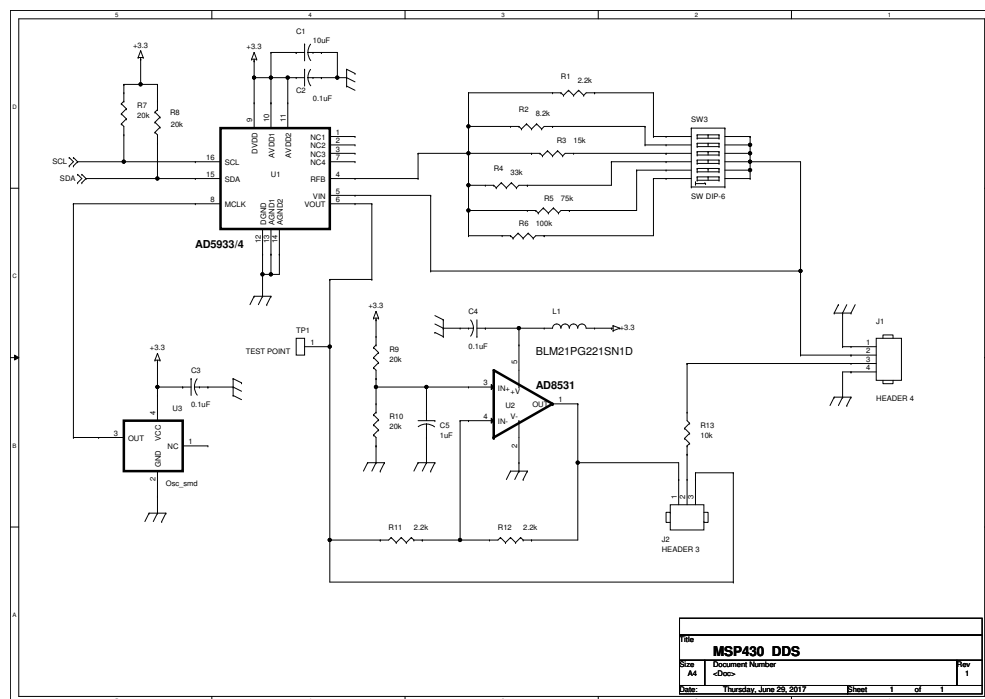


Figura B.1: Esquemático do DDS. As resistências RFB foram adicionadas à posteriori e pela ordem inversa representada, R1=100k, R2=75k, R3=33k, R4=15k, R5=8.2k, R6=2.2k, pois eram assim que estavam no sistema 2. Ainda, para as medições de pequenas impedâncias ($< 500\Omega$), R6 foi substituída por 33Ω , tornando-se assim na R6.2.

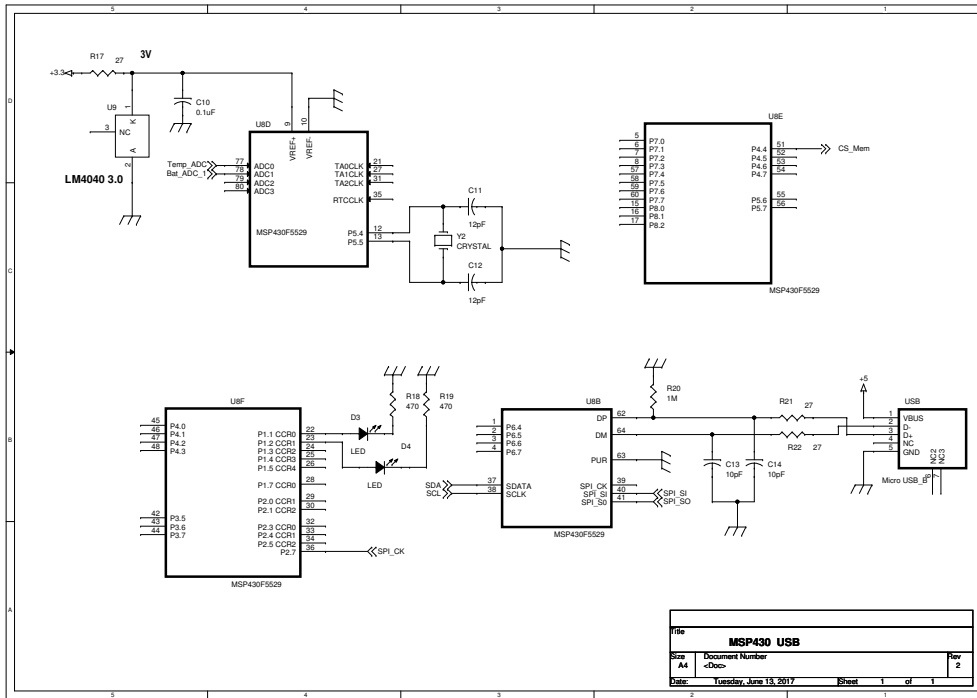


Figura B.2: Esquemático da ligação entre o MCU e o USB.

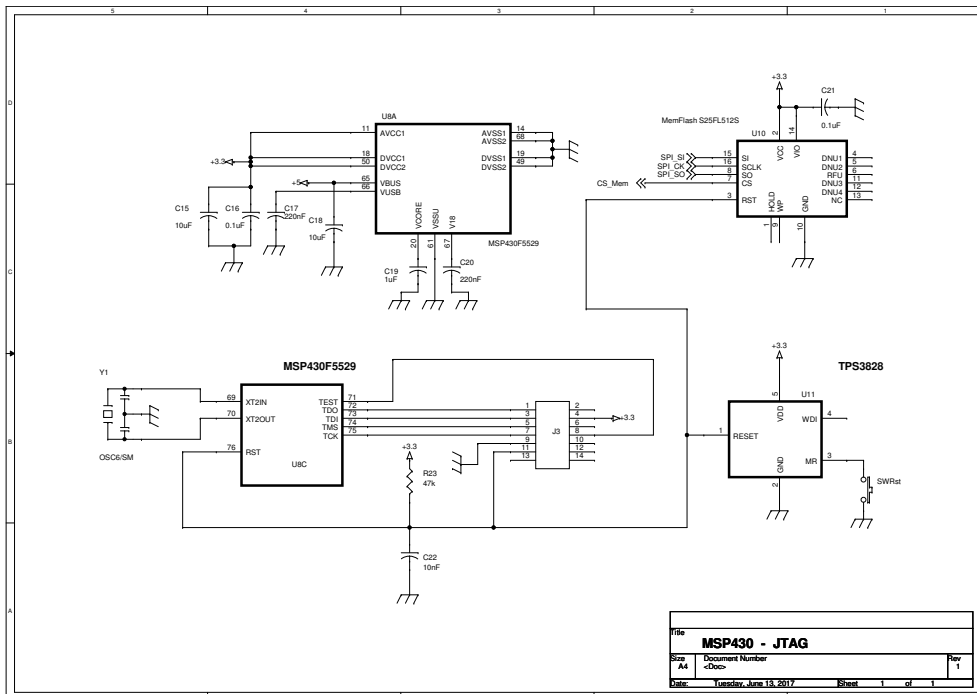


Figura B.3: Esquemático da ligação entre o MCU e o JTAG.

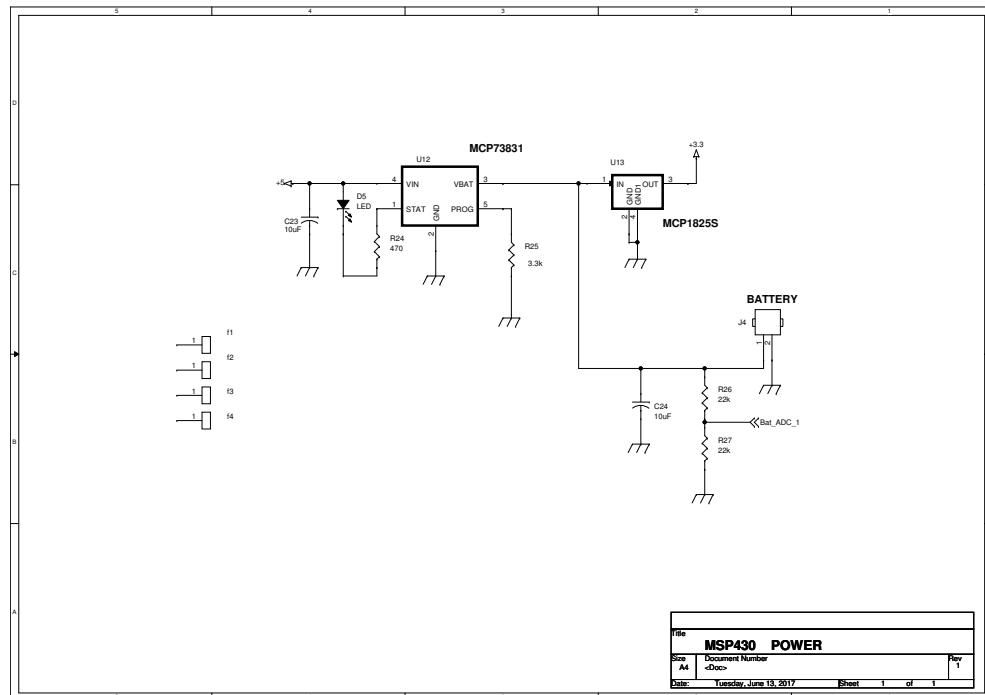


Figura B.4: Esquemático da Bateria.

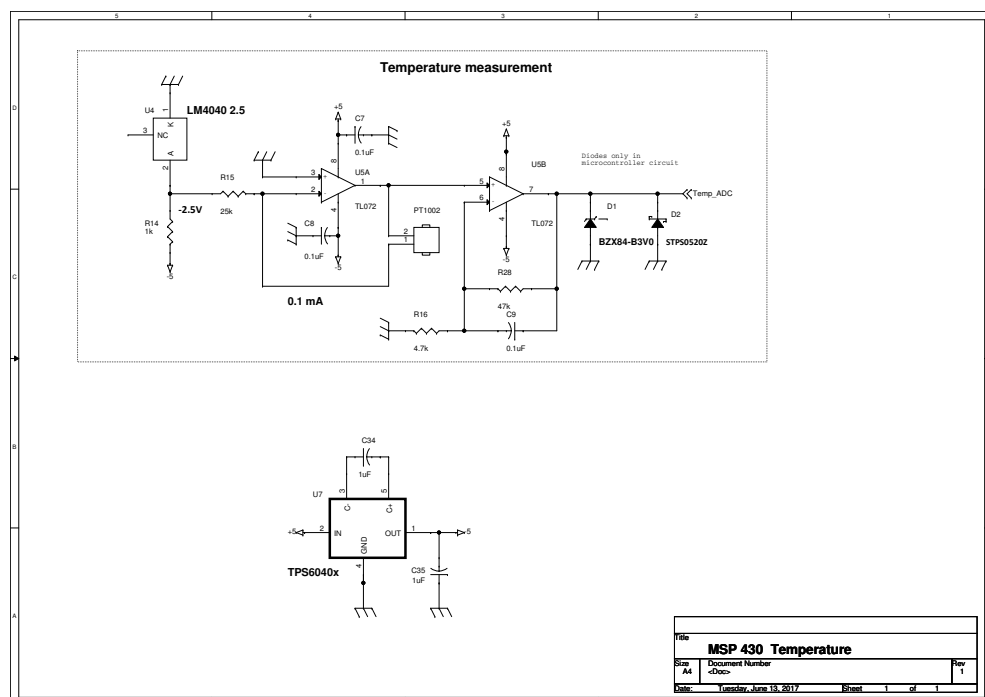


Figura B.5: Esquemático da Temperatura.

ANEXO C

PCB

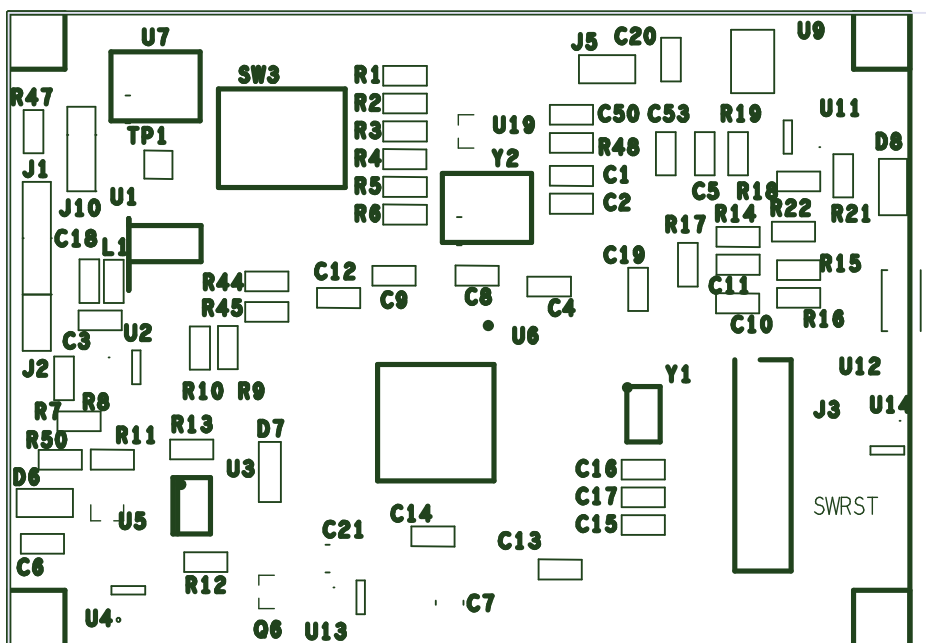


Figura C.1: Gerber do PCB do Sistema 3 - visão geral.

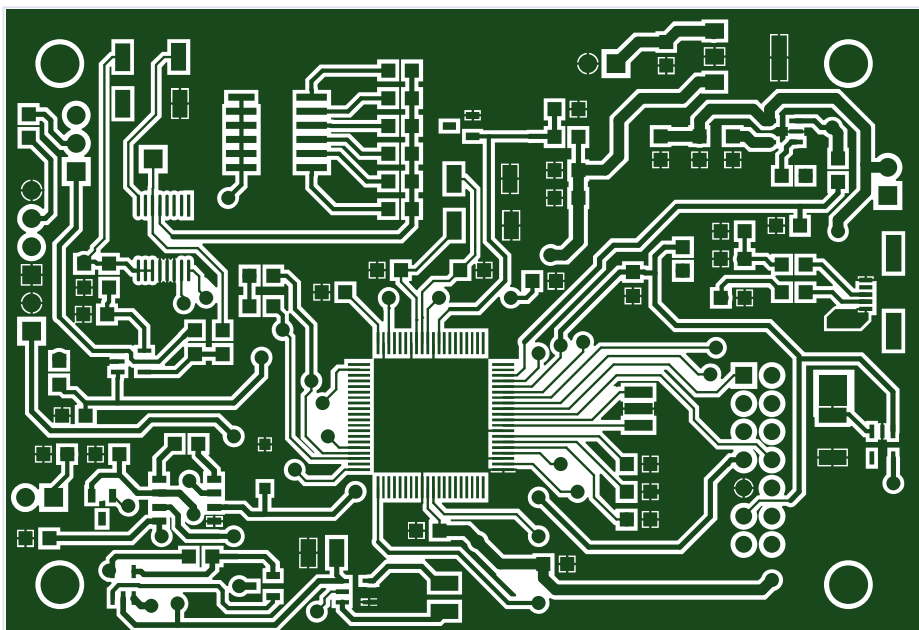


Figura C.2: Gerber do PCB do Sistema 3 - vista de cima.

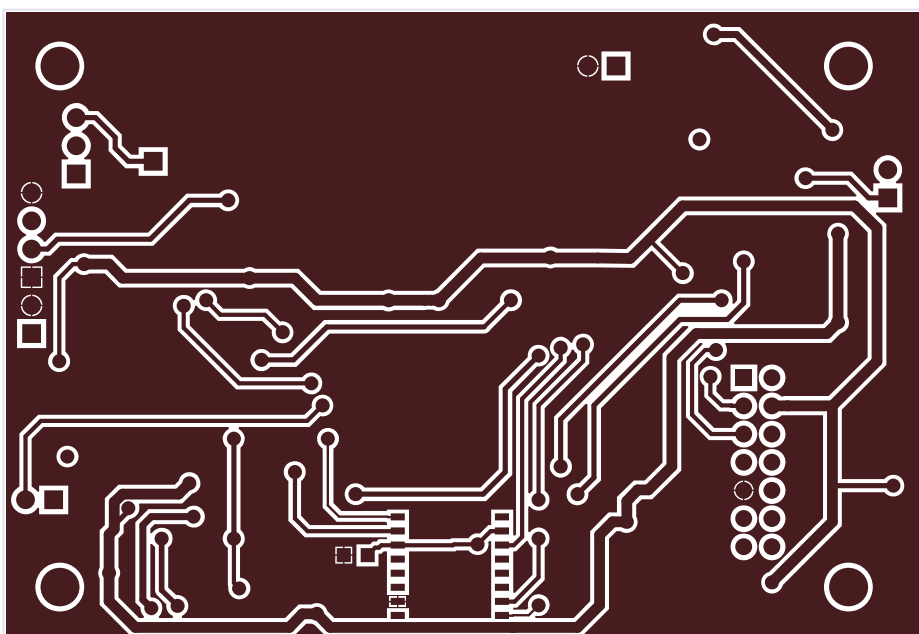


Figura C.3: Gerber do PCB do Sistema 3 - vista de baixo.

ANEXO D

Código C

D.1 Biblioteca desenvolvida para o firmware do Sistema 1

```
// TI_USCI_I2C_master.c
#include "msp430g2553.h" // device specific
    header
#include "TI_USCI_I2C_master.h"

#define SDA_PIN 0x80 // msp430G2553 UCB0SDA pin
#define SCL_PIN 0x40 // msp430G2553 UCB0SCL pin

signed char byteCtr;
unsigned char *TI_receive_field;
unsigned char *TI_transmit_field;

/-----
// void TI_USCI_I2C_receiveinit(unsigned char slave_address,
//                               unsigned char prescale)
//
// This function initializes the USCI module for master-receive
// operation.
//
// IN:  unsigned char slave_address => Slave Address
//       unsigned char prescale     => SCL clock adjustment
//-----
void TI_USCI_I2C_receiveinit(unsigned char slave_address,
    unsigned char prescale) {
    P1SEL |= SDA_PIN + SCL_PIN; // Assign I2C pins to
        USCI_B0
    P1SEL2 |= SDA_PIN + SCL_PIN; // Assign I2C pins
        to USCI_B0
```

```

UCBCTL1 = UCSWRST;           // Enable SW reset
UCBCTL0 = UCMST + UCMODE_3 + UCSYNC; // I2C Master,
    synchronous mode
UCBCTL1 = UCSSEL_2 + UCSWRST; // Use SMCLK, keep SW
    reset
UCB0BR0 = prescale;         // set prescaler
UCB0BR1 = 0;
UCB0I2CSA = slave_address; // set slave address
UCBCTL1 &= ~UCSWRST;       // Clear SW reset,
    resume operation
UCB0I2CIE = UCNACKIE;
__enable_interrupt();
IE2 = UCBORXIE;           // Enable RX interrupt
}
//-----
// void TI_USCI_I2C_transmitinit(unsigned char slave_address,
//                               unsigned char prescale)
//
// This function initializes the USCI module for
// master-transmit operation.
//
// IN:  unsigned char slave_address => Slave Address
//       unsigned char prescale    => SCL clock adjustment
//-----
void TI_USCI_I2C_transmitinit(unsigned char slave_address,
    unsigned char prescale) {
    P1SEL |= SDA_PIN + SCL_PIN; // Assign I2C pins to
        USCI_B0
    P1SEL2 |= SDA_PIN + SCL_PIN; // Assign I2C pins
        to USCI_B0

    UCBCTL1 = UCSWRST;           // Enable SW reset
    UCBCTL0 = UCMST + UCMODE_3 + UCSYNC; // I2C Master,
        synchronous mode
    UCBCTL1 = UCSSEL_2 + UCSWRST; // Use SMCLK, keep SW
        reset
    UCB0BR0 = prescale;         // set prescaler
    UCB0BR1 = 0;
    UCB0I2CSA = slave_address; // Set slave address
    UCBCTL1 &= ~UCSWRST;       // Clear SW reset,
        resume operation
    UCB0I2CIE = UCNACKIE;
    __enable_interrupt();
}

```

```

        IE2 = UCBOCTXIE;                // Enable TX ready
        interrupt
    }
//-----
// void TI_USCI_I2C_receive(unsigned char byteCount, unsigned
// char *field)
//
// This function is used to start an I2C commuincation in
// master-receiver mode.
//
// IN:  unsigned char byteCount => number of bytes that should
//      be read
//      unsigned char *field   => array variable used to store
//      received data
//-----
void TI_USCI_I2C_receive(unsigned char byteCount, unsigned char
    *field) {
    TI_receive_field = field;
    if (byteCount == 1) {
        byteCtr = 0;
        __disable_interrupt();
        UCBOCTL1 |= UCTXSTT;                // I2C start
            condition
        while (UCBOCTL1 & UCTXSTT)
            ;                               // Start condition sent?
        UCBOCTL1 |= UCTXSTP;                // I2C stop condition
        __enable_interrupt();
    } else if (byteCount > 1) {
        byteCtr = byteCount - 2;
        UCBOCTL1 |= UCTXSTT;                // I2C start
            condition
    } else
        while (1)
            ;                               // illegal parameter
    }
//-----
// void TI_USCI_I2C_transmit(unsigned char byteCount, unsigned
// char *field)
//
// This function is used to start an I2C commuincation in
// master-transmit mode.
//
// IN:  unsigned char byteCount => number of bytes that should
//      be transmitted

```

```

//      unsigned char *field  => array variable. Its content
//      will be sent.
//-----
void TI_USCI_I2C_transmit(unsigned char byteCount, unsigned
    char *field) {
    TI_transmit_field = field;
    byteCtr = byteCount;
    UCBOCTL1 |= UCTR + UCTXSTT;           // I2C TX, start
        condition
}
//-----
// unsigned char TI_USCI_I2C_slave_present(unsigned char
//     slave_address)
//
// This function is used to look for a slave address on the I2C
// bus.
//
// IN:  unsigned char slave_address => Slave Address
// OUT: unsigned char           => 0: address was not found,
//                                1: address found
//-----
unsigned char TI_USCI_I2C_slave_present(unsigned char
    slave_address) {
    unsigned char ie2_bak, slaveadr_bak, ucb0i2cie, returnValue;
    ucb0i2cie = UCBOI2CIE;                // restore old
        UCBOI2CIE
    ie2_bak = IE2;                        // store IE2 register
    slaveadr_bak = UCBOI2CSA;             // store old slave
        address
    UCBOI2CIE &= ~ UCNACKIE;              // no NACK interrupt
    UCBOI2CSA = slave_address;           // set slave address
    IE2 &= ~(UCBOTXIE + UCBORXIE);       // no RX or TX
        interrupts
    __disable_interrupt();
    UCBOCTL1 |= UCTR + UCTXSTT + UCTXSTP; // I2C TX, start
        condition
    while (UCBOCTL1 & UCTXSTP)
        ;                               // wait for STOP condition

    returnValue = !(UCBOSTAT & UCNACKIFG);
    __enable_interrupt();
    IE2 = ie2_bak;                        // restore IE2
    UCBOI2CSA = slaveadr_bak;             // restore old slave
        address
}

```



```

    UCBOI2CIE = ucb0i2cie;                // restore old
    UCBOCTL1
    return returnValue;                   // return whether or
    not
                                        // a NACK occurred
}
//-----
// unsigned char TI_USCI_I2C_notready()
//
// This function is used to check if there is communication in
// progress.
//
// OUT: unsigned char => 0: I2C bus is idle,
//                                1: communication is in progress
//-----
unsigned char TI_USCI_I2C_notready() {
    return (UCBOSTAT & UCBBUSY);
}

#pragma vector = USCIABORX_VECTOR
__interrupt void USCIABORX_ISR(void) {
    if (UCBOSTAT & UCNACKIFG) {          // send STOP if slave
        sends NACK
        UCBOCTL1 |= UCTXSTP;
        UCBOSTAT &= ~UCNACKIFG;
    }
}

#pragma vector = USCIABOTX_VECTOR
__interrupt void USCIABOTX_ISR(void) {
    if (IFG2 & UCBORXIFG) {
        if (byteCtr == 0) {
            UCBOCTL1 |= UCTXSTP;        // I2C stop
            condition
            *TI_receive_field = UCBORXBUF;
            TI_receive_field++;
        } else {
            *TI_receive_field = UCBORXBUF;
            TI_receive_field++;
            byteCtr--;
        }
    } else {
        if (byteCtr == 0) {

```

```

        UCBOCTL1 |= UCTXSTP;                // I2C stop
        condition
        IFG2 &= ~UCBOTXIFG;                // Clear USCI_B0 TX
        int flag
    } else {
        UCBOTXBUF = *TI_transmit_field;
        TI_transmit_field++;
        byteCtr--;
    }
}
}
}

```

D.2 Biblioteca desenvolvida para o firmware dos Sistemas 2 e 3

```

// TI_USCI_I2C_master.c

#include "msp430f5529.h"
#include "TI_USCI_I2C_master.h"

#define SDA_PIN BIT0                        // msp430F5529 UCBO SDA pin
#define SCL_PIN BIT1                       // msp430F5529 UCBO SCL pin

signed char byteCtr;
unsigned char *TI_receive_field;
unsigned char *TI_transmit_field;

unsigned char TXData;

unsigned char readings[4] = { 0xAA, 0xAA, 0xAA, 0xAA };

//-----
// void TI_USCI_I2C_receiveinit(unsigned char slave_address,
//                               unsigned char prescale)
//
// This function initializes the USCI module for master-receive
// operation.
//
// IN:  unsigned char slave_address => Slave Address
//       unsigned char prescale     => SCL clock adjustment
//-----

```

```

void TI_USCI_I2C_receiveinit(unsigned char slave_address,
    unsigned char prescale) {
    P3SEL |= SDA_PIN + SCL_PIN;           // Assign I2C pins
    to USCI_B0

    readings[0]=UCBOCTL0;
    readings[1]=UCBOCTL1;

    UCBOCTL1 = UCSWRST;                   // Enable SW reset
    UCBOCTL0 = UCMST + UCMODE_3 + UCSYNC; // I2C Master,
    synchronous mode
    UCBOCTL1 = UCSSEL_2 + UCSWRST;       // Use SMCLK, keep
    SW reset
    UCBOBR0 = prescale;                   // set prescaler
    UCBOBR1 = 0;
    UCBOI2CSA = slave_address;           // set slave address
    UCBOCTL1 &= ~UCSWRST;                // Clear SW reset,
    resume operation
    __enable_interrupt();
    UCBOIE = UCNACKIE;
    UCBOIE |= UCRXIE;                    // Enable RX
    interrupt
}

//-----
// void TI_USCI_I2C_transmitinit(unsigned char slave_address,
//                               unsigned char prescale)
//
// This function initializes the USCI module for
// master-transmit operation.
//
// IN:  unsigned char slave_address => Slave Address
//       unsigned char prescale    => SCL clock adjustment
//-----
void TI_USCI_I2C_transmitinit(unsigned char slave_address,
    unsigned char prescale) {
    P3SEL |= SDA_PIN + SCL_PIN;           // Assign I2C pins
    to USCI_B0

    UCBOCTL1 |= UCSWRST;                   // Enable SW reset
    UCBOCTL0 = UCMST + UCMODE_3 + UCSYNC; // I2C Master,
    synchronous mode
    UCBOCTL1 = UCSSEL_2 + UCSWRST;       // Use SMCLK, keep
    SW reset

```

```

UCBOBRO = prescale;           // set prescaler
UCBOBR1 = 0;
UCBOI2CSA = slave_address;   // Set slave address
UCBOCTL1 &= ~UCSWRST;        // Clear SW reset,
    resume operation
__enable_interrupt();
UCBOIE = UCNACKIE;
UCBOIE |= UCTXIE;            // Enable TX ready
    interrupt
}

//-----
// void TI_USCI_I2C_receive(unsigned char byteCount, unsigned
// char *field)
//
// This function is used to start an I2C communication in
// master-receiver mode.
//
// IN:  unsigned char byteCount => number of bytes that should
//      be read
//      unsigned char *field   => array variable used to store
//      received data
//-----
void TI_USCI_I2C_receive(unsigned char byteCount, unsigned char
*field) {
    TI_receive_field = field;
    if (byteCount == 1) {
        byteCtr = 0;
        __disable_interrupt();
        UCBOCTL1 |= UCTXSTT;           // I2C start
            condition
        while (UCBOCTL1 & UCTXSTT)
            ;           // Start condition sent?
        UCBOCTL1 |= UCTXSTP;           // I2C stop
            condition
        __enable_interrupt();
    } else if (byteCount > 1) {
        byteCtr = byteCount - 2;
        UCBOCTL1 |= UCTXSTT;           // I2C start
            condition
    } else
        while (1)

```

```

        ; // illegal parameter
    }

//-----
// void TI_USCI_I2C_transmit(unsigned char byteCount, unsigned
    char *field)
//
// This function is used to start an I2C communication in
    master-transmit mode.
//
// IN:  unsigned char byteCount => number of bytes that should
    be transmitted
//      unsigned char *field   => array variable. Its content
    will be sent.
//-----
void TI_USCI_I2C_transmit(unsigned char byteCount, unsigned
    char *field) {
    TI_transmit_field = field;
    byteCtr = byteCount;
    UCBOCTL1 |= UCTR + UCTXSTT; // I2C TX, start
        condition
}

//-----
// unsigned char TI_USCI_I2C_slave_present(unsigned char
    slave_address)
//
// This function is used to look for a slave address on the I2C
    bus.
//
// IN:  unsigned char slave_address => Slave Address
// OUT: unsigned char           => 0: address was not found,
//                                1: address found
//-----
unsigned char TI_USCI_I2C_slave_present(unsigned char
    slave_address) {
    unsigned char ie2_bak, slaveadr_bak, ucb0i2cie, returnValue;

    ucb0i2cie = UCBOIE; // restore old UCBOIE
    ie2_bak = UCBOIE; // store IE2
        register
    slaveadr_bak = UCBOI2CSA; // store old slave
        address
    UCBOIE &= ~ UCNACKIE; // no NACK interrupt
}

```

```

UCBOI2CSA = slave_address;           // set slave address
UCBOIE &= ~(UCTXIE + UCRXIE);       // no RX or TX
    interrupts
__disable_interrupt();
UCBOCTL1 |= UCTR + UCTXSTT + UCTXSTP; // I2C TX, start
    condition
while (UCBOCTL1 & UCTXSTP)
    ;                               // wait for STOP condition

returnValue = !(UCBOIFG & UCNACKIFG);
__enable_interrupt();
UCBOIE = ie2_bak;                   // restore IE2
UCBOI2CSA = slaveadr_bak;           // restore old slave
    address
UCBOIE = ucb0i2cie;                 // restore old UCBOCTL1
return returnValue;                 // return whether or
    not
                                   // a NACK occurred
}

//-----
// unsigned char TI_USCI_I2C_notready()
//
// This function is used to check if there is communication in
// progress.
//
// OUT: unsigned char => 0: I2C bus is idle,
//                               1: communication is in progress
//-----
unsigned char TI_USCI_I2C_notready() {
    return (UCBOSTAT & UCBBUSY);
}

#pragma vector = USCI_BO_VECTOR
__interrupt void USCI_BO_ISR(void)
{
    switch (__even_in_range(UCBOIV, 12))
    {
    case 0:
        break;                       // Vector 0: No interrupts
    case 2:
        break;                       // Vector 2: ALIFG
    case 4:
        UCBOCTL1 |= UCTXSTP;

```

```
        UCBOIFG &= ~UCNACKIFG;
        break; // Vector 4: NACKIFG
    case 6:
        break; // Vector 6: STTIFG
    case 8:
        break; // Vector 8: STPIFG
    case 10: // Vector 10: RXIFG
        if (byteCtr == 0)
        {
            UCBOCTL1 |= UCTXSTP; // I2C stop
            condition
            *TI_receive_field = UCBORXBUF;
            TI_receive_field++;
        }
        else
        {
            *TI_receive_field = UCBORXBUF;
            TI_receive_field++;
            byteCtr--;
        }
        break;
    case 12: // Vector 12: TXIFG
        if (byteCtr == 0)
        {
            UCBOCTL1 |= UCTXSTP; // I2C stop
            condition
            UCBOIFG &= ~UCRXIFG; // Clear USCI_BO TX
            int flag
        }
        else
        {
            UCBOTXBUF = *TI_transmit_field;
            TI_transmit_field++;
            byteCtr--;
        }
        break;
    default:
        break;
}
}
```

ANEXO E

Tabelas complementares de resultados

Tabela E.1: Impedância correspondente de cada RFB utilizada para o Sistema 2 e 3.

RFB	Z (Ohms)
R1	100 000
R2	75 000
R3	33 000
R4	15 000
R5	8 200
R6	2 200
R6.2	33

Tabela E.2: Conjunto de resistências disponíveis e respectivas incertezas associadas.

$Z(\Omega)$	$\delta Z(\Omega)$
100	1
200	10
470	23,5
680	34
1000	50
1200	60
2200	22
3000	60
5100	102
5600	56
15000	300
18000	900
33000	1650
47000	470
68000	3400
82000	4100
110000	5500
150000	7500
220000	11000
270000	13500
390000	19500
510000	25500
560000	28000
680000	34000
820000	41000
1500000	150000

Tabela E.3: Resultados do Sistema 1.

Zreal (Ohms)	Zlido (Ohms)	Diferença Relativa (%)
1000	1 236,30	22,89
1200	1 378,12	16
2200	2 363,13	7,91
3000	3 118,75	5,01
5100	5 185,47	2,08
5600	5 636,83	1,2
15000	14 830,74	2,56
18000	17 561,91	2,65
33000	33 612,09	1,24
46000	44 185,75	3,73
47000	45 583,12	3,01
68000	62 290,48	7,17
82000	77 260,48	5,55
110000	99 132,49	10,21
150000	131 172,41	13,87
220000	178 768,92	19,83
270000	219 152,05	18,83
390000	320 565,99	17,38
510000	405 767,40	20,75

Tabela E.4: Condições para as quais o Sistema 3 foi testado. Valor de impedância de cada RFB pode ser consultado na Tabela E.1.

	RFB	Frequência (kHz)
1	R1	5
2	R1	30
3	R1	100
4	R2	5
5	R2	30
6	R2	100
7	R3	5
8	R3	30
9	R3	100
10	R4	5
11	R4	30
12	R4	100
13	R5	5
14	R5	30
15	R5	100
16	R6	5
17	R6	30
18	R6	100

Tabela E.5: Resultados do Sistema 3, condições 1,2 e 3.

R1	5kHz			30kHz			100kHz		
Zreal	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase
150000	152 367	14 128	0,0066	152 674	13 340	0,0237	155 038	13 071	0,1009
220000	222 491	17 482	0,0017	222 123	17 376	0,0030	223 431	16 569	0,0245
270000	270 000	24 213	0,0000	270 000	23 967	0,0000	270 000	22 096	0,0000
390000	385 294	32 806	-0,0075	383 445	31 311	-0,0234	373 931	29 188	-0,0963
510000	504 482	36 988	-0,0192	500 810	36 951	-0,0570	468 693	32 094	-0,2020
560000	521 850	44 805	-0,0160	515 137	42 838	-0,0704	476 561	35 451	-0,2305
680000	692 074	53 876	-0,0274	678 237	52 604	-0,1193	595 154	42 378	-0,3389

Tabela E.6: Resultados do Sistema 3, condições 4,5 e 6.

R2	5kHz			30kHz			100kHz		
Zreal	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase
110 000	109 894	8345	0,0066	110 255	8 335	0,0317	112 195	8 107	0,1063
150 000	150 789	12517	0,0048	151 113	12 239	0,0227	153 002	11 767	0,0780
220 000	220000	14997	0,0000	220 000	15 274	0,0000	220 000	14 293	0,0000
270 000	267271	21669	-0,0039	267 107	20 925	-0,0068	265 804	19 101	-0,0225
390 000	381131	27956	-0,0142	379 145	27 250	-0,0331	368 617	24 965	-0,1085
510 000	499584	30294	-0,0255	494 381	30 827	-0,0721	458 146	27 188	-0,2360
560 000	514405	38628	-0,0271	510 061	38 032	-0,0765	471 570	30 618	-0,2405

Tabela E.7: Resultados do Sistema 3, condições 7,8 e 9.

R3	5kHz			30kHz			100kHz		
Zreal	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase
47000	46 758	4 102	0,0127	46 766	4 083	0,0201	46 977	3 663	0,0579
68000	66 422	5 013	0,0111	66 306	5 044	0,0134	66 597	4 672	0,0433
82000	81 005	6 726	0,0088	80 937	6 663	0,0093	81 208	6 096	0,0276
110000	110 000	9 208	0,0000	110 000	9 375	0,0000	110 000	8 349	0,0000
150000	151 365	13 672	-0,0002	150 848	13 537	-0,0122	150 111	11 895	-0,0316
220000	220 437	16 947	-0,0042	219 461	17 179	-0,0331	216 577	15 000	-0,0941
270000	268 944	23 613	-0,0168	266 073	22 759	-0,0452	260 841	20 039	-0,1399

Tabela E.8: Resultados do Sistema 3, condições 10, 11 e 12.

R4	5kHz			30kHz			100kHz		
Zreal	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase
33000	33 267	2 957	0,0098	33 384	2 722	0,0140	33 382	2 840	0,0125
47000	47 110	4 118	0,0030	47 350	3 847	0,0104	47 327	3 954	0,0091
68000	66 982	5 190	0,0004	67 268	4 898	0,0069	67 131	4 974	0,0039
82000	82 000	6 943	0,0000	82 000	6 387	0,0000	82 000	6 729	0,0000
110000	111 777	9 643	-0,0078	111 219	8 922	-0,0190	111 474	9 188	-0,0176
150000	153 773	13 942	-0,0170	152 188	12 626	-0,0307	152 527	13 150	-0,0217
220000	225 049	18 465	3,1064	220 713	15 835	-0,0691	222 175	16 593	-0,0474

Tabela E.9: Resultados do Sistema 3, condições 13, 14 e 15.

R5	5kHz			30kHz			100kHz		
Zreal	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase
15000	15 336	998	0,0087	15 311	897	0,0100	15 336	771	0,0272
18000	18 344	1 843	0,0083	18 393	1 647	0,0090	18 426	1 453	0,0234
33000	33 052	2 564	0,0037	33 114	2 361	0,0054	33 122	2 036	0,0112
47000	47 000	3 675	0,0000	47 000	3 273	0,0000	47 000	2 882	0,0000
68000	66 937	4 106	-0,0033	66 736	3 902	-0,0041	66 696	3 554	-0,0119
82000	81 447	6 062	-0,0149	81 507	5 365	-0,0046	81 470	4 965	-0,0289
110000	111 266	8 261	-0,0210	110 795	7 729	-0,0133	110 271	6 597	-0,0717

Tabela E.10: Resultados do Sistema 3, condições 16, 17 e 18.

R6	5kHz			30kHz			100kHz		
Zreal	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase	Z	dZ	Fase
3000	3 091	379	0,0192	3 124	344	0,0038	3 203	316	0,0159
5100	5 109	512	0,0169	5 132	466	0,0027	5 260	430	0,0129
5600	5 680	845	0,0170	5 702	781	0,0024	5 852	710	0,0111
15000	14 926	1 580	0,0056	14 993	1 396	0,0002	15 347	1 283	0,0036
18000	18 000	2 298	0,0000	18 000	2 081	0,0000	18 416	1 889	0,0000
33000	32 509	3 620	-0,0141	32 378	3 328	-0,0052	33 202	3 035	-0,0122
47000	46 216	5 361	3,1062	46 214	4 751	-0,0088	47 223	4 283	-0,0278