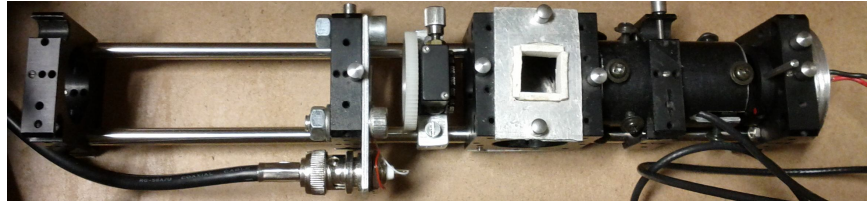


INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE LISBOA
Área Departamental de Engenharia de Electrónica e
Telecomunicações e de Computadores



Sensor Óptico de Glicose Baseado em
Cristais Líquidos

Rui Alexandre Pena Duarte

(Licenciado em Engenharia de Electrónica e Telecomunicações e de
Computadores)

Trabalho Final de Mestrado para Obtenção do Grau de Mestre em Engenharia de
Electrónica e Telecomunicações

Orientador:

Doutor João Pedro Barrigana Ramos da Costa

Co-Orientadores:

Doutora Maria Manuela Almeida Carvalho Vieira

Doutor Luís Miguel Tavares Fernandes

Júri:

Presidente: Doutor Fernando Ascenso Fortes

Vogal: Doutor João Manuel Frazão

Outubro de 2012

Resumo

A presente dissertação tem como finalidade apresentar uma investigação teórica e experimental sobre um sensor polarimétrico, portátil e de baixo custo, baseado num cristal líquido para a medição da concentração de glicose existente numa amostra.

Devido ao crescente número de pessoas que sofrem de Diabetes, existe grande interesse em desenvolver sensores portáteis que permitam medir a concentração de glicose de forma rápida, precisa e indolor. Dos vários métodos não invasivos existentes para a medição de concentração de glicose, o método utilizado tem como base a medição da rotação da polarização da luz.

Recentemente os sensores polarimétricos baseados em cristais líquidos, têm adquirido grande ênfase devido às suas características únicas que, em comparação com outros moduladores electroópticos, funcionam com tensões mais baixas, apresentam menor consumo energético e maior ângulo de rotação. No entanto também existem diversas desvantagens, nomeadamente a falta de documentação sobre a realização de testes e resultados obtidos em sensores polarimétricos. Têm como desvantagem adicional o facto do comportamento do polarímetro ser fortemente dependente do tipo de cristal líquido e da tensão a este aplicado.

A presente dissertação descreve o desenvolvimento de um sensor polarimétrico que inclui a componente óptica, a componente electrónica de detecção e acondicionamento do sinal, a comunicação sem fios com um PC, e, por fim, a componente de análise e interface com o utilizador.

Neste sensor polarimétrico poderão ser efectuadas leituras de temperatura das amostras para efeitos de correcção do cálculo da concentração da glicose. O dispositivo permite ainda a gravação dos dados obtidos e identificação dos mesmos. Os resultados obtidos demonstram que o dispositivo é capaz de medir concentrações com 10mg/ml de glicose, com uma percentagem de erro de 15%, para uma amostra com um percurso óptico de apenas 1 cm.

Palavras-chave: Polarizador, Sensor de Glicose não invasivo, Cristal Líquido, Polarimetria, Medição de concentração de Glicose,

Abstract and Keywords

This paper presents a theoretical and experimental research of a compact and low cost product polarimetric sensor based on a liquid crystal, for measuring glucose concentration.

Given the increase in people suffering from diabetes, over time, there is great interest in developing portable sensors to measure the glucose concentration in a fast, accurate and painless way. One approach of measuring the concentration of glucose in a sample, non-invasively, is based on the rotation of a polarized light.

Recently a number of polarimetric sensors based on liquid crystals, have received great attention due to their characteristics. Compared to other electro-optic modulators they work with lower voltages, have low power consumption and greater angle of rotation. However there are also several disadvantages, including lack of documentation and test results of polarimetric sensors. Another known disadvantage is that the polarimeter is strongly dependent on the type of liquid crystal and the voltage applied to it.

The present work describes the development of a polarimetric sensor which includes optical components, electronics for detection and signal conditioning, wireless communication to a PC and software for analyzing and interfacing with the user. In addition the device can read the temperature to enable corrections in the calculation of the concentration. . The results show that the device is able to measure concentrations of glucose at a concentration of 10mg/ml, with an average error of 15% for an optical path of 1 cm.

Keywords: Polarizer, non-invasive Glucose Sensor, Liquid Crystal, Polarimetry, Measurement of glucose concentration,

Agradecimentos

Agradeço a todos os que, directamente ou indirectamente me apoiaram e incentivaram, tornando assim possível a realização deste trabalho. Em particular quero agradecer:

Ao professor Doutor João Costa pela forma como orientou este trabalho e sobretudo pelo estímulo que constituí o seu trabalho académico. Pela sua disponibilidade, por todos os esclarecimentos, pela paciência e capacidade de organização. Agradeço também por todos os conhecimentos que me foram transmitidos, pelo acompanhamento e revisão atenta que concedeu a esta dissertação.

Ao professor Doutor Miguel Fernandes pelas sugestões concedidas para a evolução do projecto.

Ao departamento de Engenharia Química por terem disponibilizado as amostras de glicose.

A toda a minha família, pais, irmã, tios, primos, sobrinhos, cunhado e namorada, Filipa Silva, por acreditarem em mim e no valor do meu trabalho, assim como a paciência que demonstraram e incentivo em todos os momentos.

A todos os meus colegas e amigos, pelo incentivo incondicional demonstrados e a todos os que, de uma forma ou de outra, me ajudaram a acabar esta dissertação, o meu profundo reconhecimento e agradecimento.

Um especial obrigado à minha tia Deolinda a quem gostaria de agradecer pessoalmente e já não o poderei fazer. Gostaria também de deixar um especial agradecimento ao meu afilhado, Rui Costa, pela motivação e sorriso que me concede diariamente.

Espero que esta dissertação contribua positivamente para todos os que tenham oportunidade, ou a necessidade de a ler.

Índice

1. Introdução.....	1
1.1 Enquadramento Geral.....	1
1.2 Objectivos	5
1.3 Notação Utilizada.....	6
1.4 Organização da Dissertação.....	6
2. Estado de Arte.....	9
3. Metodologia Adoptada.....	19
3.1 Introdução Teórica	19
3.2 Descrição	36
3.3 Algoritmo I: Estratégia de Mistura e Filtragem.....	38
3.4 Algoritmo II: Estratégia de Amostragem Óptima.....	42
4. Implementação.....	45
4.1 Validação do Algoritmo II.....	46
4.2 Polarímetro.....	50
4.3 Amostras	86
5. Resultados.....	89
5.1 Determinação do Valor da Constante de Ganho ‘k’	89
5.2 Influência da Luz Externa Sobre o Resultado Obtido.....	91
5.3 Medição da Rotação da Luz Polarizada para Concentrações Conhecidas	92
5.3 Atenuação do Sinal Emissor	98
5.4 Medição da Rotação da Luz Polarizada em Bebidas Comerciais	99
5.5 Custos do Projecto.....	105
5.6 Protótipo	107
6. Conclusões e Trabalho Futuro.....	109
6.1 Conclusões	109
6.2 Trabalho Futuro.....	110
Bibliografia.....	111
Anexos A.....	113
Anexos A.1	113

Anexos A.2	116
Anexos A.3	119
Anexos B	121
Anexos B.1	121
Anexos B.2	124

Índice de Figuras

Ilustração 1 - <i>Diasensor</i> [5].....	10
Ilustração 2 - Do lado esquerdo corresponde à imagem original da retina de um paciente diabético. Do lado direito, resultado após efectuado o processamento de sinal para determinar a glicose. [6].....	11
Ilustração 3 - <i>Bellingham, Stanley limited.</i>	14
Ilustração 4 - Direcção do plano de polarização da luz.	15
Ilustração 5 - Polarímetro de <i>Laurent</i> , ao colocar uma amostra.....	16
Ilustração 6 - Polarímetro de <i>Laurent</i> , ao ajustar o analisador.....	16
Ilustração 7 - Funcionamento da placa de Biquartzo.....	17
Ilustração 8 - Diagrama radiação electromagnético, para diversos comprimentos de onda.....	20
Ilustração 9 - Onda plana polarizada.....	21
Ilustração 10 - Onda não polarizada.	21
Ilustração 11 - Diferentes exemplos de polarizações da luz.	21
Ilustração 12 - Polarização linear de 90°.....	22
Ilustração 13 - Polarização da luz por absorção selectiva.	23
Ilustração 14 - Polarização recorrendo a dois filtros polarizadores, ortogonais entre si.24	
Ilustração 15 - Substância opticamente activa.....	24
Ilustração 16 - Influência do comprimento de onda na rotação específica da glicose....	26
Ilustração 17 - Rotação do plano polarização da luz devido à actividade óptica da substância.	26
Ilustração 18 - Exemplo de uma molécula quiral (Ácido tartárico).	29
Ilustração 19 - Exemplo de uma molécula aquiral, ou não quiral (Ácido meso-tartárico).	29
Ilustração 20 - Conceito base de um polarímetro.	30
Ilustração 21 - Representação do cristal líquido entre duas placas de quarto de onda. ...	33
Ilustração 22 - Estimulação do cristal líquido, recorrendo a um sinal sinusoidal.	33
Ilustração 23 - Estrutura do cristal líquido (a- circuito aberto, b-circuito fechado).	34
Ilustração 24 - Esquemático do sistema de medição de glicose.....	37

Ilustração 25 - Sistema de medição de glicose: (1) Laser (2) Polarizador (3) Cristal líquido (4) Amostra (5) Analisador (6) Fotodíodo.	38
Ilustração 26 - Algoritmo de processamento de sinal.	39
Ilustração 27 - Exemplificação da calibração: sinal azul - calibrado, sinal vermelho - não calibrado.	41
Ilustração 28 - Fluxograma do procedimento realizado.	45
Ilustração 29 - Simulação do sinal recebido no fotodíodo, para vários valores de rotação da luz polarizada.	47
Ilustração 30 - Simulação da determinação da constante 'k'.	48
Ilustração 31 - Diagrama de blocos global.	50
Ilustração 32 - Diagrama de blocos do bloco emissor.	51
Ilustração 33 - Bloco de alimentação.	52
Ilustração 34 - Onda sinusoidal.	53
Ilustração 35 - Soma de duas ondas sinusoidais, uma com o triplo da frequência da original.	53
Ilustração 36 - Soma de três ondas sinusoidais, uma com o triplo e quádruplo da frequência da original.	53
Ilustração 37 - Sinal de <i>PWM</i> na saída do microcontrolador.	54
Ilustração 38 - Filtro passa-baixo do tipo <i>Sallen-key</i> , de terceira ordem.	54
Ilustração 39 - Filtro passa-baixo implementado.	55
Ilustração 40 - Bloco de andar de amplificação.	56
Ilustração 41 - Sinal de saída da onda sinusoidal amplificada.	56
Ilustração 42 - Bloco de passagem por zero.	57
Ilustração 43 - Simulação do bloco de passagem por zero - Sinal verde: Sinal de entrada; Sinal vermelho: Sinal de saída.	58
Ilustração 44 - Bloco receptor.	59
Ilustração 45 - Conversor Corrente-Tensão.	60
Ilustração 46 - Bloco conversor corrente-tensão.	61
Ilustração 47 - Esquemático do bloco de amplificação e filtragem.	62
Ilustração 48 - Circuito de <i>offset</i>	63
Ilustração 49 - Diagrama de blocos do potenciômetro digital.	64
Ilustração 50 - Ciclo de escrita no TPL 0501.	64

Ilustração 51 - Topologia adoptada.....	65
Ilustração 52 - Constituição de um pacote de dados.....	66
Ilustração 53 - Resposta completa a um pedido de temperatura.	66
Ilustração 54 - Variação da resolução em função da temperatura.	67
Ilustração 55 - Ficha de programação	69
Ilustração 56 - Máquina de estados da obtenção do valor de Alfa.	72
Ilustração 57 - Exemplo de uma rotação dextrogiras. (Amarelo - sinal de leitura no ADC; Azul - Sinal proveniente do 'Bloco de Passagem por Zero).....	74
Ilustração 58 - Exemplo de uma rotação levogiras. (Amarelo - sinal de leitura no ADC; Azul - Sinal proveniente do 'Bloco de Passagem por Zero).....	74
Ilustração 59 - Máquina de estados para um pedido de temperatura.....	75
Ilustração 60 - Três tipos de sinais possíveis no canal de data.....	76
Ilustração 61 - Esquemático do LCD.....	78
Ilustração 62 - Máquina de estados da inicialização do <i>lcd</i>	79
Ilustração 63 - Diagrama dos menus no <i>lcd</i>	80
Ilustração 64 - Lista da selecção da porta COM.....	81
Ilustração 65 - Escolha do <i>Baud-rate</i>	81
Ilustração 66 - Menu Inicial.	82
Ilustração 67 - Janela principal da determinação do valor da rotação da amostra.	83
Ilustração 68 - Janela principal do cálculo da concentração da amostra.....	85
Ilustração 69 - Traçado experimental, do valor de 'y' para cada rotação da luz polarizada, para a determinação da constante de ganho 'k'.....	90
Ilustração 70 - Amostragem Efectuada Com ADC de 12 Bit do DSPIC - Sem Luz.....	91
Ilustração 71 - Amostragem Efectuada Com ADC de 12 Bit do DSPIC - Com Luz.	92
Ilustração 72 - Rotação obtida para 0,2g/ml de glicose.	93
Ilustração 73 - Rotação obtida para 0,15g/ml de glicose.	94
Ilustração 74 - Rotação obtida para 0,1g/ml de glicose.	95
Ilustração 75 - Rotação obtida para 0,05g/ml de glicose.	96
Ilustração 76 - Rotação obtida para 0,01g/ml de glicose.	97
Ilustração 77 - Percentagem de erro em função da concentração da amostra.....	98
Ilustração 78 - Bebidas analisadas.	99
Ilustração 79 - Rótulo da <i>Seven-up</i>	100

Ilustração 80 - Concentração de glicose obtida na <i>Seven-up</i>	101
Ilustração 81 - Rótulo da <i>Compal Fresh</i>	103
Ilustração 82 - Concentração de glicose obtida no <i>Compal Fresh</i>	104
Ilustração 83 - Relação de ângulos de rotação medidos em função da concentração [g/ml].	105
Ilustração 84 - Bloco Receptor: 1 - Módulo de Bluetooth; 2 - Entrada do Sinal de Passagem Por Zero; 3 - Conector do LCD; 4 - Microcontrolador; 5 - Ficha de Programação do Microcontrolador; 6 Conector dos Botões; 7 - Bloco de Alimentação; 8 - Sinal de Entrada do Bloco Óptico e Respectivo Acondicionamento; 9 - Conector do Sensor de Temperatura.....	107
Ilustração 85 - Bloco Emissor: 1 - Microcontrolador; 2 - Ficha de Programação do Microcontrolador; 3 - Acondicionamento do Sinal Emissor; 4 - Bloco de Alimentação; 5 - Conector do Sinal Emissor de Luz; 6 - Sinal de Saída da Onda Sinusoidal; 7 - Sinal Sinusoidal Externo; 8 - Sinal de Passagem Por Zero.....	107
Ilustração 86 - Circuito Óptico e Respectiva Caixa de Prototipagem: 1 – Interface com o Utilizador; 2 – Bloco de Electrónica (Placa de Circuito Impresso do Bloco Receptor e Emissor); 3 – Circuito Óptico;.....	108
Ilustração 87 - Circuito passa-baixo <i>Sallen-key</i> de terceira ordem.....	121
Ilustração 88 - Esquemático do AD623.	124

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Rotação específica para várias substâncias.....	27
Tabela 2 - Rotação específica para diversas fontes de luz, cujo comprimento de onda difere entre os vários.....	27
Tabela 3 - Rotação específica da glicose para diversos valores de temperatura.....	28
Tabela 4 - Matriz de Jones para diferentes elementos ópticos.....	31
Tabela 5 - Ligação dos diversos periféricos.....	69
Tabela 6 - Exemplo de uma gravação em formato <i>Excel</i>	84
Tabela 7 - Tabela de dados, obtidos experimentalmente, para a obtenção da constante de ganho 'k'.....	90
Tabela 8 - Resultados para concentração de glicose 0,2g/ml.....	93
Tabela 9 - Resultados para concentração de glicose 0,15g/ml.....	94
Tabela 10 - Resultados para concentração de glicose 0,1g/ml.....	95
Tabela 11 - Resultados para concentração de glicose 0,05g/ml.....	96
Tabela 12 - Resultados para concentração de glicose 0,01g/ml.....	97
Tabela 13 - Resultados para várias concentrações de glicose, atenuando a luz emissora.....	98
Tabela 14 - Tabela de resultados da concentração de glicose na <i>Seven-up</i>	101
Tabela 15 - Dados obtidos experimentalmente, da relação de ângulos de rotação medidos em função da concentração [g/ml].....	104
Tabela 16 - Tabela de custos da primeira fase.....	106
Tabela 17 - Tabela de custos da segunda fase.....	106

Acrónimos

WHO	World Health Organization
NIR	Near Infrared Spectroscopy
FIR	Far Infrared
LC	Liquid Crystal
LCVR	Liquid Crystal Variable Retarder
ITO	Indium Tin Oxide
LCW	Liquid Crystal Waveplate
QWP	Quarter Wave Plate
USB	Universal Serial Bus
PD	Photodiode
MCU	Microcontrolador
USART	Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
ADC	Analog-to-digital converter
PWM	Pulse-width modulation
SPI	Serial Peripheral Interface
SCLK	Serial Clock
SDO	Serial Data Out
SDI	Serial Data Input
CS	Chip Select
INT	Interrupt
AN	Analog
Tx	Transmitter
Rx	Receiver
FS	Full Scale
PCB	Printed Circuit Board
I/O	Input/Output
A/D	Analog/Digital
LCD	Liquid Crystal Display
SD Card	Secure Digital Card

1. Introdução

1.1 Enquadramento Geral

A Organização Mundial de Saúde, *WHO*, estima que cerca de 171 milhões de pessoas em todo o Mundo sofram de *Diabetes Mellitus*, estando previsto um aumento deste valor, afectando 439 milhões de pessoas em 2030 [1] [2]. Para a realização deste estudo foram utilizados diferentes grupos etários, compreendidos entre os 20 e 79 anos de idade. Neste contexto existe grande interesse em sensores portáteis que permitam medir a concentração de glicose, de uma forma rápida e cuja precisão permita indicar à pessoa se o valor da concentração de glicose está dentro da normalidade.

O tema deste trabalho consiste no desenvolvimento de um dispositivo que permita efectuar medições da concentração de glicose, de uma forma não invasiva. Antes de se abordar o tema em questão será realizada uma breve introdução. Nesta será descrita a importância da glicose no quotidiano e quais as respectivas consequências de níveis anormais no corpo humano.

A glicose é a principal fonte de energia das células que possuímos no organismo, sendo esta extraída através dos alimentos ingeridos no quotidiano, e posteriormente absorvida no sangue. A sua dosagem anormal no sangue poderá acarretar diversas patologias, sendo que a sua presença no plasma sanguíneo é denominada de glicémia. Os valores normais de glicémia, em jejum, encontram-se compreendidos entre 70mg/dl e 99mg/dl. A hiperglicemia, excesso de glicose no sangue, regista-se para valores acima de 120mg/dl. A hipoglicemia, estado em que a concentração de glicose no sangue encontra-se abaixo do normal, regista-se para valores abaixo de 60mg/dl.

Os níveis de glicose devem ser mantidos dentro dos limites referidos para que não surjam doenças secundárias, originadas pela *Diabetes*. A regulação dos níveis de glicose no organismo é realizada de forma natural pelo pâncreas através da produção da insulina.

Para que as células, das diversas partes do corpo humano, possam realizar o processo de respiração aeróbica, é necessário que a glicose esteja presente na célula. Deste modo, as células possuem receptores de insulina que, quando ligados "abrem" a membrana celular para a absorção da glicose, presente na circulação sanguínea. Uma falha na produção de insulina resulta na alteração dos níveis de glicose no sangue, já que esta última não é devidamente dirigida para o interior das células. Caso haja uma menor concentração de glicose no sangue, o pâncreas produz um antagónico da insulina, de modo a restabelecer os níveis de glicose na circulação sanguínea.

A *Diabetes Mellitus* é uma patologia crónica que se caracteriza pelo aumento anormal dos níveis de açúcar no sangue e pela incapacidade do organismo em transformar toda a glicose proveniente dos alimentos.

Esta é uma patologia com um crescente número de casos e com uma maior precocidade. Existem grupos mais vulneráveis susceptíveis de adquirirem Diabetes, sendo eles:

- Pessoas cujos familiares directos sofram de diabetes;
- Homens e mulheres obesos;
- Homens e mulheres com hipertensão e/ou níveis de colesterol elevados;
- Mulheres que contraíram a diabetes gestacional durante a gravidez;
- Crianças com peso igual ou superior a quatro quilogramas à nascença;
- Doentes com problemas no pâncreas ou com doenças endócrinas.

Actualmente a Diabetes encontra-se dividida em três tipos principais, sendo que os outros tipos representam menos de 5% dos casos diagnosticados [3]:

- **Diabetes Tipo 2 (Diabetes Não Insulinodependente)** - É a mais frequente (80% dos casos). O pâncreas produz insulina, no entanto as células do organismo oferecem resistência à acção da insulina. O pâncreas vê-se assim obrigado a trabalhar cada vez mais, chegando ao ponto em que a insulina produzida se torna insuficiente e o organismo tem cada vez mais dificuldade em absorver o açúcar proveniente dos alimentos. Este tipo de diabetes surge normalmente na idade adulta e o seu tratamento, na maioria dos casos, consiste na adopção duma dieta alimentar saudável por forma a normalizar os níveis de açúcar no sangue. É também aconselhado a prática de desporto.

- Diabetes Tipo 1 (Diabetes Insulinodependente) - O pâncreas produz insulina em quantidade insuficiente e/ou em qualidade deficiente. Consequentemente, as células do organismo não conseguem absorver o açúcar necessário, ainda que o seu nível se mantenha elevado, sendo posteriormente expelido para a urina. Contrariamente à diabetes tipo 2, a diabetes tipo 1 surge com maior incidência nas crianças e nos jovens, porém também pode ser diagnosticada em adultos e até em idosos. Não se encontra directamente relacionada com hábitos de vida incorrectos, mas sim com a manifesta falta de insulina. Os doentes necessitam de sessões terapêuticas com insulina para toda a vida, dado que o pâncreas deixa de a produzir, devendo ser acompanhados em permanência por médicos e/ou outros profissionais de saúde.

- Diabetes Gestacional - Surge durante a gravidez e desaparece, habitualmente, quando concluído o período de gestação. No entanto, é fundamental que as grávidas diabéticas tomem as respectivas medidas de precaução de forma a evitar que a diabetes do tipo 2 se instale mais tarde no seu organismo. A diabetes gestacional requer muita atenção, sendo imperativo que depois de detectada a hiperglicemia, seja corrigida com a adopção duma dieta apropriada. Quando esta não é suficiente há que recorrer ao uso da insulina para que a gravidez decorra de uma forma natural tanto para a mãe como para o bebé. Estatisticamente, uma em cada 20 grávidas, corre o risco de sofrer desta forma de diabetes.

Para saber se a Diabetes está controlada, cabe ao paciente a responsabilidade de analisar e vigiar os valores de glicémia.

Actualmente os aparelhos portáteis, medidores de glicose, já vão na terceira geração. Na primeira e segunda geração os procedimentos são idênticos:

Pica-se o dedo (depois de desinfectado), utilizando o dispositivo de punção capilar com uma agulha. De seguida encosta-se a extremidade de uma tira, própria para o procedimento, à gota de sangue.

O método de medição utilizado na primeira geração consiste na análise da quantidade de luz reflectida, ou absorvida, pela superfície da tira de forma a determinar a intensidade da cor. A segunda geração baseia-se na intensidade da corrente produzida pela reacção de oxidação da glicose, sendo que a concentração é proporcional a essa corrente. Estes métodos apresentam resultados no qual permitem determinar se o

paciente sofre de diabetes, mas no entanto são métodos desconfortáveis. Dado a necessidade de picar o dedo, são considerados métodos invasivos.

Os medidores de glicose, pertencentes a estas duas gerações são equipamentos que apresentam alguma incerteza quanto ao seu resultado. Grande parte dos erros acontece devido a procedimentos incorrectos tais como:

- Limpeza inadequada do aparelho;
- Fitas fora do prazo de validade;
- Medidor de glicose não calibrado para o tipo de fitas em uso;
- Uma gota de sangue demasiado pequena;

Deste modo, surgiu a necessidade de desenvolver técnicas que permitissem obter resultados precisos e cujo método fosse não invasivo. Os dispositivos não invasivos são considerados dispositivos de terceira geração sendo que, as amostras para análise são obtidas sem a interacção directa com os tecidos humanos. As técnicas mais usuais baseiam-se em métodos ópticos e, como utilizam métodos de radiações não ionizantes não interferem na composição da amostra.

Uma das técnicas que tem tido um maior desenvolvimento é a polarimetria. A polarimetria é uma técnica utilizada na análise de substâncias, usando conceitos de polarização da luz. O aparelho que permite efectuar este tipo de medições é denominado de polarímetro.

1.2 Objectivos

Este projecto visa o desenvolvimento de um polarímetro portátil e de baixo custo, de forma a medir a concentração de glicose presente numa amostra. A luz polarizada ao atravessar uma amostra de glicose sofre uma rotação que é proporcional à concentração de glicose e ao percurso óptico da amostra.

A principal inovação relativamente a trabalhos anteriores, é que se pretende realizar um dispositivo baseado em módulos de *hardware* simples e autónomos evitando o recurso do computador, do osciloscópio, do gerador de funções e equipamentos conversores corrente-tensão. Terá também como objectivo, verificar a influência de factores externos, nomeadamente da temperatura, na medição de glicose.

Este trabalho é dividido em três partes distintas:

➤ **Módulo de óptica:** Consiste na parte óptica do sistema, onde um feixe de luz polarizado é emitido. Este atravessa uma substância opticamente activa e, de acordo com a rotação específica da substância, concentração e outros parâmetros, o seu plano de polarização sofre uma rotação. A luz atravessa ainda um cristal líquido e duas lâminas de atraso que permitem controlar a rotação da polarização da luz. Esta funcionalidade é essencial para calcular a rotação introduzida pela amostra, sem que seja necessário qualquer ajuste manual por parte do utilizador.

➤ **Detecção e acondicionamento do sinal:** Neste bloco o sinal é convertido para tensão, amplificado, filtrado e convertido do mundo analógico para o mundo digital, para que este possa ser analisado pelo microcontrolador. Posteriormente as amostras do sinal são processadas e é então extraído o ângulo de rotação. Ter-se-á em consideração a compensação do efeito da temperatura na determinação do valor da concentração.

➤ **Análise e interface com o utilizador:** Por fim será disponibilizado uma interface com o utilizador, recorrendo ao uso de botões e de um ecrã, de modo a que este possa ter acesso aos dados obtidos. De forma a dar uma maior versatilidade ao sistema é também disponibilizado a opção de comunicação via *Bluetooth*.

Será realizado um estudo relativo à precisão do polarímetro e do efeito da luz externa.

1.3 Notação Utilizada

No decorrer desta dissertação, os termos técnicos em inglês são apenas utilizados quando as palavras em causa são vulgarmente utilizadas em textos científicos de língua portuguesa. Nestes casos, os termos são apresentados em caracteres itálicos. No entanto sempre que possível são, também, usadas traduções que se considerem apropriadas ou que já se encontrem enraizadas na língua portuguesa.

Para evitar a repetição de longas expressões técnicas, que tornariam fastidiosa a leitura desta dissertação, são utilizados acrónimos ao longo de todo o texto. Para além de ser apresentada no início deste documento, a correspondência entre os termos técnicos e os respectivos acrónimos, é sempre explicado o seu significado na primeira ocorrência do acrónimo no texto.

1.4 Organização da Dissertação

Esta dissertação contém um capítulo introdutório, capítulo 1, no qual se pretendeu realizar um enquadramento das motivações para o desenvolvimento de polarímetros. Pretendeu-se salientar a importância da Diabetes na sociedade actual, assim como fazer uma descrição da sua evolução e mostrar as suas consequências. Neste capítulo foi também descrito os objectivos desta dissertação.

No capítulo 2 é efectuado um estudo dos diferentes métodos ópticos existentes para a determinação da concentração da glicose, explicitando o funcionamento de cada um.

O capítulo 3 é dedicado ao estudo particular da polarimetria, sendo realizado o estudo teórico necessário para o desenvolvimento do polarímetro. Foi também realizado uma breve descrição do procedimento a efectuar na realização de uma medição, assim como a arquitectura do sistema e algoritmos a implementar.

No capítulo 4 são apresentados os vários detalhes de implementação do polarímetro realizado, começando pelo estudo e validação de um novo algoritmo, assim como o diagrama de blocos geral. Neste capítulo será apresentado o esquemático de cada bloco, assim como o seu dimensionamento e respectivas características. São

também apresentadas as várias máquinas de estado referentes à inicialização dos módulos de *hardware* e dos menus de interface do *lcd* e computador. Por fim existe um subcapítulo (4.3), com as rotações esperadas para cada tipo de concentração de glicose.

Os resultados das implementações são apresentados no capítulo 5. No capítulo 6, são apresentadas as conclusões do trabalho desenvolvido, definindo-se possíveis direcções para trabalho futuro.

No capítulo 7 será apresentado uma listagem das referências bibliográficas consultadas durante a realização desta dissertação.

2. Estado de Arte

Actualmente o mundo encontra-se numa era de rápido desenvolvimento tecnológico. No ramo da saúde, mais concretamente na análise da Diabetes, os avanços tecnológicos surgem de modo a proporcionar bem-estar e conforto às pessoas, como no caso da terceira geração de medidores de glicose. Esta geração caracteriza-se por usar métodos de medição não invasivos.

Os medidores de glicose não invasivos apresentam várias vantagens, sendo que minimizam o risco de infecções, não são dolorosos e evitam o efeito psicológico negativo causado pela extracção de sangue, a cada procedimento de medida da glicémia.

Os métodos não invasivos além de poderem usar o sangue podem também recorrer ao uso de fluido intestinal, suor, saliva ou líquido ocular. Alguns dos locais possíveis, onde é possível retirar uma amostra anteriormente referida, são: o lábio, os olhos, antebraço, cutícula, orelha, etc. [2]

Como referido anteriormente, as técnicas não invasivas em desenvolvimento mais usuais são baseadas em métodos ópticos. Os métodos ópticos consistem na emissão de um feixe de luz, com características específicas, direccionado para uma determinada parte do corpo. Como resultado, o espectro da luz detectado depende da espessura, cor, estrutura da pele, sangue, gordura e de todas as demais estruturas percorridas pela luz. O nível de concentração da glicose pode ser estimado analisando as alterações ocorridas nas características da luz, que, dependendo da técnica, pode modificar o comprimento de onda, o estado da polarização, a refração, a intensidade ou outras características do espectro. [3]

Os métodos não invasivos usados na determinação da glicémia são recentes e existem diversos trabalhos em estudo, com a finalidade de melhorar os dispositivos em termos económicos e de fiabilidade. Existem vários métodos para efectuar a medição da concentração da glicose, sendo que os mais usuais são os referidos nos subcapítulos que se seguem.

2.1 NIR (*Near Infrared*)

Este método requer o uso de uma fonte externa de infravermelho. A radiação dos infravermelhos-próximos corresponde à região espectral mais próxima da região visível, cujo comprimento de onda encontra-se compreendido entre 1 μ m e 5 μ m. A sua interacção com a matéria produz apenas transições e excitações dentro do mesmo estado fundamental de vibração. A luz é então emitida de forma a penetrar numa região do corpo, sendo parte dela absorvida pela glicose. A quantidade de energia absorvida é analisada por espectroscopia e comparada a um feixe de detecção, sendo posteriormente convertida num valor de concentração de glicose. Os factores que podem interferir nos resultados obtidos são: as condições ambientais, temperatura corporal, hidratação da pele, entre outras. [4]

2.2 FIR (*Far Infrared*)

O corpo humano encontra-se sistematicamente a emitir radiações térmicas. Quando a energia é emitida pelo corpo, parte dela é absorvida pela glicose, sendo que a absorção na “banda da glicose” depende da sua concentração. A quantidade de energia absorvida é determinada por espectroscopia e convertida em níveis de concentração de glicose no sangue. De salientar que a espectroscopia é realizada com uma luz cujo comprimento de onda é distante do infravermelho.

Os factores que podem interferir nos resultados são: mudança de temperatura e do pH da amostra analisada, glóbulos vermelhos, proteínas, entre outros. O primeiro dispositivo a usar a reflexão da radiação infravermelha foi o *DiaSensor*.



Ilustração 1 - *Diasensor* [5].

2.3 Características dos Fractais a partir de Imagens da Retina Humana

É o método mais recente na quantificação da diabetes, sendo que este tira partido das imagens da retina do olho humano. Através de diversos estudos, verificou-se que os pacientes com diabetes apresentam diferentes distribuições vasculares na retina, quando comparado aos que não possuem diabetes. Nesta técnica são utilizados vários métodos que englobam várias áreas. Para a classificação dos resultados utilizam-se diversos algoritmos:

- Redes neurais com funções de activação de base radial. Consiste em apresentar uma resposta que decresce ou cresce, de uma forma constante, com a distância a um ponto central.
- Algoritmos genéticos, em que as imagens são analisadas através de modelos computacionais inspirados na evolução da estrutura do cromossoma.

A grande desvantagem deste método é que no processamento de imagens, é necessário que as fotos retiradas possuam alta resolução, dado que a precisão dos resultados encontra-se fortemente relacionada com a qualidade das imagens retiradas. A seguinte ilustração corresponde a um exemplo de uma fotografia usada para a análise deste método. Do lado esquerdo a imagem original, e do lado direito corresponde à imagem após utilizado o respectivo processamento de sinal.

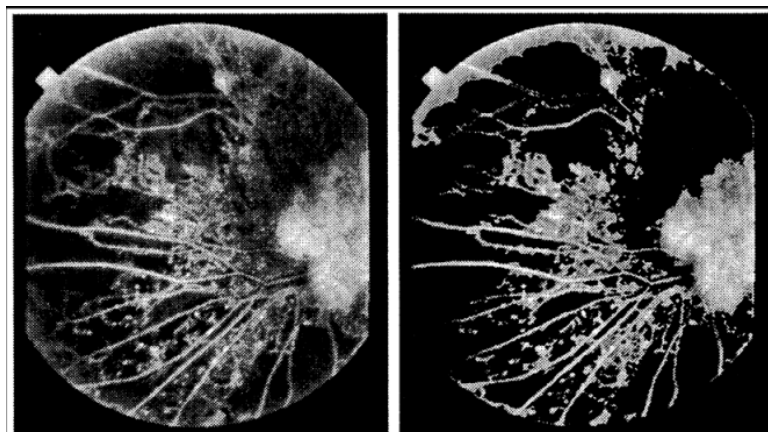


Ilustração 2 - Do lado esquerdo corresponde à imagem original da retina de um paciente diabético. Do lado direito, resultado após efectuado o processamento de sinal para determinar a glicose. [6]

2.4 Glicosúria

Este método mede a quantidade de glicose presente na urina. Embora ofereça vantagens de ser indolor e de baixo custo, não oferece resultados tão precisos como o teste invasivo, que consiste na picada do dedo. Este factor deve-se ao facto do medidor efectuar uma avaliação indirecta da glicémia, uma vez que os rins filtram a glicose na urina. Para a obtenção de melhores resultados, é necessário que o paciente esteja em jejum [7], o que também pode ser considerado como uma desvantagem.

2.5 Impedância das Ondas Rádio

Quando a corrente atravessa uma solução, a amplitude e a fase da corrente são atenuadas consoante a concentração da glicose. No sangue, a glicose é a substância que apresenta maior concentração quando comparada com outros solutos. Não existem muitos dados acerca desta tecnologia. Uma possível desvantagem deste método é o facto de outras substâncias poderem interferir significativamente com os resultados da medição da glicose [8].

2.6 Polarimetria

A polarimetria é uma técnica bastante útil na análise de substâncias opticamente activas. O grau de actividade óptica é uma propriedade física específica de cada substância, podendo por isso ser usada para a caracterizar.

O instrumento usado para estudar a actividade óptica em moléculas quirais designa-se por polarímetro. Este aparelho é constituído por um polarizador, um recipiente onde é colocada a amostra, um analisador com escala acoplada e um detector. Para o seu funcionamento é ainda necessário uma fonte de luz emissora não polarizada.

Ao atravessar o polarizador a luz torna-se polarizada, sendo que o plano da polarização da luz é posteriormente desviado pela solução que contém a glicose, desvio esse que é medido pelo prisma analisador. Usualmente o valor da rotação medido é expresso em graus, sendo esta a unidade convencional adoptada ao longo do trabalho. O ângulo de rotação (α) pode ser positivo ou negativo, dependendo se o desvio do plano da luz polarizada se faz no sentido dos ponteiros do relógio (positivo) ou no sentido contrário aos ponteiros do relógio (negativo). A rotação sofrida é proporcional à concentração de glicose presente na amostra e do seu percurso óptico.

O medidor de glicose desenvolvido terá como base o conceito de polarimetria, sendo este método desenvolvido com maior detalhe no seguinte capítulo.

Actualmente já existem diversos polarímetros digitais baseados nesta tecnologia nos quais é possível obter concentrações de glicose, desde 0,1g/ml até 1,2 g/ml, com um erro de aproximadamente 4,5% [9]. Esta tecnologia já permitiu determinar concentrações de glicose em coelhos, cuja amostra foi obtida através do líquido ocular, com um erro médio de 4,9% e um desvio padrão de 17%. [10]

Para confirmar o valor das concentrações das amostras a serem utilizadas no decorrer do presente trabalho, será utilizado um polarímetro analógico que tem como base o conceito da polarimetria. Este utiliza uma lâmpada de sódio e uma fonte de alimentação externa. A sua leitura é realizada através de duas etapas, o que o torna um processo mais demorado do que aquele que está a ser tratado nesta dissertação. O processo necessário para a obtenção do valor da rotação deste é idêntico ao polarímetro de *Laurent*, que será descrito no subcapítulo que se segue.

O polarímetro usado Bellingham, *Stanley limited*, de 1976, possui um porta-amostras com um percurso óptico de 20 cm, portanto 20 vezes superior ao porta-amostras usado neste trabalho. Por esse motivo, o polarímetro analógico tem a desvantagem de necessitar mais líquido no recipiente para realizar a amostragem, no entanto, ao possuir um recipiente maior significa que a luz ao atravessar a amostra vai sofrer uma maior rotação.

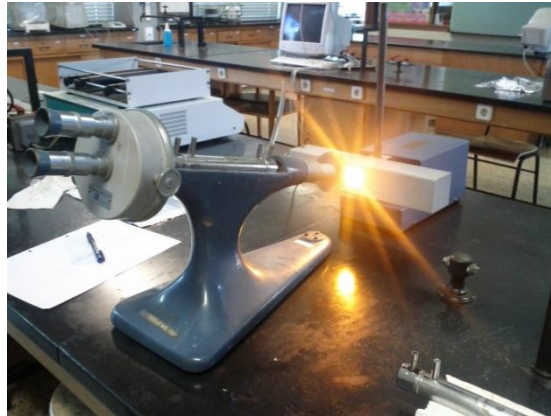


Ilustração 3 - *Bellingham, Stanley limited*.

No entanto é necessário ter em especial atenção que o comprimento de onda da luz emissora, deste polarímetro analógico é diferente do comprimento de onda do polarímetro implementado. O polarímetro *Bellingham* utiliza uma luz amarela de sódio cujo comprimento de onda é de 589nm. Deste modo, e dado que o tamanho do recipiente no qual se coloca a amostra, é vinte vezes superior ao usado neste trabalho, é necessário recalcular os valores da rotação para cada amostra a realizar, de modo a confirmar se as concentrações estão correctas.

2.7 Métodos Alternativos

Além dos polarímetros baseado em cristais líquidos, existem outros tipos de polarímetros no qual baseiam-se em métodos diferentes ao utilizado neste trabalho.

Como alternativa poderia ser usado o polarímetro de *Laurent half-shade*, o polarímetro de Biquartzo ou de *Lippich*.

Polarímetro de *Laurent half-shade*

Este polarímetro utiliza dois prismas de *Nicol*, sendo que o primeiro é denominado de polarizador, enquanto o segundo actua como um analisador. É utilizado na sua constituição uma fonte de luz de sódio e uma placa semicircular de quartzo, cujo corte é efectuado paralelamente ao seu eixo de óptico de polarização. Esta placa é agregada a uma outra placa semicircular de vidro, formando um compósito circular, denominado de placa de *Laurent*. A espessura da placa de quartzo tem que ser determinada por forma a provocar um atraso de onda de $\lambda/2$, sendo que a espessura do vidro é imposta pela espessura da placa de quartzo, de forma a transmitir e absorver a mesma quantidade de luz.

Supondo que o plano de polarização da luz que incide na placa de *Laurent* é segundo o eixo AB, da ilustração 4, fazendo um ângulo θ com o eixo yOy . A luz polarizada ao atravessar a placa semicircular de quartzo vai sofrer uma rotação devido à birrefringência do cristal, sendo que o seu plano de polarização passa a ser segundo o eixo CD, enquanto a luz polarizada que passa pela placa semicircular de vidro mantém o seu eixo de polarização segundo o eixo AB. Caso o analisador tenha um eixo de polarização segundo o eixo yOy , de forma a intersectar o ângulo AOC, então a intensidade da luz incidente de ambas semicircunferências serão iguais, apresentando uma cor cinza homogénea. Caso se rode o analisador para a direita do eixo yOy então a metade direita apresentará uma cor mais luminosa do que a outra metade e vice-versa.

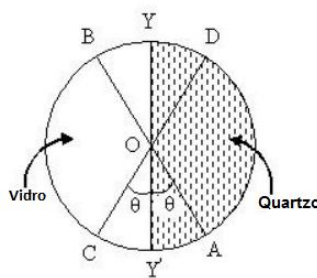


Ilustração 4 - Direcção do plano de polarização da luz.

Para efectuar a calibração deste aparelho é necessário rodar o analisador para que a circunferência apresente uma tonalidade luminosa homogénea, sendo este o marco zero para efectuar a medição. Após este passo é necessário colocar a amostra, dado que esta vai provocar uma rotação na luz polarizada, resultando numa alteração da tonalidade da cor presente na circunferência. Como tal é necessário rodar o analisador por forma a obter uma circunferência que apresente uma tonalidade homogénea, sendo que a rotação efectuada no analisador corresponde à rotação imposta pela amostra. A escala deverá estar incorporada no próprio analisador.

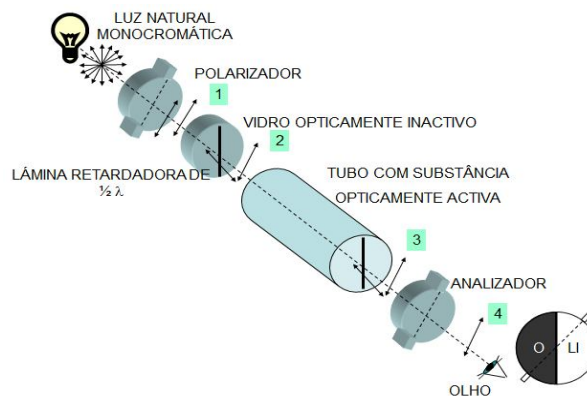


Ilustração 5 - Polarímetro de *Laurent*, ao colocar uma amostra.

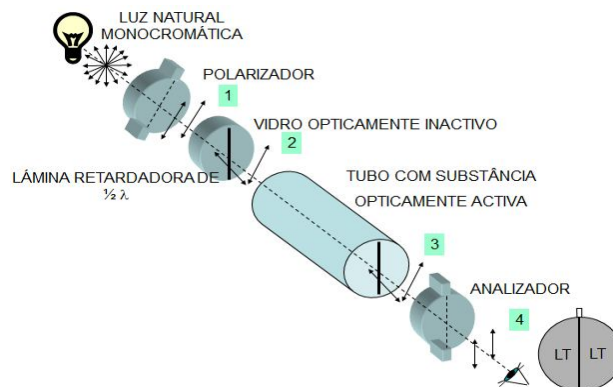


Ilustração 6 - Polarímetro de *Laurent*, ao ajustar o analisador.

Polarímetro BIQUARTZO

É um instrumento simples e preciso, no entanto é um processo que exige maior sensibilidade por parte de quem está a analisar a amostra, comparando com o polarímetro anterior. É um polarímetro semelhante ao anterior, no entanto apresenta as seguintes diferenças:

1. A placa semicircular de quartzo (placa de *Laurent*) passa a ter uma placa de biquartzo.
2. A luz de sódio é substituída por uma luz branca.

O polarímetro de Biquartzo é então constituído por duas placas semicirculares de quartzo, onde uma placa provoca uma rotação da luz polarizada no sentido horário e a outra no sentido anti-horário. Ambas são cortadas perpendicularmente ao eixo óptico e juntam-se ao longo do diâmetro, formando um compósito circular. A espessura de cada placa é tal que faz rodar o plano de polarização 90° para a luz amarela. Quando a luz polarizada atravessa a placa de biquartzo normalmente, esta passa a deslocar-se ao longo do eixo óptico e por conseguinte o fenómeno de dispersão rotativo tem lugar, sendo que diferentes cores sofrem rotações diferentes.

Deste modo, tal como se verificou no polarímetro anterior, é necessário rodar o analisador de modo a obter uma cor homogénea, mais concretamente um tom de cinza. Ao colocar a amostra, esta irá provocar uma rotação que influenciará nos tons obtidos, sendo posteriormente necessário rodar o analisador de modo a obter a cor cinza novamente, verificando assim a rotação provocada pela amostra.

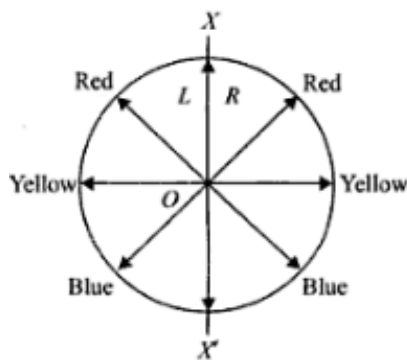


Ilustração 7 - Funcionamento da placa de Biquartzo.

Polarímetro de *Lippich*

O polarímetro de *Lippich* é semelhante ao polarímetro de *Laurent*, no entanto em vez de usar a placa de *Laurent* utiliza um prisma de *Nicol*. Esta alteração possibilita a utilização de uma fonte luminosa de qualquer comprimento de onda. O prisma de *Nicol* adicional cobre metade do campo de vista. Supondo que o primeiro prisma tem um eixo de polarização segundo o eixo AB e o segundo prisma adicional um eixo de polarização segundo o eixo CD, sendo que o ângulo formado entre estes dois é dado por θ . Ao rodar o analisador de forma a ter um eixo de polarização segundo o eixo AB, a metade que não é cobrida pelo prisma adicional apresentará uma maior intensidade luminosa, enquanto a outra metade ficará obscura. Caso o analisador tenha um eixo de polarização segundo o eixo CD, verificar-se-á o oposto ao anterior.

Caso o analisador esteja com um eixo de polarização segundo o eixo yOy, poderá verificar-se numa circunferência cuja intensidade luminosa de cinza é homogénea. Uma outra versão deste polarímetro consiste na utilização de dois prismas a seguir ao analisador. Os eixos de polarização destes dois são paralelos entre si, formando um ângulo θ com o polarizador. Neste tipo de polarímetro é necessário homogeneizar a circunferência como nos restantes polarímetros, no entanto este já não se encontra dividido ao meio, sendo que a circunferência é agora composta por três partes.

3. Metodologia Adoptada

3.1 Introdução Teórica

A natureza das oscilações resulta da existência de estados de polarização específicos das ondas electromagnéticas. O estado de polarização é uma parte essencial na área da óptica, dado que esta polarização pode ser analisada, alterada e utilizada em diversas áreas.

Em determinados dispositivos, a polarização da luz desempenha um papel fundamental. Um exemplo prático, presente neste trabalho, consiste na análise da rotação da luz ao atravessar uma solução que contém substâncias opticamente activas.

O grau da rotação pode ser um indicativo das características do paladar dos alimentos, permitindo diferenciar se um dado alimento possui um sabor mais amargo ou doce, dependendo da concentração de açúcar e o tipo deste.

Uma das contribuições de Maxwell foi demonstrar que a óptica é um ramo do electromagnetismo e que um feixe de luz é uma configuração de campos eléctricos e magnéticos que se propagam ao longo do tempo e do espaço. [11]

É difícil imaginar até que ponto o ser humano pode ser sujeito a radiação electromagnética das várias regiões do espectro. No quotidiano existem ondas electromagnéticas cujas origens podem ser provenientes das lâmpadas, motores aquecidos dos automóveis, máquinas de raio-X, relâmpagos, matéria radioactiva existente no solo, sinais de rádio e televisão entre muitas outras.

A radiação, consoante o seu comprimento de onda, corresponderá a uma categoria, como se poderá averiguar na seguinte ilustração. A região visível do espectro electromagnético é naturalmente de particular interesse, dado que esta é a radiação visível para o ser humano. O intervalo, do comprimento de onda, da luz visível encontra-se compreendido entre 400nm e 700nm.

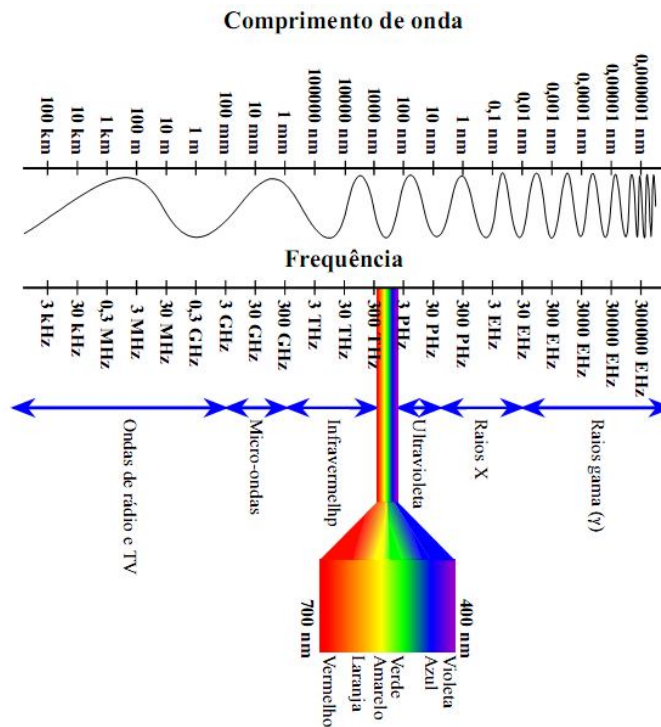


Ilustração 8 - Diagrama radiação electromagnética, para diversos comprimentos de onda.

3.1.1 Polarização da luz

A luz quando possui uma orientação do campo eléctrico, oscilando numa única direcção, não variando ao longo da direcção, é considerada como luz polarizada linearmente. Pode ser considerada uma luz polarizada circularmente, quando a sua orientação varia gradualmente ao longo da direcção no sentido horário, ou anti-horário. A luz pode ainda ser chamada de luz monocromática quando é constituída por apenas um único comprimento de onda.

Na ilustração 9, a onda electromagnética é polarizada segundo o eixo dos yy 's, tendo uma direcção de propagação segundo o eixo dos xx 's. Significa portanto que o campo eléctrico é paralelo à direcção dos yy 's em todos os pontos ao longo da onda.

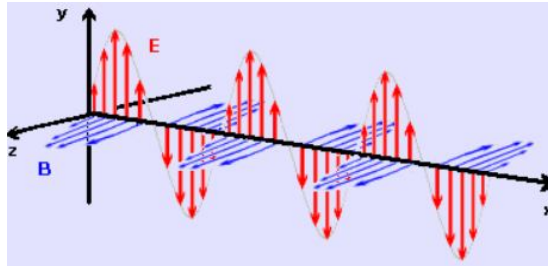


Ilustração 9 - Onda plana polarizada.

O esboço traçado pelo vector campo eléctrico, num plano transversal à direcção de propagação, é denominado de polarização de onda electromagnética, que para o exemplo dado é o eixo do Y.

A luz não polarizada pode ser interpretada como o somatório de inúmeras ondas independentes, cujos planos de vibração estão orientados aleatoriamente, em torno da direcção de propagação. Neste caso diz-se que a onda é não polarizada.

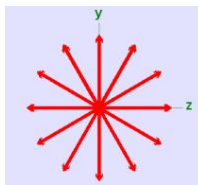


Ilustração 10 - Onda não polarizada.

No entanto a luz não polarizada pode tornar-se polarizada, através de um polarizador, como se explicará mais adiante, sendo que a luz polarizada é uma onda electromagnética em que o campo oscila apenas num dado plano. A luz pode então ser polarizada linearmente, ou polarizada circularmente, para a direita, ou para a esquerda. Existe também a possibilidade de a luz possuir uma polarização elíptica, caso o campo eléctrico da onda descreva uma elipse no plano perpendicular à direcção de propagação.

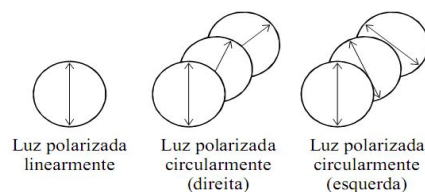


Ilustração 11 - Diferentes exemplos de polarizações da luz.

3.1.2 Polarizadores por absorção selectiva - Dicroísmo

A função de um polarizador é, como o nome indica, polarizar a luz que nele incide. Existem quatro tipos de polarizadores, baseados em quatro fenómenos diferentes: dicroísmo, reflexão, dispersão e birrefringência. Para o trabalho em questão, foi usado o dicroísmo e será este que será abordado ao longo deste subcapítulo.

Certos cristais e materiais sintéticos podem apresentar diferentes graus de absorção de ondas eléctricas, conforme a sua polarização. A esta propriedade é denominado de dicroísmo.

Todos os polarizadores são caracterizados por possuírem um eixo de polarização. Conhecendo o grau de polarização do polarizador, é possível saber qual o eixo de polarização no qual a onda continua o seu percurso, podendo sofrer uma atenuação na amplitude do sinal.

Os filtros polarizadores são placas constituídas por um material flexível, que tem a sua polarização estabelecida durante o seu processo de fabricação. A direcção de polarização é estabelecida de modo a que as moléculas, do material que compõe o polarizador, fiquem alinhadas e paralelas entre si. Desta forma quando o polarizador for incidido, com ondas de luz, só vai deixar passar a componente paralela à orientação do filtro polarizador.

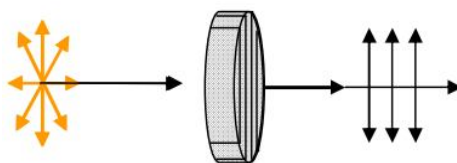


Ilustração 12 - Polarização linear de 90°.

No exemplo anterior, utilizou-se um polarizador de 90°. Como tal, ao incidir uma luz não polarizada sobre o polarizador, este apenas vai deixar passar a componente paralela à sua direcção de polarização.

Caso seja adicionado mais um filtro polarizador ao trajecto luminoso, o efeito depende do ângulo formado entre as orientações dos polarizadores. Geralmente, o

segundo polarizador é denominado de analisador e encontra-se antes do detector. No caso da ilustração 13, o ângulo formado entre os dois polarizadores é θ .

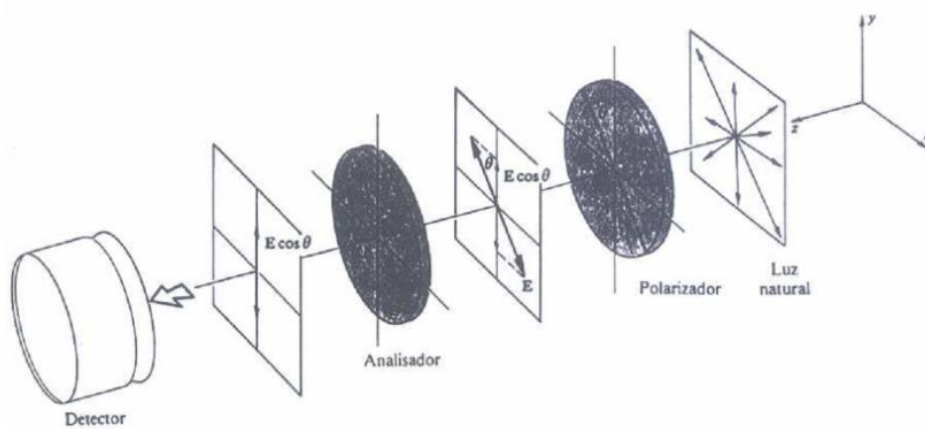


Ilustração 13 - Polarização da luz por absorção selectiva.

Considerando a amplitude do campo eléctrico, transmitido pelo primeiro polarizador, E , apenas a sua componente paralela ao eixo de transmissão do segundo polarizador, $E \cos(\theta)$, alcançará o detector (admitindo um polarizador ideal sem absorção). Como a intensidade média I (em W/m^2) de uma onda electromagnética é proporcional ao quadrado da amplitude do campo eléctrico podemos escrever:

$$I(\theta) = c * \frac{\epsilon_0}{2} * E_0^2 \cos^2(\theta) \quad (3.1)$$

Dado que o meio de propagação é o mesmo e admitindo que não existem perdas no seu percurso, podemos admitir que $c * \frac{\epsilon_0}{2} * E_0^2$ é uma constante. Deste modo a equação pode ser reescrita, como sendo a lei de *Malus*:

$$I(\theta) = I_m \cos^2(\theta) \quad (3.2)$$

Onde:

$I(\theta)$ - Intensidade da onda (W/m^2)

I_m - Intensidade máxima de transmissão

θ - Ângulo formado entre os eixos de propagação dos filtros

Na equação (3.2), a intensidade luminosa transmitida é máxima para ângulos de Θ igual a 0° e 180° (orientação paralela), e mínima para ângulos de 90° e 270° (ortogonais entre si). A ilustração 14 representa o comportamento de dois filtros ópticos com uma relação de ângulo, Θ , de 90° entre si. Sendo assim, a intensidade de luz transmitida após passar pelo segundo filtro polarizador é mínima, idealmente nula.

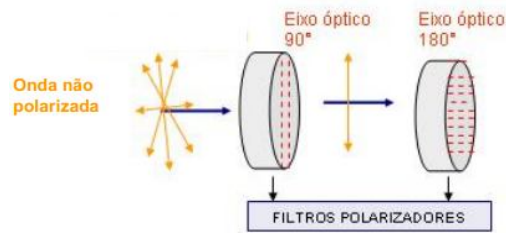


Ilustração 14 - Polarização recorrendo a dois filtros polarizadores, ortogonais entre si.

3.1.3 Actividade Óptica

Substância opticamente activa

Algumas substâncias, sólidas ou líquidas, possuem a capacidade de rodar o plano de polarização de um feixe de luz linearmente polarizado.

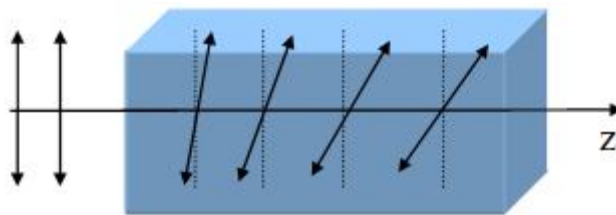


Ilustração 15 - Substância opticamente activa.

Como referido anteriormente, a rotação pode ser realizada no sentido horário ou anti-horário.

Rotação Específica

O ângulo de rotação do plano de polarização, α , depende de diversos factores, tais como a distância percorrida pela luz polarizada, dentro da substância a ser analisada. Depende também da concentração da substância opticamente activa e de uma característica intrínseca da matéria a ser analisada, denominada de poder rotatório específico. O poder rotatório específico é definido como sendo o ângulo rodado por decímetro, para uma concentração de uma grama por mililitro. A expressão que relaciona estes parâmetros é conhecida como a lei de *Biot* (3.3).

$$[\alpha]_{\lambda}^{\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \quad (3.3)$$

Onde:

- $[\alpha]_{\lambda}^{\circ}$ - Corresponde à rotação específica ou poder rotatório específico;
- α - Corresponde à rotação sofrida da luz polarizada (em graus);
- l - Corresponde ao comprimento do tubo, onde está contida a amostra (dm);
- c - Corresponde à concentração da substância, expresso em g/ml;

Para além destes aspectos, o valor da rotação depende também do comprimento de onda a ser usado, do pH da solução e da temperatura da amostra. Historicamente, as medições polarimétricas realizadas, são por norma obtidas no âmbito de um conjunto de condições padrão. O tubo onde é inserido a amostra, tem normalmente um comprimento de 10 cm, o comprimento de onda é normalmente o da linha verde de mercúrio (5461 *Angstroms*) e a temperatura de referência é de 20°C.

Dos factores secundários referidos, o comprimento de onda da luz é aquele que apresenta uma maior influência, dado que este afecta directamente o poder rotatório específico da glicose. Para o caso em questão, foi usada uma fonte luminosa, cujo comprimento de onda é de 633nm.

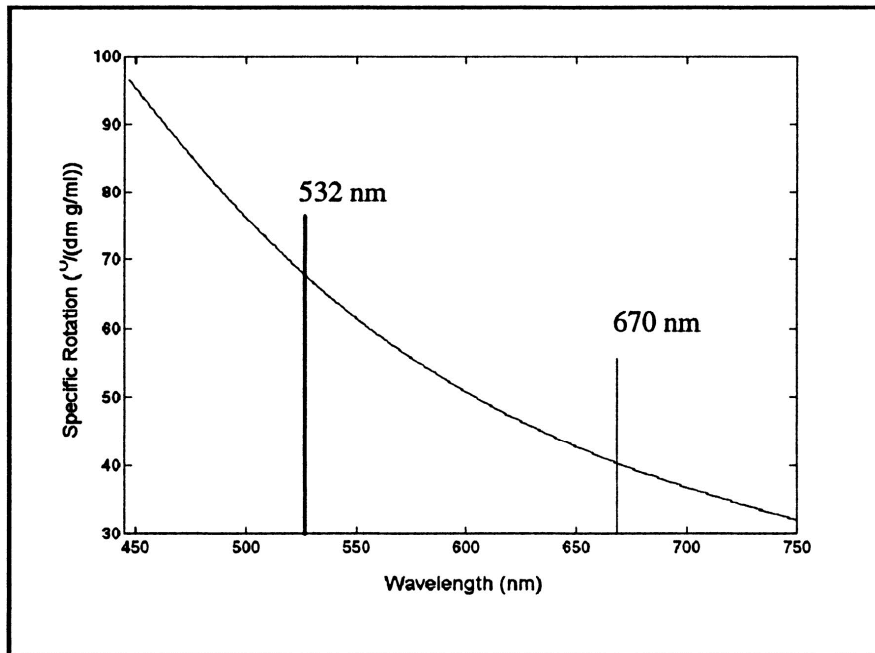


Ilustração 16 - Influência do comprimento de onda na rotação específica da glicose.

Analisando o gráfico anterior é possível chegar à conclusão que com o aumento do comprimento de onda, menor será o valor da rotação específica. Ao alterar o comprimento de onda de 670nm para 532nm, é possível verificar que o valor da rotação específica sofreu um aumento de aproximadamente duas vezes.

A ilustração 17 demonstra a rotação sofrida pela luz polarizada, ao atravessar um recipiente, de comprimento l , contendo uma substância opticamente activa.

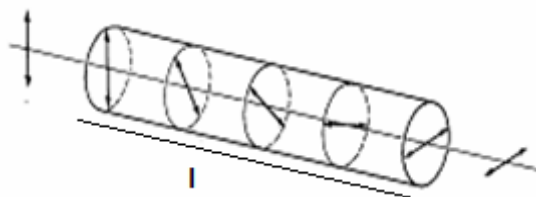


Ilustração 17 - Rotação do plano polarização da luz devido à actividade óptica da substância.

A tabela 1 apresenta diversas substâncias opticamente activas e respectivas rotações específicas. De salientar que os dados, apresentados na tabela, são válidos para uma temperatura de 20°C e um comprimento de onda de 589nm. Nesta tabela

considerou-se que as substâncias que rodam em sentido horário são consideradas positivas, caso contrário são negativas.

Tabela 1 - Rotação específica para várias substâncias.

Substância dissolvida em água	Rotação específica $[\alpha]_{589\text{ nm}}^{20^\circ}$ [$^\circ\text{cm}^3/\text{g dm}$]
Sacarose	+66,54
Glicose	+52,74
Frutose	- 93,78
Maltose	+137,5
Lactose	+55,3
Dextrose	+194,8

No entanto a fonte de luz utilizada, neste trabalho, apresenta um comprimento de onda de 633nm, o que faz com que o valor da rotação específica seja diferente. Para este comprimento de onda o valor da rotação específica da glicose é de 45,62 [$^\circ\text{cm}^3/\text{g dm}$]. [12]

Considerando o exemplo das bebidas comerciais, estas podem conter várias substâncias opticamente activas, com diferentes concentrações. Neste caso o valor medido corresponde ao somatório das rotações induzidas pelo conjunto das substâncias opticamente activas. Ou seja, a determinação da glicose só é possível se forem conhecidas as concentrações de todas as outras substâncias opticamente activas, presentes na amostra.

A tabela que se segue tem como objectivo apresentar o valor da rotação específica da glicose para vários comprimentos de onda à temperatura de 20°C.

Tabela 2 - Rotação específica para diversas fontes de luz, cujo comprimento de onda difere entre os vários.

Fonte de luz	Comprimento de onda [nm]	Rotação específica $[\alpha]_{\lambda}^{20^\circ}$ [$^\circ\text{cm}^3/\text{g dm}$]
Mercúrio, luz verde	546,23	+64,59
Sódio, luz amarela	589,44	+52,74
Laser HeNe	632,99	+45,62
NIR	882,6	+28,55

Além do comprimento de onda, existem outros parâmetros que influenciam a rotação tal como a temperatura, apesar de esta não ser tão influente quanto o comprimento de onda. A variação da rotação específica da glicose com a temperatura é descrita pela equação (3.4), sendo também apresentado uma tabela com a variação do mesmo (tabela 3). [13] Nesta é possível verificar que com o aumento da temperatura, o valor da rotação específica da glicose diminui, o que implica que a rotação que a luz polarizada sofre é menor.

$$[\alpha]_{633nm}^{T(^{\circ})} = [\alpha]_{633nm}^{20^{\circ}} [1 - 0,000471 (t - 20)] \quad (3.4)$$

Tabela 3 - Rotação específica da glicose para diversos valores de temperatura.

Temperatura (°C)	Rotação específica [α] _{633nm} ^{20°} [°cm ³ /g dm]
20	45,62
21	45,60
25	45,51

3.1.4 Polarimetria

A rotação do plano de polarização da luz, ao atravessar uma solução que contém glicose e/ou outra substância opticamente activa, é proporcional à sua concentração e ao seu percurso óptico. [14] É através desta rotação que vai ser possível determinar o valor da concentração da substância que está a ser analisada, através da equação de *Biot* (3.3).

Consoante a substância presente na amostra, caso seja opticamente activa, vai fazer com que a luz polarizada rode para a direita ou para a esquerda. A substância será considerada dextrogira caso rode para a direita, ou, levogira caso rode para a esquerda. No caso particular da glicose, esta possui uma característica dextrogira.

Este fenómeno de rotação ocorre em virtude da composição das moléculas que constituem a solução, sendo que só ocorre em moléculas quirais. Uma substância quiral é uma substância para a qual não existe nenhum ponto onde a sua imagem espelho pode ser sobreposta sobre si mesma. [15]

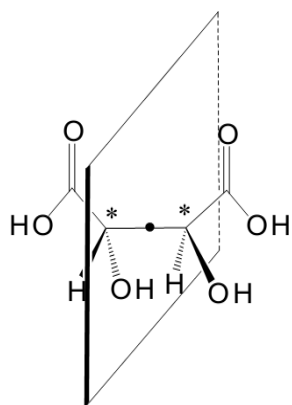


Ilustração 18 - Exemplo de uma molécula quiral (Ácido tartárico).

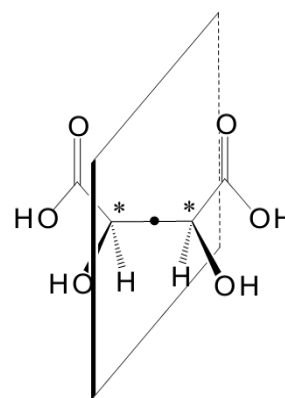


Ilustração 19 - Exemplo de uma molécula aquiral, ou não quiral (Ácido meso-tartárico).

Este fenómeno foi descoberto pelo cientista francês *Jean Baptiste Biot*, no início do século dezanove, onde observou que um feixe de luz polarizado, ao atravessar uma solução que contém moléculas quirais, sofre uma rotação. Este fenómeno foi então denominado de rotação óptica, ou actividade óptica. [16]

Polarímetro

Como já foi referido anteriormente, uma das formas possíveis de determinar a glicose numa solução é através da polarimetria. As medições são realizadas através da passagem de uma luz emissora polarizada, que ao passar por uma substância opticamente activa vai sofrer uma rotação. A ilustração 20 representa o funcionamento básico de um polarímetro.

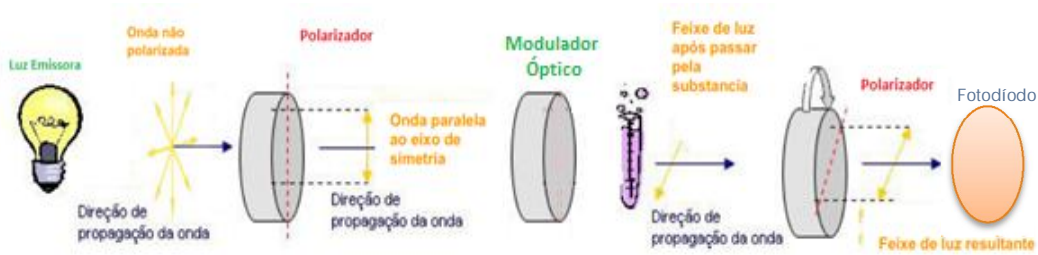


Ilustração 20 - Conceito base de um polarímetro.

Em termos gerais, o funcionamento de um polarímetro com um modulador electroóptico é explicado da seguinte forma, uma fonte de luz não polarizada envia um feixe de luz em todas as direcções perpendiculares ao seu eixo de propagação. Esta, ao passar pelo primeiro polarizador, fica polarizada num único plano. Em seguida a luz atravessa o modulador e a amostra até chegar ao segundo polarizador que tem o eixo de polarização perpendicular ao primeiro. Na versão mais simples deste tipo de polarímetro a função do modulador é apenas anular a rotação introduzida pela amostra. A rotação imposta pelo modulador é ajustada electronicamente para minimizar o sinal que chega ao fotodiodo, obtendo-se por esta via a rotação imposta pela amostra, sendo esta simétrica à rotação introduzida pelo modulador. Esta descrição corresponde na realidade à aplicação mais simples do modulador. Na prática são usadas estratégias de modulação mais complexas atendendo às características e limitações do tipo de modulador usado, tendo como objectivo maximizar a sensibilidade do dispositivo. Nos capítulos seguintes serão abordadas as estratégias de modulação e de derivação do ângulo de rotação com maior detalhe. Salienta-se desde já as vantagens comuns a todos os polarímetros deste tipo: não dependem da acuidade visual do utilizador, não dependem da rotação de partes mecânicas nem necessitam da intervenção manual por parte do utilizador.

Matriz de Jones

O percurso que um feixe de luz faz desde que é emitido até à saída de um sistema de lentes, pode ser descrito por matrizes. De acordo com o elemento em questão, a matriz de *Jones* pode ser definida através das matrizes da tabela 4.

Tabela 4 - Matriz de Jones para diferentes elementos ópticos.

Elemento Óptico	Matriz de Jones
Polarizador Linear Horizontal	$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$
Polarizador Linear Vertical	$\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$
Polarizador Linear a + 45°	$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix}$
Polarizador Linear a - 45°	$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix}$
Lâmina de ¼ de comprimento de onda, eixo rápido vertical	$e^{i\pi/4} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -i \end{bmatrix}$
Lâmina de ¼ de comprimento de onda, eixo rápido horizontal	$e^{i\pi/4} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{bmatrix}$
Polarizador Circular Direito	$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & i \\ -i & 1 \end{bmatrix}$
Polarizador Circular Esquerdo	$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & -i \\ i & 1 \end{bmatrix}$

A multiplicação de matrizes não é comutativa mas sim associativa, e como tal é possível que vários dispositivos possam ser representados como uma só, gerando assim uma única matriz que descreve todo o sistema óptico.

Modulador Óptico (Controlador Eléctrico Óptico de Cristal Líquido)

A escolha do cristal líquido neste projecto, para modulador óptico, deve-se ao facto de este possuir uma dimensão pequena, cerca de 5 a 10cm, e devido à sua tensão de polarização ser mais baixa do que o modulador electroóptico baseados no efeito de *Faraday*. A tensão de polarização do cristal usada neste trabalho é de $8 V_{\text{pico-a-pico}}$.

Este pode ser descrito segundo uma matriz de *Jones*. A matriz de *Jones* 'R' descreve o modulador óptico, onde α corresponde ao ângulo de rotação.

$$R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

Um retardador variável linear, colocado entre duas lâminas $\lambda/4$, ortogonais entre si, cujos eixos fazem um ângulo de $+/- 45^\circ$ com o retardador linear, actua como um rotor de azimuth óptico que roda o estado de polarização em torno do eixo.

O arranjo da ilustração 21 pode ser descrito através da matriz (3.6).

$$R_M = \begin{bmatrix} \cos \frac{\Gamma}{2} & \sin \frac{\Gamma}{2} \\ -\sin \frac{\Gamma}{2} & \cos \frac{\Gamma}{2} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

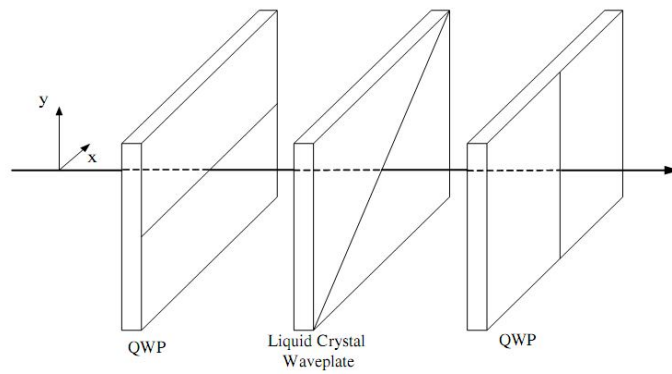


Ilustração 21 - Representação do cristal líquido entre duas placas de quarto de onda.

Sendo que Γ corresponde ao desfasamento produzido pelo cristal líquido.

$$\Gamma = \frac{2\pi (\Delta n)d}{\lambda}$$

Onde:

- Δn - Variação da refração criada pelo cristal líquido;
- d - Espessura do cristal líquido pelo qual o feixe de luz irá passar;
- λ - Comprimento de onda do laser em questão;

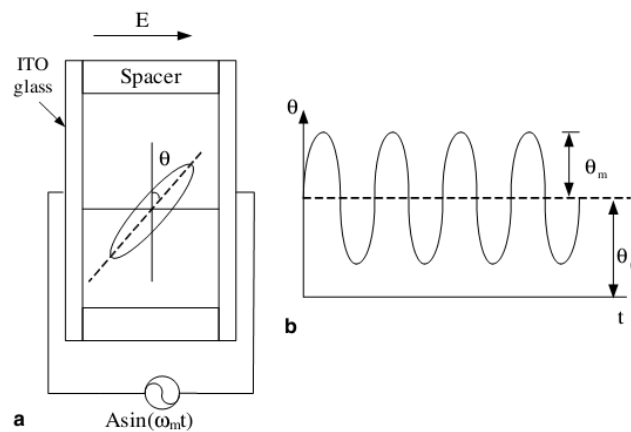


Ilustração 22 - Estimulação do cristal líquido, recorrendo a um sinal sinusoidal.

Como apresentado anteriormente, o modulador de rotação electroóptico é composto por duas lâminas ortogonais entre si e um retardador de cristal líquido, sendo necessário estimulá-lo com por uma tensão sinusoidal, do tipo $A \sin(2 \pi v_m t)$.

O modulador óptico de cristal líquido LCW (*Liquid Crystal Waveplate*) é constituído por uma camada homogénea não torcida, encapsulada entre dois vidros revestidos por dois eléctrodos transparentes de ITO (*Indium Tin Oxide*). Devido à tensão aplicada ao cristal existe um campo eléctrico que atravessa o cristal líquido, sendo que as moléculas contidas neste tenderão a inclinar-se devido à existência deste campo, alterando o índice de refração do meio. Este efeito em conjunto com as lâminas de atraso gera uma rotação da polarização da luz.

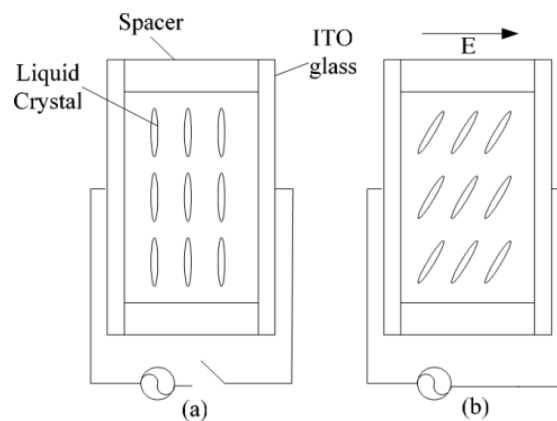


Ilustração 23 - Estrutura do cristal líquido (a- circuito aberto, b-circuito fechado).

O sistema representado na ilustração 20 pode ser expresso segundo a matriz (3.7). Neste foi considerado um primeiro polarizador cujo eixo de polarização é de 0° , um analisador de 90° e um modulador óptico, que inclui o cristal líquido e as lâminas de $\lambda/4$.

$$\vec{E} = \begin{bmatrix} E_x(t) \\ E_y(t) \end{bmatrix} = \overbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}^{\text{Analizador}(90^\circ)} \overbrace{\begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}}^{\text{Amostra}} \times \overbrace{\begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\Gamma}{2}\right) & \sin\left(\frac{\Gamma}{2}\right) \\ -\sin\left(\frac{\Gamma}{2}\right) & \cos\left(\frac{\Gamma}{2}\right) \end{bmatrix}}^{\text{LC Rotator}} \overbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}}^{\text{Polarizador}(0^\circ)} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin\left(\frac{\Gamma}{2} + \alpha\right) \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

Com $\Gamma = \Gamma_m \cos(4 * \pi * v_m * t + \varphi) + \Gamma_{DC}$, onde a amplitude de modulação Γ_m depende da frequência, v_m , da amplitude do sinal de tensão sinusoidal aplicado ao cristal e de Γ_{DC} que representa uma componente contínua de rotação provocada pelo cristal. A variável α representada na expressão (3.7) corresponde à rotação introduzida pela amostra.

Uma vez que a intensidade, I , da luz incidente no fotodíodo é proporcional ao quadrado do campo eléctrico:

$$\begin{aligned} I \propto E^2 &= \sin^2\left(\frac{\Gamma}{2} + \alpha\right) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2}\cos(\Gamma + 2 * \alpha) = \\ &= \frac{1}{2} - \frac{1}{2}\cos(2\alpha + \Gamma_m \cos(4 * \pi * v_m * t) \\ &\quad + \Gamma_{DC}) \end{aligned} \quad (3.8)$$

De salientar que é esperado no fotodíodo um sinal com o dobro da frequência em relação à frequência do sinal de tensão sinusoidal aplicado ao cristal líquido.

3.2 Descrição

O sistema proposto deve ser capaz de determinar o grau de rotação da luz polarizada, ao incidir em determinadas substâncias opticamente activas, analisando assim o seu grau de rotação molecular.

O projecto é dividido em três partes distintas:

- Módulo de óptica
 1. Díodo emissor, emitindo uma luz com um comprimento de onda de 633nm.
 2. Filtro polarizador fixo, responsável pela polarização linear do feixe.
 3. Um cristal líquido com duas lâminas de quarto de onda, seguido do recipiente com a amostra a ser analisada.
 4. Excitação do cristal líquido através de um sinal de tensão sinusoidal.
 5. Analisador que polariza novamente o feixe antes de incidir no fotodíodo.
 6. Fotodíodo que permitirá capturar o sinal, para posteriormente ser analisado e calculado o valor da concentração de glicose, presente na amostra.

- Detecção e acondicionamento do sinal
 1. Conversão da corrente proveniente do fotodíodo para tensão.
 2. Amplificação do sinal, com ganho variável.
 3. Filtragem do sinal.
 4. Sensor de temperatura para realizar a compensação do erro, dado que este factor altera o ângulo de rotação.

- Análise e interface com o utilizador
 1. Análise da rotação da luz, após efectuado o respectivo acondicionamento do sinal.
 2. Processamento do sinal e respectivo cálculo da rotação.
 3. Sistema composto por botões, onde é possível escolher a acção a efectuar. As acções disponibilizadas são: calibração do sistema, determinar a

concentração de uma substância presente na amostra, possibilidade da comunicação via *Bluetooth*, efectuar pedido de temperatura.

4. *Software* em *Java*, onde é possível estabelecer a ligação através da porta COM. Através deste é registado os valores da rotação, sendo possível a sua gravação em formato excel(.xls), word(.doc) e/ou de texto (.txt). É também registada a hora em que foi realizada a medição bem como a temperatura.

O projecto foi constituído por várias fases como se poderá ver mais adiante, no entanto o ponto de partida teve como base o esquemático representado na ilustração 24.

Nesta fase foram utilizados aparelhos de bancada, para verificar o correcto funcionamento dos algoritmos em estudo. Esta escolha deve-se ao facto de anteriormente, já ter sido possível a aquisição do valor da rotação da luz, usando o mesmo *hardware* [17]. O esquema global da primeira fase é constituído pelo seguinte diagrama.

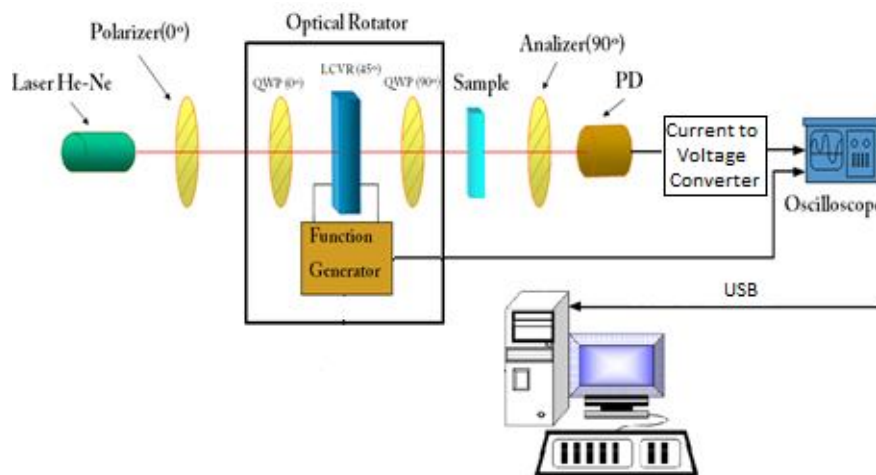


Ilustração 24 - Esquemático do sistema de medição de glicose.

O sistema implementado na primeira fase de desenvolvimento consiste na utilização de um laser *He-Ne* como emissor do feixe de luz, cujo comprimento de onda é de 632,8nm. Este é alimentado por uma fonte externa de corrente contínua.

O sistema é ainda constituído por um polarizador, um modulador de cristal líquido, o recipiente de quartzo onde é colocada a amostra, um analisador e um fotodíodo, como se pode ver na ilustração 25.

Para efectuar a leitura do valor de rotação da luz polarizada, após conversão e amplificação do sinal, é usado um osciloscópio cuja interface com o computador é realizada através do protocolo USB. Foi ainda necessário a utilização de um gerador de onda, para gerar a onda sinusoidal com uma frequência de 125Hz, e com uma amplitude de 8Volts pico-a-pico.

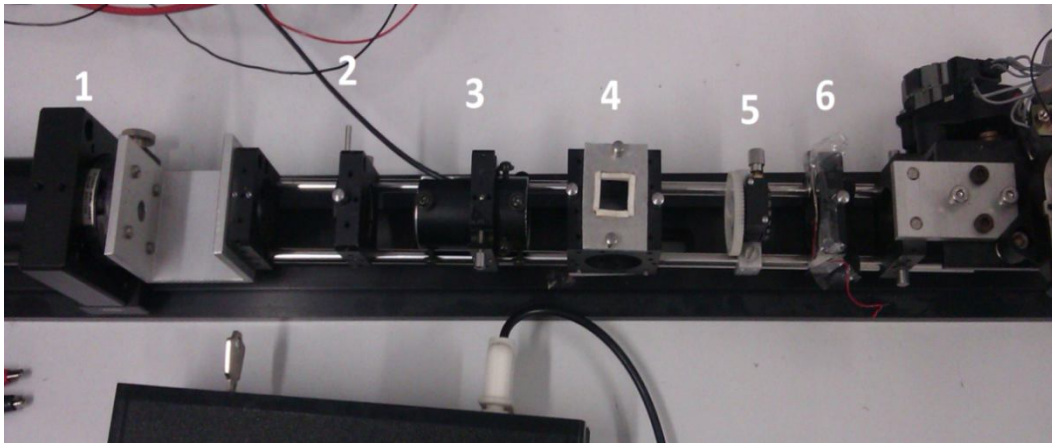


Ilustração 25 - Sistema de medição de glicose: (1) Laser (2) Polarizador (3) Cristal líquido (4) Amostra (5) Analisador (6) Fotodíodo.

3.3 Algoritmo I: Estratégia de Mistura e Filtragem

Para determinar o valor da rotação sofrida pelo feixe de luz polarizado, foram implementados dois algoritmos.

Através da expressão anterior (3.7) é possível verificar que o sinal no fotodíodo possui uma componente DC e uma componente AC. Para extrair o ângulo de rotação imposto pela substância opticamente activa, pode ser utilizado o algoritmo apresentado na ilustração 26, algoritmo que foi proposto por *Yu-Lung Lo* e *Tsung-Chih Yu*. [18] Este foi o algoritmo implementado na primeira fase do trabalho.

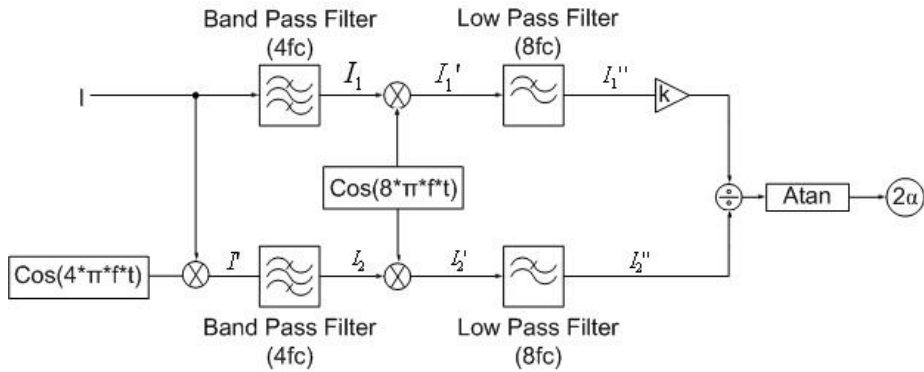


Ilustração 26 - Algoritmo de processamento de sinal.

Em ambos os algoritmos em estudo é necessário estabelecer um factor de ganho 'k', de forma a determinar o valor correctivo da rotação das amostras.

Como se verificou anteriormente, o sinal no fotodíodo, quando não existe nenhuma substância a ser analisada, é dado pela expressão (3.9). Quando a amostra em questão não possui nenhuma substância opticamente activa, ou quando não se encontra nenhuma substância a ser analisada, é expectável que a luz polarizada não sofra qualquer tipo de rotação, fazendo com que o valor da fase inicial seja zero.

$$I_{No-glu\ cos\ e} \propto \sin^2\left(\frac{\Gamma'}{2}\right) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2}\cos(\Gamma') \quad (3.9)$$

Onde, Γ' corresponde ao atraso provocado pelo cristal e pode ser definido como $\Gamma' = \Gamma_{DC} + \Gamma_m \cos(4\pi ft)$. Por sua vez Γ_{DC} é visto como uma componente contínua de rotação introduzida pelo cristal. Esta componente pode ser facilmente eliminada rodando o analisador por forma a compensar esse mesmo ângulo. Esta calibração só é necessária realizar uma vez sem a amostra presente.

As equações (3.10) e (3.11) derivadas por *Yu-Lung Lo e Tsung-Chih Yu*. [18] representam os sinais obtidos em I_1'' e I_2'' após a filtragem representada na ilustração 26.

$$I1'' = \frac{1}{2} J_2(\Gamma_m) \cos(2\alpha) \quad (3.10)$$

$$I2'' = \frac{1}{4} [J_1(\Gamma_m) - J_3(\Gamma_m)] \sin(2\alpha) \quad (3.11)$$

Para obter o valor correcto de α é necessário multiplicar $I1''$ por uma constante de ganho 'k'. Como se pode verificar o ângulo de rotação é dado pela expressão (3.12).

$$\alpha = \arctan\left(\frac{I2''}{k I1''}\right) \quad (3.12)$$

Para obter 'k' é necessário simular um ângulo α de 22,5° rodando o analisador. Posteriormente é necessário aplicar a expressão (3.13) para obter o valor correcto do parâmetro 'k'. Resumidamente, para determinar o valor da constante de ganho 'k' é necessário calibrar o sistema para que Γ_{DC} seja igual a zero e rodar novamente o analisador para $\alpha=22,5^\circ$.

$$\begin{aligned} k = I_{\tan(2\phi)} &= \frac{I2''}{I1''} = \frac{J_1(\Gamma_m) - J_3(\Gamma_m)}{2J_2(\Gamma_m)} \tan(2 \times 22,5^\circ) = \\ &= \frac{J_1(\Gamma_m) - J_3(\Gamma_m)}{2J_2(\Gamma_m)} \end{aligned} \quad (3.13)$$

Na prática foi utilizado uma outra alternativa para o cálculo de 'k' que consiste em determinar o valor máximo de $I2''$ e de $I1''$ ($I2_{\max}$ e $I1_{\max}$ respectivamente), que pode ser feito simulando uma amostra com uma rotação de $\alpha=0^\circ$ e $\alpha=45^\circ$ respectivamente. Uma vez mais as rotações da amostra podem ser simuladas rodando o analisador. O parâmetro 'k' pode então ser determinado através da seguinte expressão:

$$k = \frac{I2_{\max}''}{I1_{\max}''} = \frac{J_1(\Gamma_m) - J_3(\Gamma_m)}{2J_2(\Gamma_m)}$$

Em resumo, uma vez calibrado o sistema de determinado k , o valor da rotação da luz polarizada pode ser simplesmente determinado através da expressão (3.12).

Após determinar o valor da constante de ganho ' k ' é necessário calibrar o sistema cada vez que este é ligado, por forma a não existir um desfasamento inicial e tornar Γ_{DC} nulo.

O conceito da calibração consiste em rodar o analisador de forma a obter um sinal sinusoidal, que corresponde a ter uma rotação da luz polarizada de 0° . Ou seja, caso no fotodíodo haja um sinal como o do representado a vermelho na ilustração 27, é necessário rodar o analisador no sentido que permita obter um sinal como o representado a azul.

De salientar que o sinal obtido tem que ter o dobro da frequência, do sinal aplicado no cristal, caso contrário o sinal encontra-se em oposição de fase.

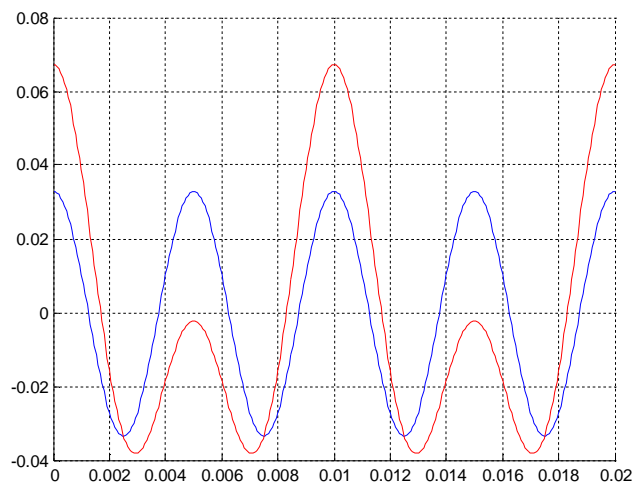


Ilustração 27 - Exemplificação da calibração: sinal azul - calibrado, sinal vermelho - não calibrado.

3.4 Algoritmo II: Estratégia de Amostragem Ótima

Foi também implementado um segundo algoritmo baseado na amostragem em instantes precisos e cálculo aritmético simples (J. Costa, R. Duarte, M. Fernandes, M.Vieira, *Low Complexity Liquid Cristal Polarimeter based on Optimal Sampling*-manuscrito em preparação), que possui um processamento de sinal mais simples, quando comparado com o método anterior. Para a validação deste algoritmo, foi realizado o respectivo código em *MATLAB*, com o mesmo *hardware* que na primeira fase, de modo a ter os mesmos meios de comparação.

Assumindo que 'I' é o sinal proveniente do fotodíodo, sendo A_1 uma constante que depende da intensidade do sinal.

$$I = A_1 \left[\frac{1}{2} - \frac{1}{2} \cos(2\alpha + \Gamma \cos(4\pi ft + \theta)) \right] \quad (3.14)$$

Depois de removida a componente DC o sinal é dado por:

$$I_{AC} = -\frac{A_1}{2} \cos(2\alpha + \Gamma \cos(4\pi ft + \theta)) - A_1 \xi(\Gamma, \alpha)$$

Em que $\xi(\Gamma, \alpha)$ é uma constante que depende da rotação introduzida pelo cristal e pela amostra.

Em cada ciclo o sinal possui dois máximos locais que passamos a designar I_1 e I_2

$$I_1 = -\frac{A_1}{2} \cos(2\alpha + \Gamma) - A_1 \xi(\Gamma, \alpha)$$

$$I_2 = -\frac{A_1}{2} \cos(2\alpha - \Gamma) - A_1 \xi(\Gamma, \alpha)$$

Consideramos ainda o ponto I_3 correspondente à intensidade no instante de tempo entre os dois máximos:

$$I_3 = -\frac{A_1}{2} \cos(2\alpha) - A_1 \xi(\Gamma, \alpha)$$

Por simples manipulação trigonométrica é possível verificar que

$$\frac{I_1 - I_2}{(I_1 + I_2)/2 - I_3} = \operatorname{tg}(2\alpha) \frac{\sin(\Gamma)}{\sin^2(\Gamma/2)}$$

Designando ‘y’ como

$$y = \frac{I_1 - I_2}{(I_1 + I_2)/2 - I_3} \quad (3.15)$$

Para obter a rotação da luz polarizada, é necessário utilizar a expressão (3.16).

$$\alpha = \operatorname{tg}^{-1}\left(\frac{y}{k}\right)/2 \quad (3.16)$$

Sendo ‘k’ uma constante de ganho do sistema, como verificado no algoritmo anterior.

$$k = \frac{\sin(\Gamma)}{\sin^2(\Gamma/2)} \quad (3.17)$$

Note-se que o parâmetro 'k' depende apenas da amplitude da oscilação angular introduzida pelo cristal. Uma vez definido o sinal de tensão aplicado ao cristal, o parâmetro 'k' pode ser determinado através de uma curva de calibração. Por sua vez o parâmetro 'y' pode ser facilmente determinado por amostragem nos instantes correspondentes a I_1 , I_2 e I_3 . Por fim o ângulo de rotação, α , pode ser obtido através da equação (3.16).

Para este algoritmo, e, tal como no primeiro algoritmo, é necessário calibrar o sistema cada vez que este é ligado, para que não haja um desfasamento inicial, tornando Γ_{DC} igual a zero, que resulta num valor de rotação nulo. Após a realização da calibração, a amostra tem em conta a diferença da rotação em relação à rotação considerada como calibração.

Para determinar a concentração da substância presente na amostra é necessário recorrer à expressão (3.3), como já foi referido, no entanto é necessário saber à priori qual a substância presente na amostra.

4. Implementação

O presente capítulo descreve as várias etapas de implementação do sensor óptico de glicose baseado num cristal líquido. A sua implementação consistiu em várias etapas ao longo do projecto, de forma a poder validar os dois algoritmos em estudo e o *hardware*. O fluxograma dos vários procedimentos pode ser acompanhado no seguinte diagrama.

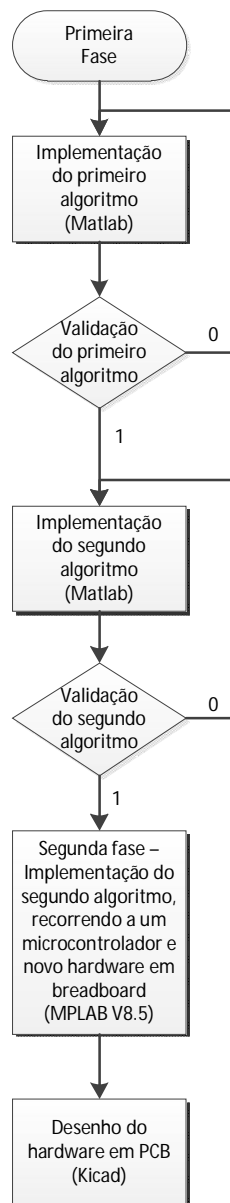


Ilustração 28 - Fluxograma do procedimento realizado.

O projecto em questão foi composto por duas fases de desenvolvimento. A primeira fase recorre a instrumentos de bancada e a um computador que possua o programa *Matlab*. Nesta fase foram implementados e testados os dois algoritmos para a determinação do valor da rotação da luz polarizada. O código efectuado foi realizado em *Matlab*, sendo que para o primeiro algoritmo teve como base, um código já existente [17].

A implementação do primeiro algoritmo foi necessária de modo a existir um termo de comparação para a validação do segundo algoritmo.

Na segunda fase, foram usados módulos de *hardware* autónomos evitando o recurso a um computador, osciloscópio, gerador de funções e conversores corrente-tensão. Dado que a luz emissora (laser *He-Ne*), da primeira fase, necessitava de uma fonte de alimentação externa e dado que esta possuía dimensões relativamente grandes, houve interesse em trocar este por um díodo laser na segunda fase de desenvolvimento.

Para programar o microcontrolador em questão foi usado o programa *MPLAB* v8.5, com o compilador C30. Para o desenho das placas em circuito impresso foi usado o programa *freeware*, *Kicad*. O algoritmo implementado na segunda fase de projecto foi o algoritmo II, dado que exige um menor processamento de sinal.

4.1 Validação do Algoritmo II

Como já foi referido anteriormente, no decorrer do trabalho foi abordado um novo método para a determinação do valor da rotação da luz polarizada. Para validar este algoritmo foi realizado um estudo em ambiente *Matlab*, dado à facilidade de implementação.

Em óptica, a luz polarizada pode ser descrita utilizando o cálculo deduzido por *Jones* em 1941, assim como os elementos ópticos através de matrizes. Quando a luz atravessa um elemento óptico a polarização resultante é dada pelo produto da matriz do elemento óptico e o vector de *Jones* da luz incidente. Este cálculo só é aplicável para um tipo de luz incidente que seja polarizada. Cada módulo pode ser descrito por uma operação de matriz como foi visto anteriormente.

A figura que se segue representa o formato de onda, para diferentes rotações da luz polarizada. (Ver Anexo A.1)

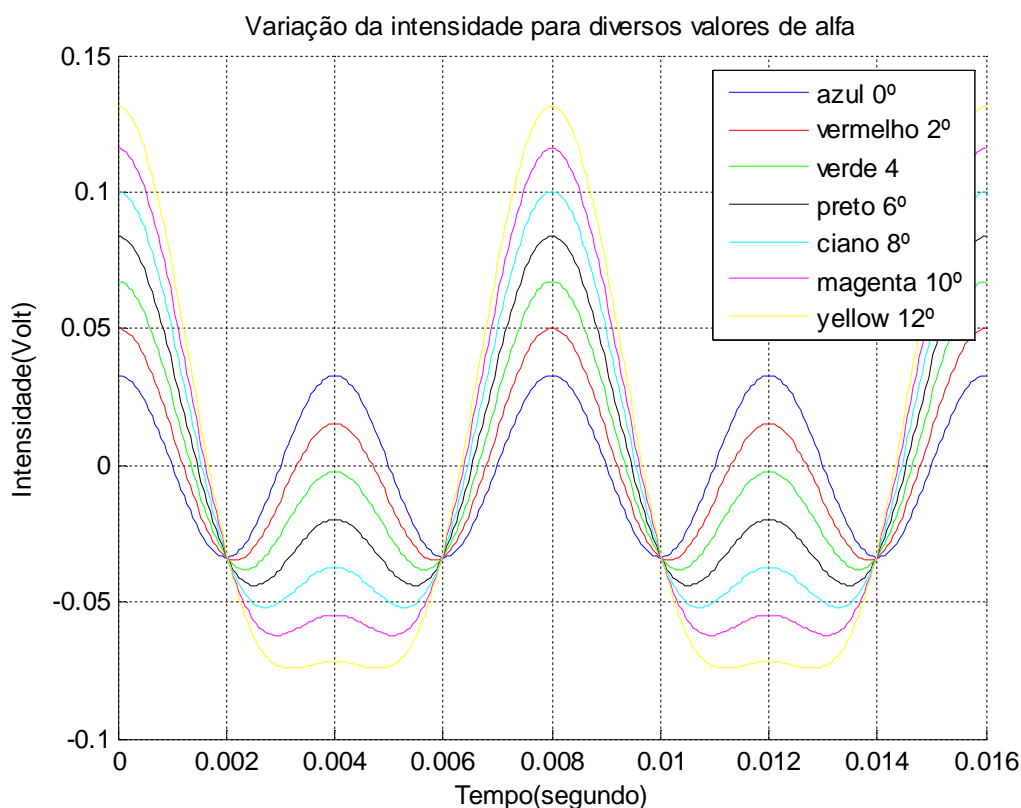


Ilustração 29 - Simulação do sinal recebido no fotodiodo, para vários valores de rotação da luz polarizada.

Através da análise da ilustração 29, verifica-se que para um valor de rotação de 0° os valores dos dois máximos locais são iguais. À medida que o valor da rotação aumenta, verifica-se num aumento de um dos máximos, enquanto o outro vai decrescendo.

O gráfico que se segue resulta da fórmula (3.15). Este relaciona os dois máximos locais do sinal e o ponto intermédio entre estes em função do valor da rotação. Através do gráfico obtido é possível verificar que a curva obtida corresponde a uma regressão linear, onde o *offset* obtido é resultante da falta de pontos no gráfico.

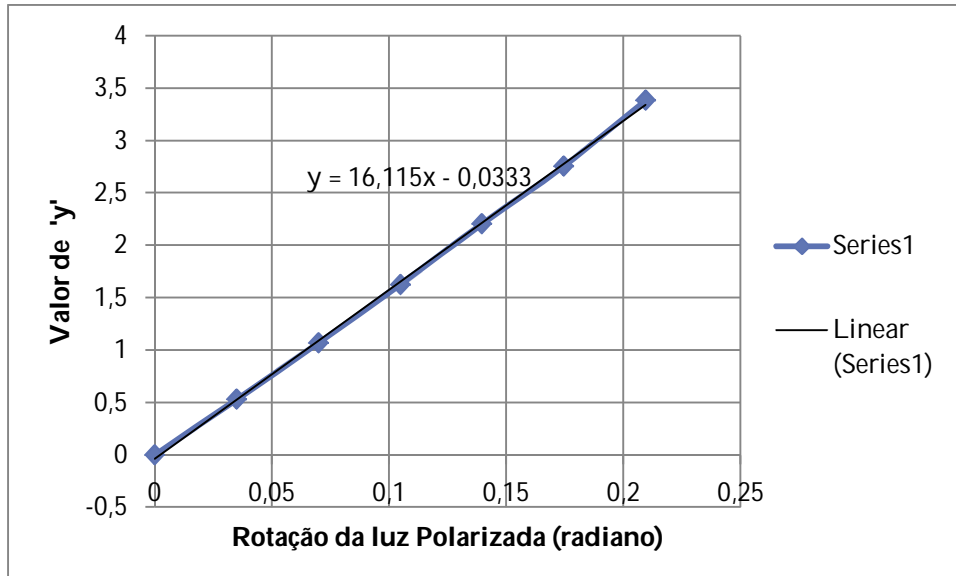


Ilustração 30 - Simulação da determinação da constante 'k'.

Para determinar o valor da constante de ganho 'k', é necessário retirar diversas amostras cuja concentração seja conhecida. De seguida traça-se um gráfico com os vários valores de 'y' em função das respectivas rotações, em radianos.

Dado que a recta obtida é do tipo $y = k * x$, onde 'x' corresponde à tangente de 2α , é possível extrair o valor da constante de ganho 'k' através do declive da recta.

$$k = \frac{y}{tg(2\alpha)}$$

Para pequenos valores da rotação, o declive da recta pode ser aproximadamente:

$$k = \frac{y}{2 * \alpha} = \frac{declive}{2}$$

Recorrendo à expressão da regressão linear obtida no gráfico da ilustração 30 é possível verificar que o valor da constante de ganho 'k', para este caso concreto, é de 8,06.

Após determinado o valor de 'k', é possível determinar o valor da rotação de uma dada substância. Para tal é necessário analisar o sinal e extrair o valor de 'y', segundo a expressão (3.15).

Por exemplo, recorrendo à expressão (3.16) e considerando o exemplo da ilustração 30, caso o valor de 'y' lido seja de 1,5, obtém-se uma rotação 0,92°. Este valor é semelhante caso seja feita uma leitura graficamente. Caso não exista nenhuma rotação, o valor de 'y' lido terá de ser nulo ou seja, os dois máximos do sinal têm que ser iguais.

Para verificar o correcto funcionamento do algoritmo e do estudo realizado, foi implementado uma primeira versão em código *Matlab*. Nesta versão recorreu-se ao uso da expressão (3.15), onde pretendia-se verificar se o resultado obtido correspondia ao valor da rotação introduzida inicialmente. (Ver Anexo A.2) Na implementação do código considerou-se o caso do polarímetro simulado recorrendo às matrizes de *Jones*, considerando assim o caso ideal.

Após verificado o correcto funcionamento do algoritmo, para o caso ideal, foi reestruturado o código para que este fosse capaz de adquirir o sinal proveniente do osciloscópio, para que posteriormente fosse analisado e extraído o valor da rotação. (Ver Anexo A.3) Por comparação das amostras, entre o primeiro e segundo algoritmo, verificou-se que estes apresentavam valores aproximados, com um erro máximo de 4% para concentrações de glicose até 0,05g/ml.

4.2 Polarímetro

O polarímetro a realizar na segunda e última fase consiste no desenvolvimento de diversos blocos de *hardware*, de forma a substituir os aparelhos de bancada utilizados na primeira fase de desenvolvimento. Nesta fase será implementado o segundo algoritmo estudado neste mesmo documento.

O polarímetro foi desenvolvido de forma a ser introduzido numa caixa portátil como se poderá ver mais adiante, sendo este alimentado por baterias, o que permite que o dispositivo seja efectivamente portátil como se pretendia.

O circuito global (final), da segunda fase, é constituído por três blocos principais, sendo eles o bloco emissor, o bloco de actividade óptica e o bloco receptor. O bloco emissor é responsável por gerar uma onda sinusoidal, com uma amplitude de 8Volts pico-a-pico, sem *offset* e de frequência fixa. Este sinal será um *input* do bloco de actividade óptica, mais concretamente do cristal líquido. O bloco emissor é também responsável pela emissão de um feixe de luz através do uso de um led emissor. De salientar que o bloco emissor e receptor encontram-se em diferentes placas de circuito impresso, de modo a separar ambos os blocos evitando eventuais fontes de ruído.

O bloco de actividade óptica já foi referido e descrito no subcapítulo anterior. No bloco receptor será realizada a parte da captura e processamento do sinal proveniente do bloco de actividade óptica.

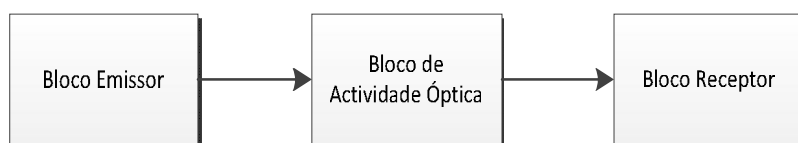


Ilustração 31 - Diagrama de blocos global.

4.2.1 Bloco emissor

Tal como referido, o bloco emissor encontra-se responsável por gerar um sinal sinusoidal. A frequência do sinal foi estipulada para 125Hz, onde se verificou experimentalmente resultados com uma menor percentagem de erro [18].

O bloco emissor é então constituído por um módulo, responsável por gerar pulsos de ondas rectangulares, seguido de um bloco de filtragem do tipo passa-baixo e de um andar de amplificação.

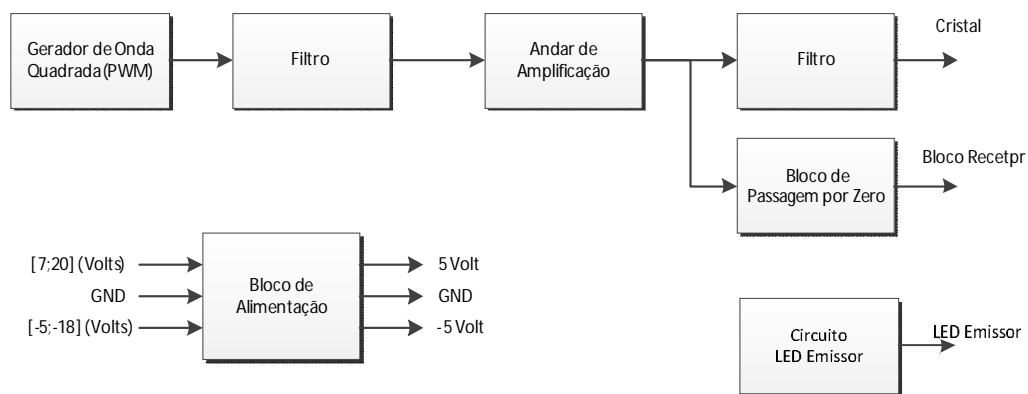


Ilustração 32 - Diagrama de blocos do bloco emissor.

O esquemático da placa de circuito impresso teve em conta duas situações, ela própria gerar a onda sinusoidal através dos blocos já representados, ou então através de um gerador de onda externo.

Bloco de Alimentação

O bloco de alimentação consiste na utilização de dois reguladores. Um deles regula a tensão de entrada para 5 Volt e o outro para -5Volt, para posteriormente fornecer estas mesmas tensões aos restantes blocos.

Para gerar os 5 Volt foi usado o integrado MC7805 e para os -5Volt o MC7905. O intervalo de tensão de entrada que o sistema suporta é entre 7 e 20 Volts para gerar os

5 Volts, e, de -18 a -5 Volts para gerar os -5Volts. Para identificar os 5 Volts, a nível de esquemático, denominou-se um sinal de 'Vcc' e os -5 de 'Vee'.

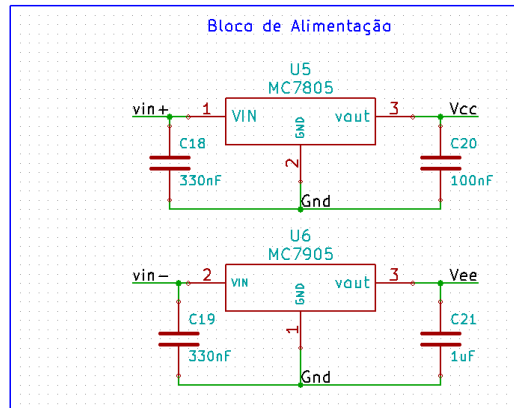


Ilustração 33 - Bloco de alimentação.

Gerador de Onda Quadrada (PWM)

O conceito de gerar uma onda sinusoidal com base numa onda rectangular, deve-se ao facto de o sinal rectangular poder ser interpretado no domínio do tempo, como um somatório de ondas sinusoidais de harmónicas ímpares, como descreve a equação (4.1).

$$y = \sin(t) + \sin(3*t)/3 + \sin(5*t)/5 + \sin(7*t)/7 + \sin(9*t)/9 + \dots \quad (4.1)$$

O contrário também é exequível, ou seja, a partir de uma onda sinusoidal obter uma onda rectangular a partir da soma sucessiva de ondas sinusoidais de harmónicas ímpares. Quanto maior for a quantidade de ondas sinusoidais somadas, mais perfeito será a onda quadrada. No entanto devido ao fenómeno de *Gibbs*, verifica-se a existência de uma sobrelevação na transição dos níveis lógicos.

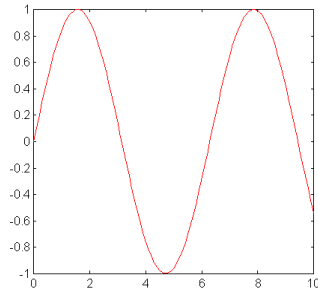


Ilustração 34 - Onda sinusoidal.

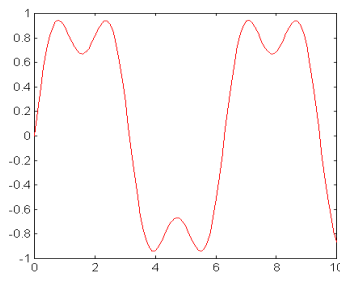


Ilustração 35 - Soma de duas ondas sinusoidais, uma com o triplo da frequência da original.

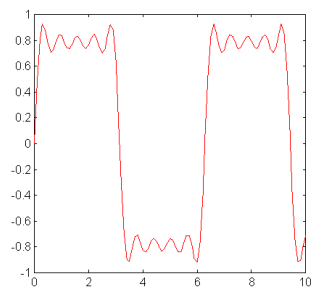


Ilustração 36 - Soma de três ondas sinusoidais, uma com o triplo e quintuplo da frequência da original.

Deste modo, para gerar a onda sinusoidal, gerou-se uma onda rectangular, com um *duty-cycle* de 50% e com uma frequência de 125Hz. Para gerar os pulsos de onda quadrada foi usado o microcontrolador da *Microchip* ‘*DSPIC30F3014*’. A escolha deste microcontrolador deve-se ao facto de na placa receptora ter sido usado o mesmo microcontrolador, simplificando assim a fase de desenvolvimento do *software* e *hardware*. O uso de um microcontrolador deve-se ao facto de ser mais fácil alterar o valor da frequência de oscilação, sendo apenas necessário alterar o valor de uma variável a nível de *software*.

O microcontrolador não contempla a geração de *PWM* por *hardware*, pelo que a sua geração teve que ser realizada recorrendo ao uso de um temporizador, programado para gerar uma interrupção de 4 milissegundos em 4 milissegundos. Os 4 milissegundos correspondem ao meio ciclo de onda, onde ocorre a transição do nível lógico da onda quadrada.

Como alternativa a este método, poderia ser usado um integrado ‘*LM555*’ que também funciona como um temporizador, mais concretamente, um gerador de *PWM*.

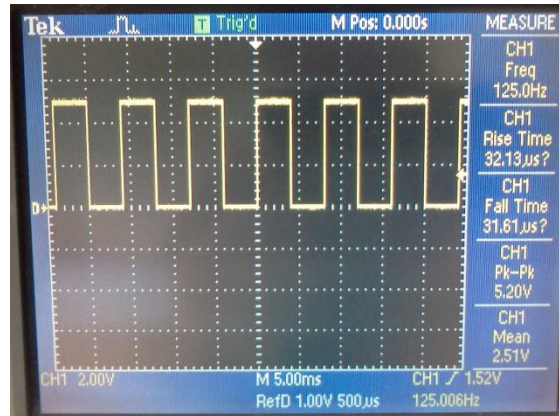


Ilustração 37 - Sinal de PWM na saída do microcontrolador.

Filtro

O filtro que se segue tem como objectivo capturar a harmónica fundamental que se situa à frequência de 125Hz, rejeitando a contribuição das restantes harmónicas que compõe o sinal quadrado. O filtro implementado consiste na série de dois filtros do tipo passa-baixo, *Sallen-Key* de terceira ordem. O dimensionamento deste foi realizado para uma frequência de corte perto dos 125Hz, de modo a rejeitar a contribuição das restantes harmónicas que compõe o sinal quadrado. No entanto ao colocar a frequência de corte à frequência de oscilação do sinal a potência do sinal passa para metade. O número filtros a usar foi um parâmetro que se verificou experimentalmente, e, no qual permitiu obter uma sinusóide que realizasse o efeito de modulação desejado, no cristal líquido. A função transferência do circuito, assim como a respectiva dedução pode ser acompanhado nos anexos (Anexo B.1).

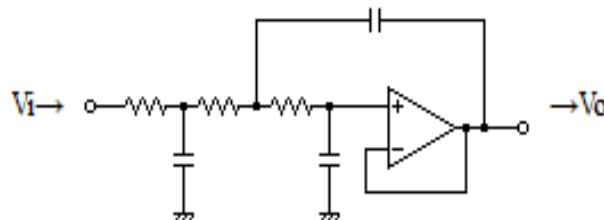


Ilustração 38 - Filtro passa-baixo do tipo *Sallen-key*, de terceira ordem.

Por recomendação do fabricante do cristal líquido, é de evitar injectar componente DC, pois pode danificar o mesmo. Como tal após o filtro passa baixo, foi colocado um filtro RC do tipo passa alto, de primeira ordem, de forma a retirar a componente DC do sinal a injectar no cristal líquido.

Por fim, o último bloco de filtragem consiste num filtro passa-alto, de características iguais ao último referido. Na ilustração 39, a *flag 'PWM'* corresponde à saída do pino do microcontrolador. O '*LF353*' é um integrado no qual contém dois *ampop*'s. Este é alimentado entre 5 e -5 Volts.

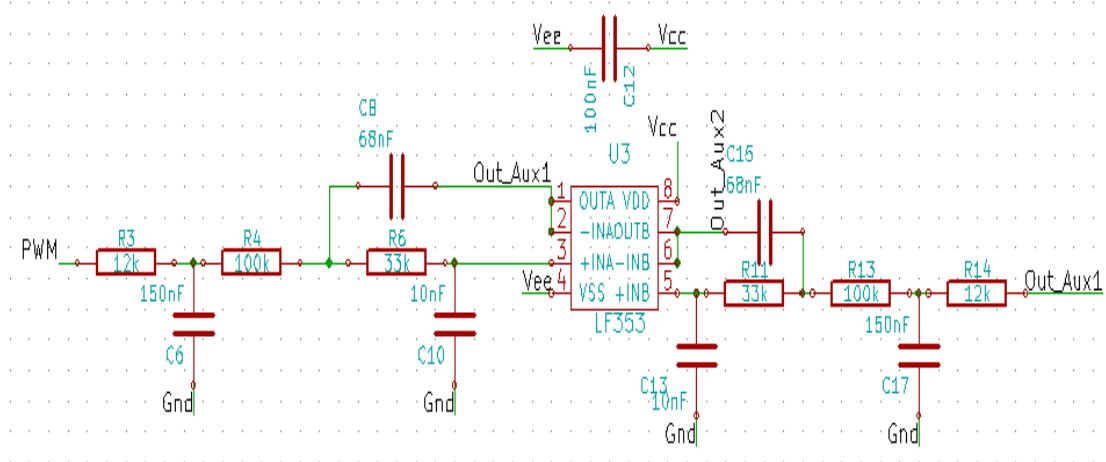


Ilustração 39 - Filtro passa-baixo implementado.

Andar de amplificação

O andar de amplificação foi colocado na parte final da cadeia do bloco emissor de modo a poder amplificar o sinal, para que este possa ser aplicado no cristal e tenha a tensão necessária para modular a luz polarizada. O ganho do andar de amplificação foi dimensionado para que onda sinusoidal tivesse 8 Volts de pico-a-pico. Esta tensão foi obtida experimentalmente, sendo esta a tensão mínima de polarização.

No andar de amplificação foi usado um amplificador de instrumentação. A expressão do ganho diferencial do integrado ('*AD623*') encontra-se deduzida na parte dos anexos (Anexo B.2). O ganho deste integrado é estabelecido através da resistência R_7 do esquemático da ilustração 40, sendo este dado pela expressão (4.2).

$$v_o = \left(1 + \frac{100}{R_7 [k\Omega]}\right) * (v_{in}^+ - v_{in}^-) + v_{REF} \quad (4.2)$$

Um dos requisitos obrigatórios na escolha do amplificador deve-se ao facto de este possuir uma alimentação simétrica, compreendida entre -5 e 5 Volts, dado que a onda sinusoidal não pode conter componente DC. Na ilustração 40 ainda se encontra representado o primeiro e o bloco de filtragem final, composto por um filtro RC, do tipo passa-alto de primeira ordem, cuja frequência de corte encontra-se situada perto dos 10Hz.

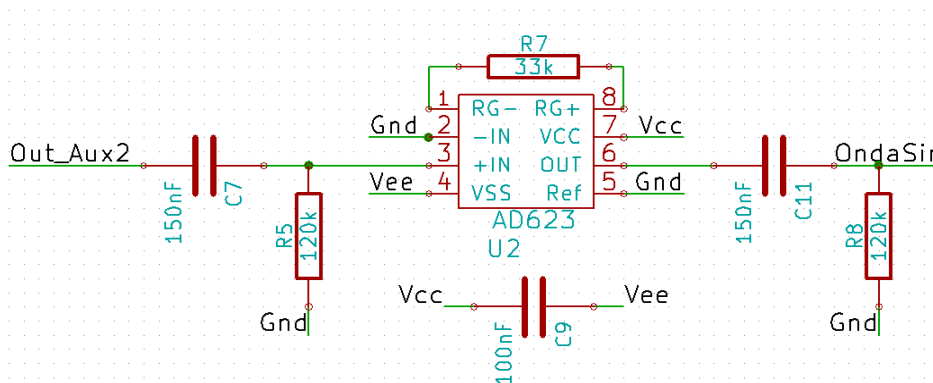


Ilustração 40 - Bloco de andar de amplificação.



Ilustração 41 - Sinal de saída da onda sinusoidal amplificada.

Bloco de Passagem por Zero

O bloco de passagem por zero consiste na geração de uma onda quadrada, cujo valor lógico altera, por cada passagem por zero da onda sinusoidal. Este bloco é fundamental para determinar o sentido da rotação da luz polarizada.

Este é essencialmente composto por um comparador, cujo sinal de entrada corresponde ao sinal de saída do andar de amplificação. Este é alimentado com 5Volt e -5Volt, dado que a onda sinusoidal oscila com um máximo e um mínimo de 4 e -4 Volt, respectivamente.

O comparador tem como função, verificar quando é que a onda sinusoidal passa por zero, como tal, é efectuada uma comparação com o nível lógico '0'. Na saída do comparador teremos então uma onda quadrada negada, dado a topologia adoptada. Caso a onda sinusoidal esteja abaixo do *ground* (nível lógico '0'), à saída teremos o valor lógico '1', ou seja 5Volts, caso contrário teremos -5Volts na saída.

O sinal é depois convertido, para que posteriormente possa ser fornecido a um pino I/O do microcontrolador do bloco receptor. Como tal é necessário que este sinal tenha uma tensão mínima de 0Volt e máxima de 5Volt.

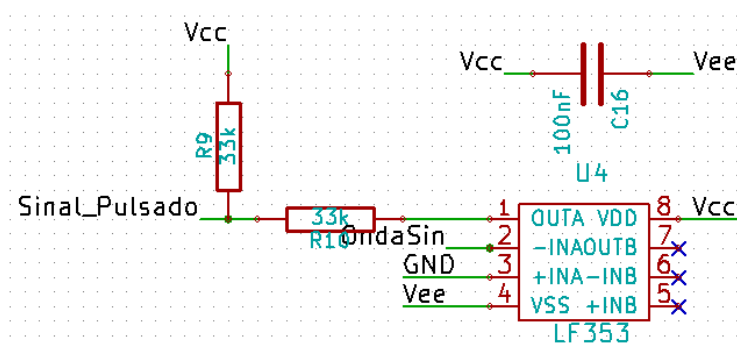


Ilustração 42 - Bloco de passagem por zero.

Dado que o sinal de saída do comparador é um sinal cujos valores lógicos variam entre 5 e -5Volts, foi necessário colocar duas resistências, como na ilustração 42, de modo a diminuir para metade a tensão, que sai do comparador, para 2,5 e -2,5 Volts e para atribuir um *offset* de 2,5Volts. Deste modo o sinal obtido, no final do circuito varia

entre 0 e 5 Volts, sendo que a saída, cujo nome é dado por 'Sinal Pulsado' pode ser directamente ligado a um porto de entrada do microcontrolador, da placa receptora.

Na saída deste bloco, teremos um sinal idêntico ao representado na ilustração 43, onde a onda a verde representa a onda sinusoidal de entrada e a vermelho representa o sinal 'Sinal_Pulsado', da ilustração 42.

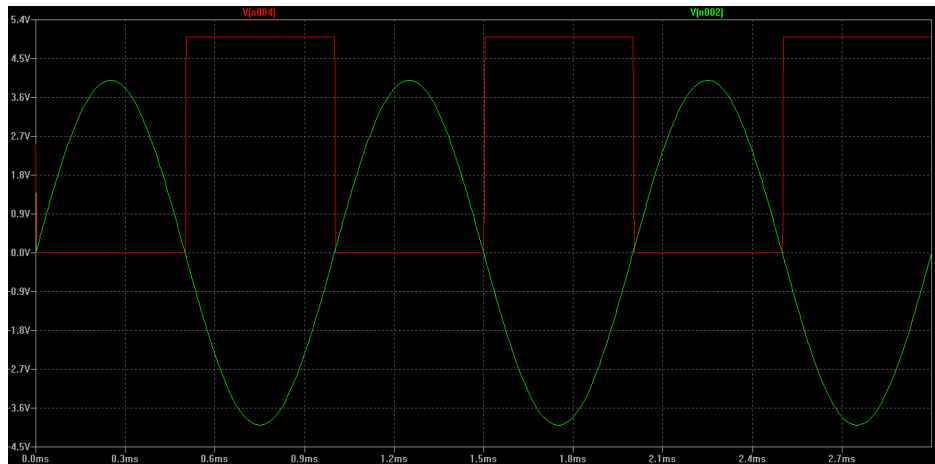


Ilustração 43 - Simulação do bloco de passagem por zero - Sinal verde: Sinal de entrada; Sinal vermelho: Sinal de saída.

4.2.2 Bloco receptor

O bloco receptor tem como função, receber o sinal proveniente do bloco de actividade óptica, realizar o respectivo acondicionamento de sinal e efectuar o cálculo da rotação sofrida pelo feixe de luz. Ao realizar o cálculo do valor da rotação, será efectuada a compensação da temperatura e o controlo do ganho do amplificador, de modo a obter a maior excursão possível na leitura do ADC sem que o sinal sature.

Como se verificou no bloco emissor, existe um bloco de alimentação que tem como objectivo regular a tensão de entrada para 5 e -5 Volts. O esquemático deste bloco é igual ao apresentado na ilustração 33 sendo que a excursão da tensão de entrada é a apresentada nessa mesma ilustração. De salientar que os 5 Volts no resto do circuito estão definidos com uma *flag* de 'Vcc' e os -5 Volts de 'Vss'.

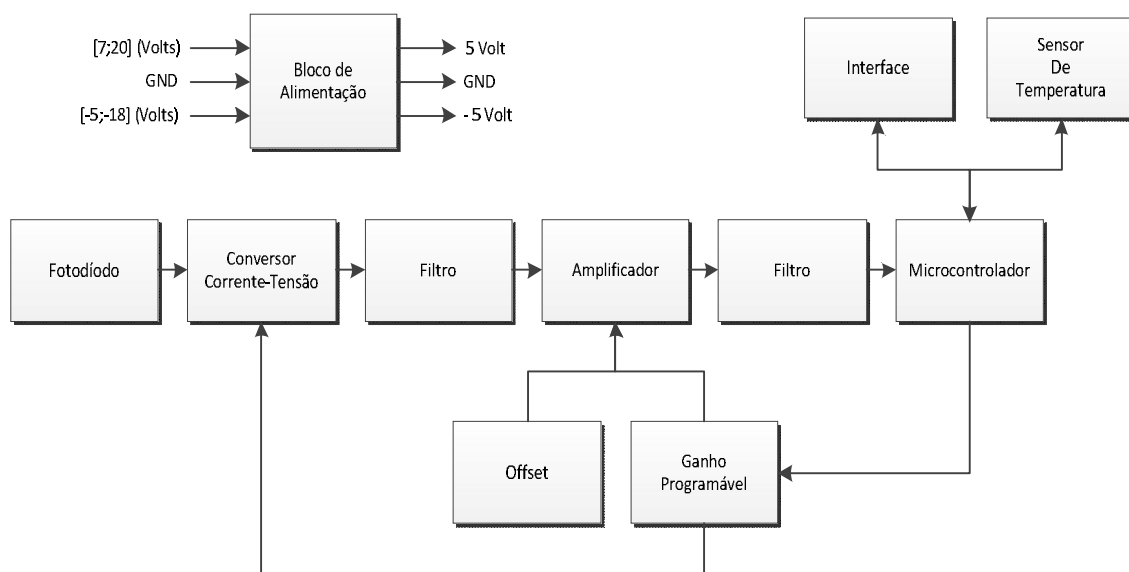


Ilustração 44 - Bloco receptor.

Fotodíodo e Conversor corrente-tensão

Geralmente, os principais módulos de recepção de radiação são os fotodíodos.

O fotodíodo é um tipo de díodo que produz uma corrente de polarização inversa quando incide luz na sua junção PN. A corrente gerada é proporcional à intensidade de luz incidida.

No conversor corrente-tensão, também conhecido como amplificador de transimpedância, é usado um *ampop* e uma resistência que opera como factor de conversão entre a corrente de entrada e tensão de saída.

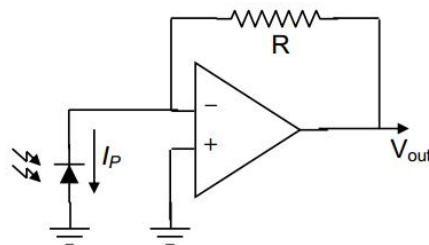


Ilustração 45 - Conversor Corrente-Tensão.

Na escolha do *ampop* foi tido em conta a corrente residual deste, pois quanto menor for esta corrente menor será o erro de conversão e, dado que o sinal em questão encontra-se na ordem dos $5\mu A$, maior será a influência desta corrente residual sobre o sinal.

Consoante o tipo de substância a analisar, a intensidade do sinal recebido varia. Como tal, e dado que a tensão de saída é directamente proporcional à resistência 'R', foi dimensionado o circuito de modo a que a onda quando apresente uma amplitude abaixo ou acima de um determinado patamar, o microcontrolador tenha a possibilidade de ajustar o ganho através do bloco 'Ganho Programável', regulando assim a amplitude do sinal recebido.

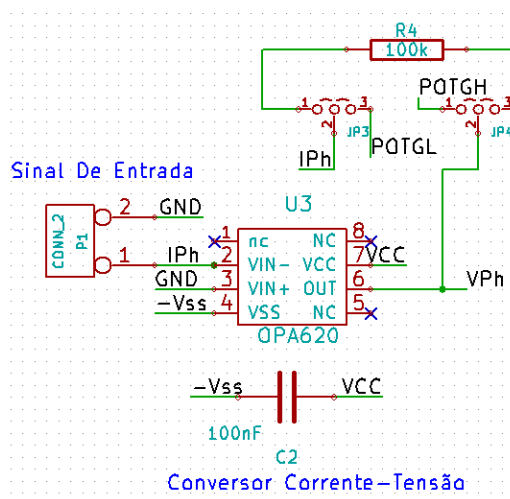


Ilustração 46 - Bloco conversor corrente-tensão.

Dado que por norma a substância a ser estudada consiste numa amostra de glicose dissolvida em água, foi tido em consideração uma resistência fixa na fase de testes, sendo que esta pode ser seleccionada através de um *jumper*, em vez do ganho programável.

Caso o utilizador opte por regular o ganho do conversor corrente-tensão, este só é efectuado na altura em que é efectuado um pedido de calibração do sistema, sendo que o circuito quando alimentado pela primeira vez encontra-se calibrado para retirar amostras de glicose dissolvida em água.

Bloco de amplificação e de filtragem

O amplificador operacional serve para amplificar o sinal recebido pelo bloco de conversão, para que este abranja uma maior gama dinâmica no ADC do microcontrolador. No entanto, para que o sinal possa ser lido pelo ADC é necessário que este esteja compreendido entre 0 e 5 Volts. Como tal é necessário centrar o sinal a meia escala, atribuindo um *offset* ao sinal de 2,5Volts.

Como o *offset* do sinal recebido pode variar consoante o tipo da amostra em análise, e, para obter os 2,5 Volts de *offset*, foi necessário retirar a componente DC do sinal recebido e só depois atribuir a referência desejada. Deste modo, o primeiro bloco

de filtragem é composto por um filtro RC do tipo passa alto de primeira ordem, de modo a retirar a componente DC do sinal.

Para realizar a amplificação do sinal, foi usado o mesmo integrado que na placa emissora, ou seja, o ‘AD623’.

Como se sucede no bloco anterior, o ganho do bloco de amplificação pode ser controlado pelo microcontrolador fazendo variar a resistência de ganho, ou então pode ser fixo num determinado valor através da selecção de uma resistência de valor fixo. A resistência usada foi estipulada por forma a estabelecer o ganho utilizado na fase de testes, onde se usou glicose dissolvida em água. A selecção desta opção pode ser realizada através da selecção de um *jumper*.

O ganho deste integrado é imposto pela resistência R_3 , presente na ilustração 47. O ganho do ‘AD623’ é dado pela expressão (4.3), sendo que a sua dedução encontra-se no Anexo B.2.

$$v_o = \left(1 + \frac{100}{R_3 [k\Omega]} \right) * (v_{in}^+ - v_{in}^-) + v_{REF} \quad (4.3)$$

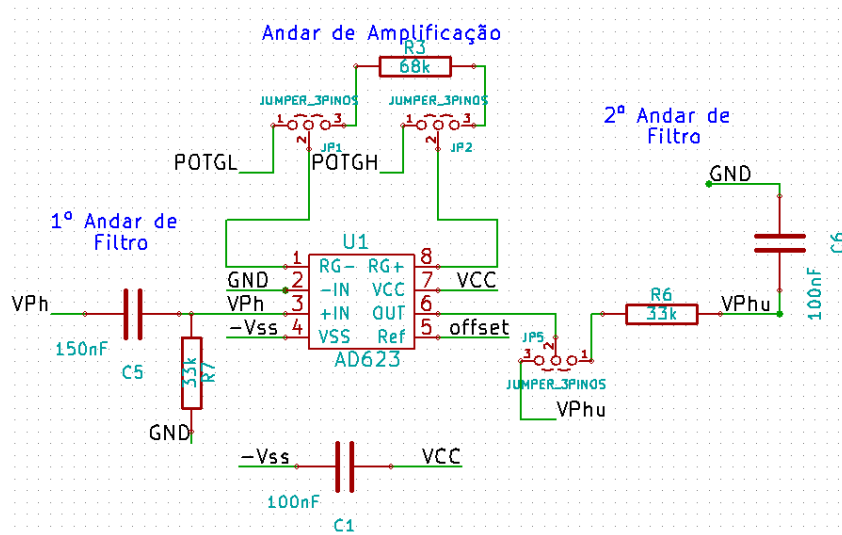


Ilustração 47 - Esquemático do bloco de amplificação e filtragem.

Por forma a atribuir os 2,5Volt de *offset*, para que o sinal esteja centrado a meio da escala da gama dinâmica do ADC do microcontrolador, é atribuído essa mesma

tensão através do bloco de *offset*, que por sua vez entra no pino de V_{REF} do 'AD623'. A tensão de *offset* não sofre qualquer tipo de ganho, sendo que a tensão de saída corresponde ao ganho diferencial somado com a tensão de *offset* imposta.

O bloco de filtragem, primeiro e segundo, consiste num filtro passa-alto e passa-baixo respectivamente, cujas frequências de corte encontram-se uma década abaixo e acima da frequência de sinal de modo a eliminar algum do ruído existente no mesmo. Este provém da presença de equipamentos electrónicos e eventuais não linearidades do sistema óptico, provocando ruído que posteriormente é captado no fotodíodo e passado ao resto do circuito. Caso o sinal não possua muito ruído o utilizador pode optar por fazer passagem ao último bloco de filtragem, sendo que a saída do amplificador é logo ligada ao ADC do microcontrolador.

Bloco de *Offset* e ganho programável

O bloco de *offset*, tem como objectivo fornecer uma tensão DC ao bloco amplificador, como já foi referido. Este bloco recorre ao uso de um divisor resistivo e de um *ampop* com uma montagem do tipo *buffer*. O uso desta montagem é necessário para que o divisor resistivo não faça efeito de carga no pino de referência do 'AD623', dado que este não apresenta alta impedância.

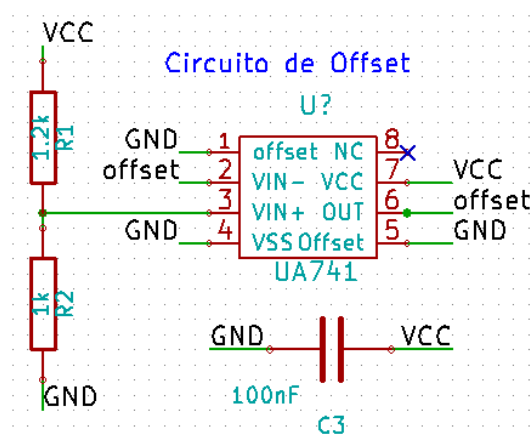


Ilustração 48 - Circuito de *offset*.

Para regular o ganho do amplificador e do conversor corrente-tensão, foi usado um potenciômetro digital, cuja função é variar o valor da resistência de ganho dos dois blocos. Para realizar esta função foi usado o integrado da *texas instrument* 'TPL0501'. Este apresenta uma resistência máxima entre os dois terminais de 100k Ω .

Este integrado apresenta 256 patamares de resolução, 8 bits, resultando numa resolução de 390 Ω por patamar. No critério de escolha do integrado teve-se em especial atenção à tensão de alimentação dado que todo o circuito é alimentado a 5 Volts, como tal optou-se por um integrado que trabalhasse com essa mesma tensão.

Este integrado utiliza o protocolo SPI (*Serial Peripheral Interface*) para alterar o valor da resistência. Alguns dos potenciômetros digitais possuem um pino partilhado de leitura e escrita, no entanto, dado que o microcontrolador não possui essa propriedade foi escolhido um pino de afectação que fosse só de escrita.

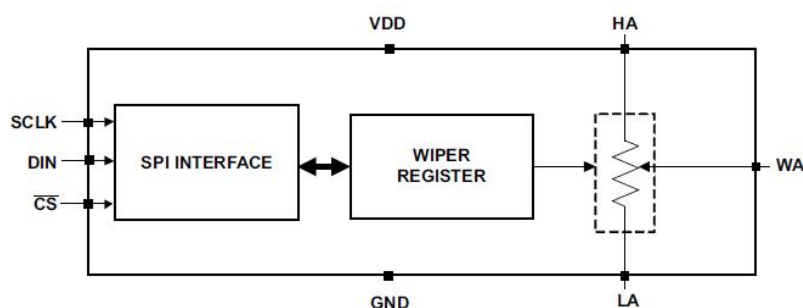


Ilustração 49 - Diagrama de blocos do potenciômetro digital.

O integrado 'TPL0501' utiliza uma interface SPI de três pinos, sendo eles o *chip-select* ('CS'), *data clock* ('SCLK') e de *data input* ('DIN').

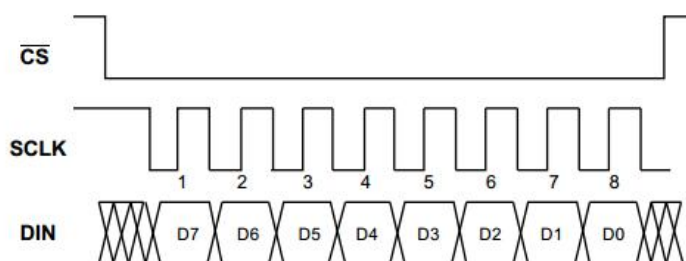


Ilustração 50 - Ciclo de escrita no TPL 0501.

Na inicialização do código, o *master* (microcontrolador) deve configurar o relógio para uma frequência igual ou inferior à frequência máxima que o *slave* (*TPL0501*) suporta. De seguida o master coloca o 'CS' (*chip select*) com o nível lógico '0' para que se inicie a comunicação. Durante cada ciclo de relógio ocorre a transmissão de comando e de dados, sendo que o master envia os dados para o porto '*DIN*' (*Data In*) do '*TPL0501*'. Após efectuado o envio dos dados é necessário que o *master* volte a colocar o 'CS' com o valor lógico '1' para dar fim a um ciclo de escrita. De salientar que na ilustração 50 o *bit* mais significativo é o D7.

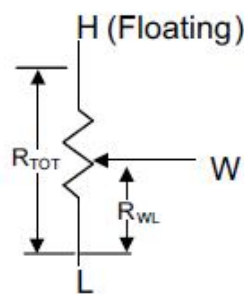


Ilustração 51 - Topologia adoptada.

A representação da ilustração 51 corresponde à topologia adoptada, onde os terminais da resistência são retirados em 'W' e 'L'. A resistência aos terminais é dado pela expressão (4.4). Onde 'D' corresponde ao valor decimal fornecido via SPI e R_{TOT} à resistência máxima, que para o caso concreto é de 100k Ω .

$$R_{WL} = R_{TOT} * \frac{D}{256} \quad (4.4)$$

Sensor de Temperatura

O sensor de temperatura escolhido, ‘*Tsic306*’, consiste num sensor cuja interface é realizada através de um porto (*one-wire*). Este sensor possui uma saída digital e cada pacote é constituído por um ‘*start bit*’, 8 bits de dados e por fim um bit de paridade.



Ilustração 52 - Constituição de um pacote de dados.

Os dados do sensor de temperatura, ‘*Tsic306*’, são compostos por 11 bits e como cada pacote é constituído por 8 bits, esta informação não pode ser enviada num só pacote. Deste modo, quando é efectuado um pedido de temperatura, a informação da mesma é repartida em dois pacotes, sendo que no primeiro pacote são enviados os três bits mais significativos da temperatura e no segundo pacote os restantes 8 bits.

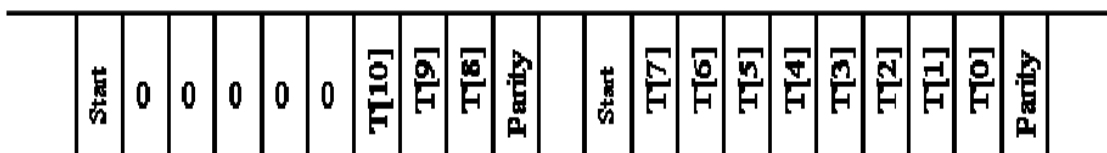


Ilustração 53 - Resposta completa a um pedido de temperatura.

A descodificação entre o valor lógico ‘0’, ‘1’ e o ‘*start bit*’ é realizada através do *duty-cycle* do sinal recebido, sendo que o tempo de bit tem uma duração de 125µs. O ‘*start bit*’ apresenta um *duty-cycle* de 50%, enquanto os valores lógicos ‘1’ e ‘0’ têm um *duty-cycle* de 75% e 25% respectivamente.

Após adquiridos os 11 bits do sinal, é necessário converter os dados para o valor real da temperatura utilizando a expressão fornecida pelo fabricante do integrado (4.5).

$$T = \frac{Data_{11bits}}{2047} * 200 - 50 \quad (4.5)$$

O 'Tsic306' possui uma resolução de temperatura de +/- 0,3°C e o intervalo de temperatura no qual este opera, encontra-se compreendido, entre -50°C e 150°C. No entanto a resolução apresentada apenas é válida para um intervalo de temperatura compreendido entre 10°C e 90°C, dado que esta varia consoante a temperatura do sensor.

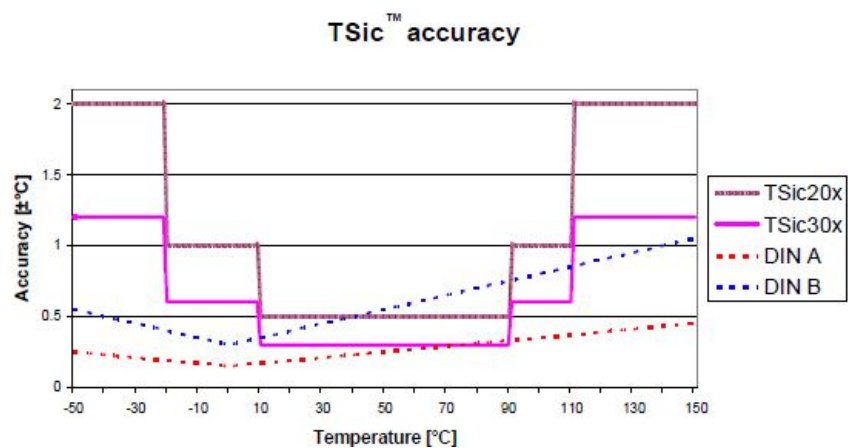


Ilustração 54 - Variação da resolução em função da temperatura.

Este sensor é alimentado a 5 Volts e não necessita de qualquer tipo de calibração. Este terá como funcionalidade medir a temperatura ambiente que envolve a amostra, dado que se está a assumir que a amostra terá a mesma temperatura que a temperatura ambiente.

Microcontrolador

O microcontrolador é o bloco responsável por controlar todo o circuito em geral, este recebe a informação, interage e controla os restantes blocos do sistema. Um microcontrolador possui instruções de manipulação de *bit*, manipulação de I/O, entre outras funcionalidades. Actualmente existem diversos tipos de microcontroladores, de baixo consumo, rápido processamento, baixo custo, com diversos periféricos, tamanho, número de pinos, entre outros.

O microcontrolador usado foi o ‘*DSPIC3014*’, dado que este possui o número de pinos necessários para interagir com os restantes blocos, e de apresentar um formato ‘*PDIP*’ o que permite que este encaixe na ‘*breadboard*’ durante a fase de testes. Este possui uma arquitectura de 16 bit e 30 pinos de I/O. Além das características referidas, este microcontrolador possui ainda:

- Memória de código: 24 KB;
- Memória *Flash*: 2048 KB;
- Temporizadores: 3;
- Módulos SPI: 1;
- Módulos UART: 2;
- 12-bit 200 Ksps Analog-to-Digital Converter (A/D)
- External interrupt: 2;

A ligação do microcontrolador, com os restantes periféricos, é dada pela tabela

5.

Tabela 5 - Ligação dos diversos periféricos.

Periférico	Pino do periférico	Pino do microcontrolador
LCD	Data [DB0;DB7]	[RB0;RB7]
	RS (Register selection)	RC14
	ENB (Enable signal)	RD9
	R/W (Read/Write selection)	RD3
Botões		RD0
		RD1
		RF0
		RF1
Sensor de Temperatura	Data	INT1
	VCC	RD2
Leitura da Rotação		AN9
Passagem por Zero		INT0
Potenciômetro Digital	Chip Select	RB10
	Data in	SDO1
	Clock	SCK1
Bluetooth	Tx	U2Rx
	Rx	U2Tx

Para a implementação do segundo algoritmo apresentado, era possível usar um outro microcontrolador desde que este possuísse número de pinos suficiente para interagir com os restantes periféricos, e que fosse capaz de adquirir amostras do sinal através de um ADC interno. Além destes requisitos era ainda necessário que o microcontrolador possuísse dois portos de interrupção externa, um módulo interno de *hardware* de USART e de SPI.

A ficha de programação do microcontrolador é dada pelo seguinte *pinout*.

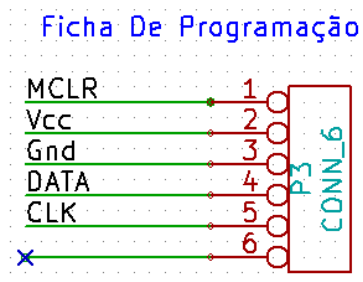


Ilustração 55 - Ficha de programação

Conversor Analógico/Digital

Para que o microcontrolador possa analisar o sinal resultante do acondicionamento de sinal, é necessário que este seja convertido para o domínio digital através do uso de um ADC. O ADC do microcontrolador foi configurado para operar com 12 bit resultando numa resolução de 1,22mV, dado que o FS (*Full-Scale*) do ADC é de 5 Volts.

Para tornar o código mais eficiente configurou-se o conversor para que a amostragem do sinal fosse realizada através de uma interrupção. Deste modo os passos necessários para configurar o ADC como pretendido foram os seguintes:

1. Configurar o módulo A/D:
 - a. Configurar o pino analógico e a tensão de referência;
 - b. Seleccionar o canal de entrada do conversor;
 - c. Configurar o relógio de conversão;
 - d. Configurar o *trigger* da conversão;
2. Configurar o conversor para funcionar através de interrupção;
 - a. Limpar o registo ADIF;
 - b. Seleccionar a prioridade de interrupção do conversor;
 - c. Afectar o registo ADIE;
 - d. Ligar o conversor;
3. Efectuar a respectiva leitura
 - a. Esperar pelo tempo de aquisição;
 - b. Esperar que a conversão do A/D esteja completa recorrendo ao uso da interrupção;
4. Leitura do *buffer* do A/D e limpeza do bit ADIF;

O tempo de aquisição foi dimensionado por forma a obter 300 pontos por ciclo de onda. De salientar que quantos mais pontos forem adquiridos mais definido é o sinal, e por conseqüente mais preciso será o valor da rotação da luz polarizada. Por outro lado é necessário ter em conta que o microcontrolador encontra-se limitado a nível da

memória com 2048 Bytes, havendo assim a necessidade de arranjar um meio termo entre as duas situações.

Algoritmo para a determinação de alfa

Antes de ser realizado um pedido da amostra, é fundamental efectuar pelo menos uma calibração sem a amostra presente. Esta é necessária na primeira vez em que o dispositivo é ligado de forma a obter uma referência da rotação inicial, para que depois de ser colocada a amostra, o sistema calcule a diferença entre ambas as rotações da luz polarizada.

Para que os dados de leitura fossem fiáveis e constantes foram tomadas várias considerações. Um dos grandes problemas na leitura das amostras é a existência de resíduos ou fungos que se possam formar e circular na mesma, influenciando assim o resultado da rotação da luz polarizada. A existência de riscos no recipiente de quartzo, onde é colocado a amostra, também influencia os resultados obtidos. Deste modo foi necessário arranjar mecanismos que permitissem que os valores obtidos fossem constantes durante o processo de medição.

O processamento utilizado para a obtenção do valor da rotação da luz polarizada, segue a máquina de estados presente na ilustração 56.

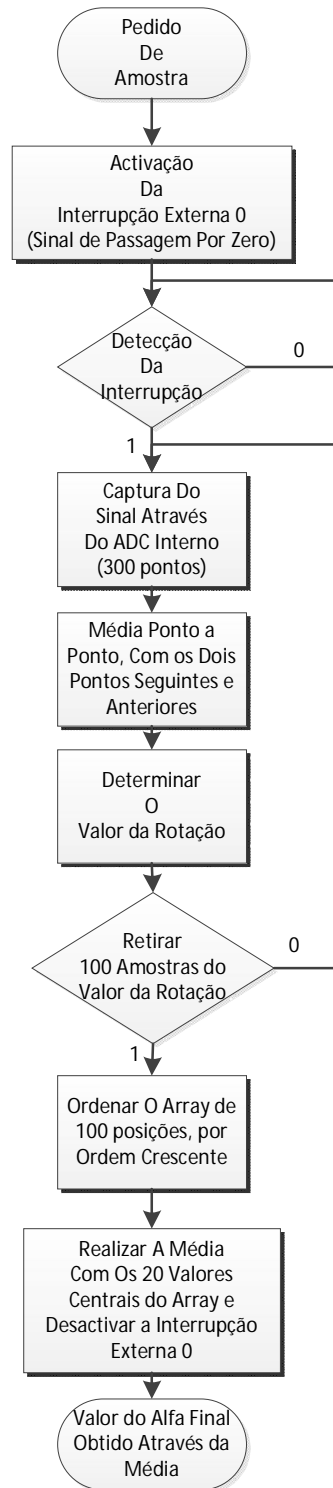


Ilustração 56 - Máquina de estados da obtenção do valor de Alfa.

Cada vez que é efectuado um pedido de amostra ou de calibração do sistema, é efectuado o mecanismo representado na ilustração 56. Ou seja, é activada a interrupção

correspondente ao porto do sinal 'Passagem por zero' e, quando esta for detectada dar-se-á início à aquisição por parte do ADC. De salientar que esta apenas é detectada no ciclo descendente do sinal.

Quando forem retirados 300 pontos do sinal significa que já se encontra no *buffer* de recepção um ciclo do sinal. Dado a existência de ruído presente no sinal foi necessário realizar uma média ponto-a-ponto do sinal, realizando a média com os valores dos dois pontos anteriores e seguintes. Foi também experimentado uma média, recorrendo a mais pontos, no entanto verificou-se que havia uma diminuição da amplitude do sinal influenciando no valor final da rotação obtida.

Para determinar o valor da rotação foi necessário utilizar um método que permitisse achar os dois pontos máximos.

Como o sinal a ler no ADC vai ter duração de um ciclo de onda, a determinação do valor da rotação (Alfa) foi realizado em duas partes. Como o objectivo é determinar os dois máximos locais num ciclo de onda e, dado que a interrupção só ocorre no início do sinal, é analisado a primeira metade do *buffer* e determinado o primeiro máximo, que tanto pode ser maior, igual ou menor que o segundo. Após descoberto o primeiro máximo, é então analisado a segunda parte do *buffer* e definido o segundo máximo local do sinal. De seguida é analisado o ponto médio entre eles realizando-se posteriormente o respectivo cálculo de alfa, recorrendo à expressão (3.15) e (3.16). Todo este processo é repetido 100 vezes e guardado num *buffer* auxiliar.

Posteriormente os valores de alfa são ordenados por ordem crescente, ficando nos extremos do *buffer* valores que poderão ser discrepantes, devido aos factores já referidos. De seguida é realizado uma média dos 20 valores intermédios do *buffer*, ou seja, da posição 40 à 60, sendo que o valor resultante dessa mesma média é o valor final da rotação da luz polarizada. Para dar como terminado o ciclo de leitura é desactivado a interrupção, referente ao bloco de 'Passagem por zero', para que não haja falsas interrupções.

Após efectuado todo este processo, o valor da rotação é enviado para o *lcd* e caso seleccionado enviado via *Bluetooth*.



Ilustração 57 - Exemplo de uma rotação dextrógira.
(Amarelo - sinal de leitura no ADC; Azul - Sinal proveniente do 'Bloco de Passagem por Zero').

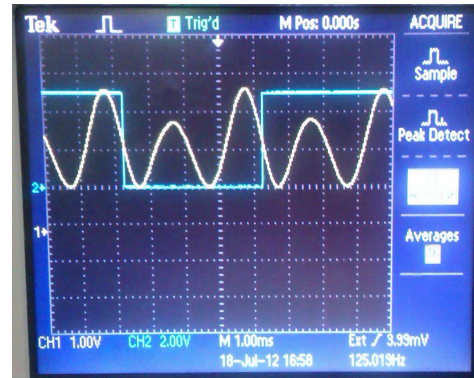


Ilustração 58 - Exemplo de uma rotação levógira.
(Amarelo - sinal de leitura no ADC; Azul - Sinal proveniente do 'Bloco de Passagem por Zero').

Algoritmo do Sensor de Temperatura

Como foi referido anteriormente, o algoritmo do sensor de temperatura é realizado tendo em conta o *duty-cycle* do sinal de dados. Na interface do MCU com o sensor de temperatura foi necessário a utilização de dois pinos, no qual um deles correspondesse ao pino de interrupção externa para efectuar a leitura dos dados. O segundo pino do microcontrolador tem como funcionalidade alimentar o sensor de temperatura quando assim for solicitado. Com esta topologia evita-se que o sensor de temperatura gere falsas interrupções, mesmo quando não for efectuado pedidos de leitura, dado que este, quando alimentado encontra-se constantemente a enviar dados de temperatura.

Para realizar a leitura dos dados de temperatura, foi necessário recorrer a temporizador interno do microcontrolador de forma a interpretar os vários valores lógicos. O algoritmo implementado consiste no seguinte diagrama.

Sensor de Glicose Polarimétrico

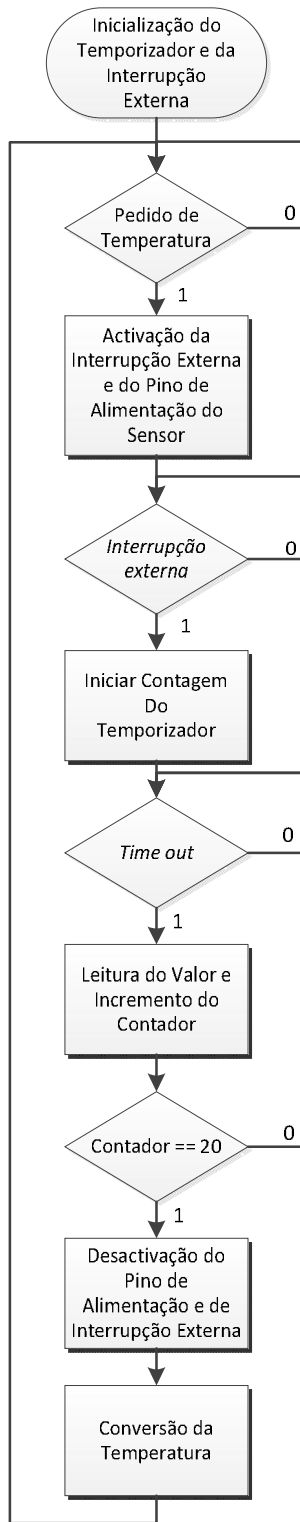


Ilustração 59 - Máquina de estados para um pedido de temperatura.

Como já foi referido anteriormente, a distinção dos níveis lógicos é realizado pelo *'duty-cycle'* do sinal de dados. Como tal, após gerada a interrupção externa do sinal de dados no ciclo descendente, é activado o relógio para gerar uma outra interrupção do temporizador, 65µs após esta. A leitura do sinal é efectuada na zona a tracejado da ilustração 60, onde o valor lido corresponde ao seu valor lógico. O bit de sincronização, no algoritmo implementado, serve apenas para detectar o início da comunicação, sendo descartado de seguida.

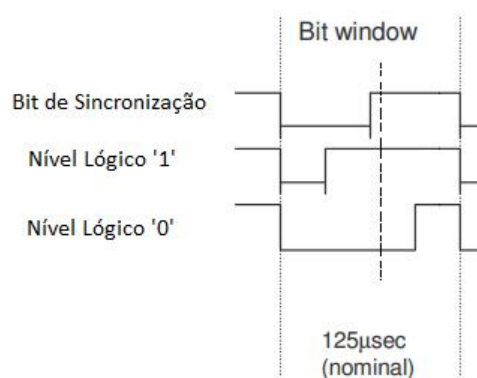


Ilustração 60 - Três tipos de sinais possíveis no canal de data.

Algoritmo para o módulo Bluetooth

O módulo de *Bluetooth* usado foi o *'RN-41-SM'*, apresentando este um protocolo de comunicação USART.

O *software* implementado recorre ao uso de interrupções por questões de eficiência. Deste modo, quando existem dados recebidos é gerada uma interrupção, e o microcontrolador terá como função ler esses mesmos dados e processá-los. Nos dados recebidos haverá dois tipos de pedidos, o de temperatura e de leitura da rotação.

Na inicialização do código foi necessário definir o *Baud-rate* de transmissão e afectar os respectivos registos para que o módulo de *hardware* do microcontrolador

funcionasse como pretendido. Para configurar o *Baud-rate* foi necessário recorrer à expressão (4.6).

$$UxBRG = \frac{F_{cy}}{16xBaud_{Rate} - 1} \quad (4.6)$$

Onde:

- F_{Cy} corresponde à frequência de relógio do microcontrolador;
- $Baud_{Rate}$ corresponde ao *Baud-rate* desejado, que para o caso é 9600 bps;

Bloco de Interface

Este bloco representa a interface que o sistema apresenta perante o utilizador. Para dar maior versatilidade ao sistema implementado foi introduzido um ecrã e uma interface com botões. O sistema possui 4 botões que permitem ao utilizador navegar entre menus e escolher a acção que pretende seleccionar. Deste modo, o utilizador tem a opção de escolher a acção a realizar, tendo este a opção de calibrar o sistema, efectuar um pedido de uma amostra, ligar o módulo *Bluetooth*, efectuar pedidos de temperatura entre outros.

O *lcd* usado possui um controlador '1602k'. Na fase de desenvolvimento havia a possibilidade de implementar o *lcd* com 4 ou 8 bits de dados, no entanto, devido à existência de pinos disponíveis no microcontrolador optou-se pelo sistema de 8 bits, simplificando na manipulação e tratamento dos dados a nível de *software*.

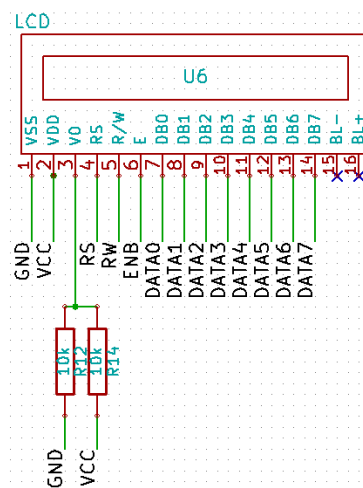


Ilustração 61 - Esquémático do LCD.

Além dos pinos de dados, é também necessário afectar os pinos de *enable*, de escrita/leitura e indicar se a parte do registo, no qual está a ser afectado, corresponde à parte alta ou a baixa do mesmo.

Na inicialização do *lcd* é necessário obedecer ao diagrama de fluxo, fornecido pelo fabricante do mesmo.

Sensor de Glicose Polarimétrico

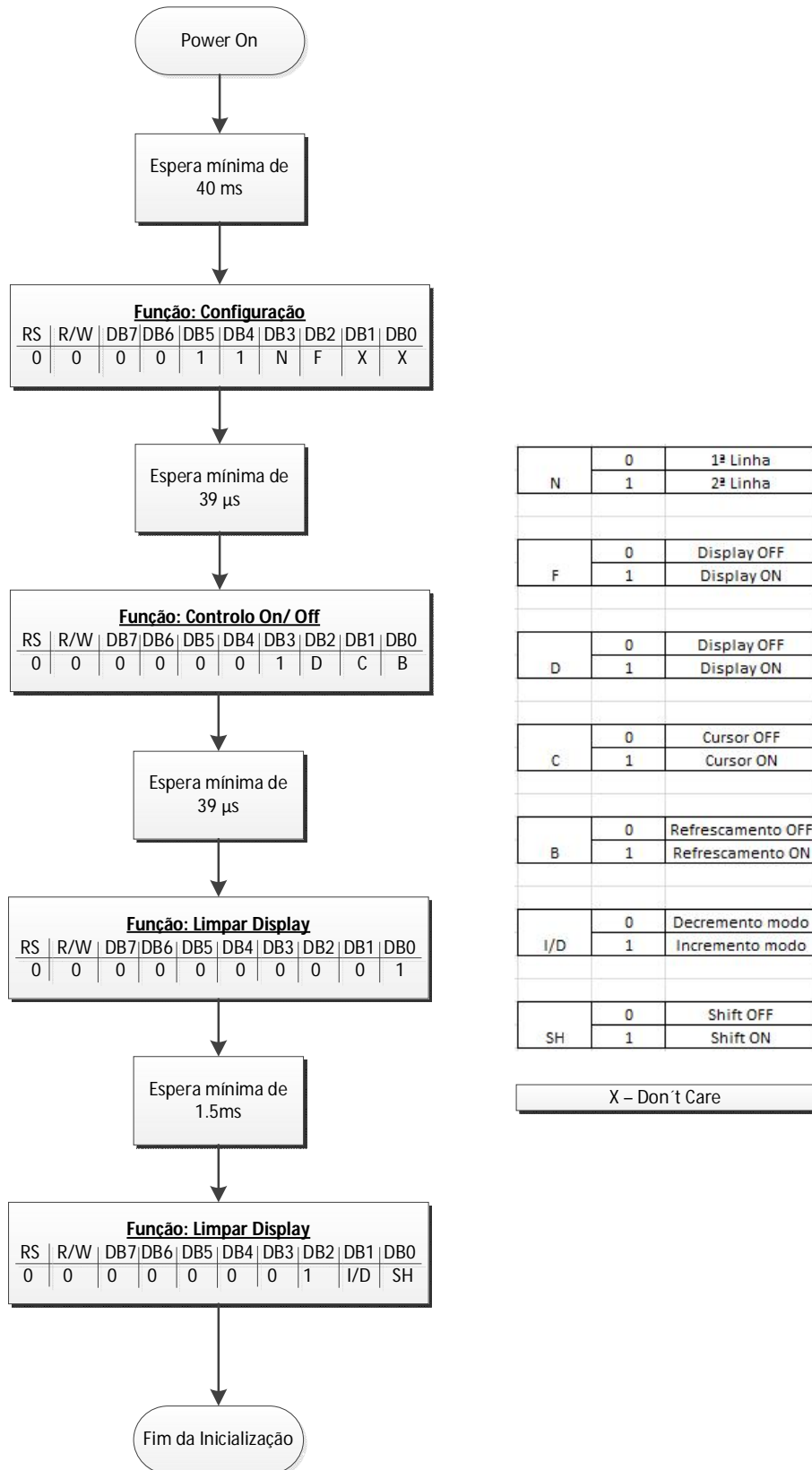


Ilustração 62 - Máquina de estados da inicialização do *lcd*.

Após efectuada a inicialização do *lcd*, é disponibilizado um primeiro menu (menu principal) onde é possível escolher a acção a realizar. Para navegar neste é necessário recorrer ao auxílio de dois botões, e um terceiro que selecciona a função pretendida.

No menu principal é possível escolher 5 acções, sendo elas: calibração, retirar amostra, *Bluetooth*, temperatura e identificador do produto. Caso seja seleccionado a opção *Bluetooth* é disponibilizado um segundo menu onde é possível ligar e desligar o dispositivo. Na opção de calibração é realizado uma calibração do sistema de modo a retirar uma amostra para ser tomada como referência, é ainda ajustado o ganho do bloco ‘Conversor Corrente-Tensão’ e/ou do ‘Bloco de Amplificador’.

Quando for solicitado um pedido de amostra, é realizado um ciclo de leitura da rotação da luz polarizada e efectuada a respectiva conversão para graus. Posteriormente é realizada uma leitura da temperatura ambiente e efectuada a respectiva compensação. No bloco de temperatura é realizado uma amostragem da mesma, quando solicitado.

Por fim no menu do identificador do produto é disponibilizado um segundo menu. Neste é possível optar por atribuir um nome à amostra, onde através de quatro botões é possível navegar pelo abecedário, seleccionar a letra em questão, apagar e sair quando assim for solicitado. A outra opção disponível é um contador onde por cada amostra é incrementado o mesmo, exemplo “ID 0001”, “ID 0002”.

De salientar que após realizada qualquer função do menu, é retornado o menu principal.

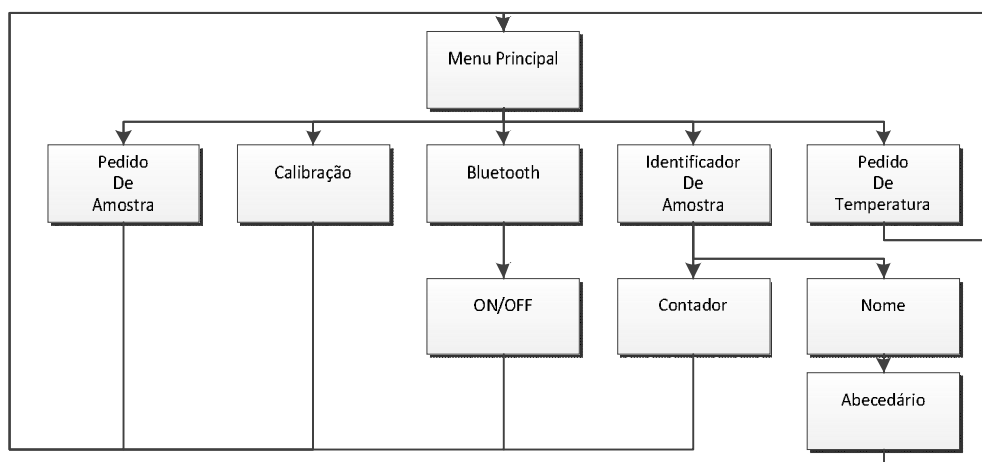


Ilustração 63 - Diagrama dos menus no *lcd*.

Dentro deste bloco está inserido o módulo *Bluetooth*, que permite ao utilizador efectuar pedidos do valor da rotação de uma amostra, de temperatura e determinar a concentração de uma substância presente amostra através de um computador, tornando o sistema mais versátil. No computador foi usado a plataforma *Java*, que permite abrir e manipular a porta COM que o módulo *Bluetooth* emula.

O programa foi realizado por forma a efectuar pedidos de rotação da amostra, de concentração e temperatura. Por sua vez o módulo '*RN-41-SM*' recebe esses mesmos pedidos, fornece-os ao microcontrolador e este efectua a respectiva acção. Após determinado o valor, da acção em questão, este envia para o módulo *Bluetooth* e este reencaminha para o programa em *Java*, funcionando como um sistema de pedido resposta.

No programa realizado em *Java* é apresentado uma primeira janela onde é apresentado uma lista das portas COM disponíveis, assim como a opção de selecção do *Baud-rate*.

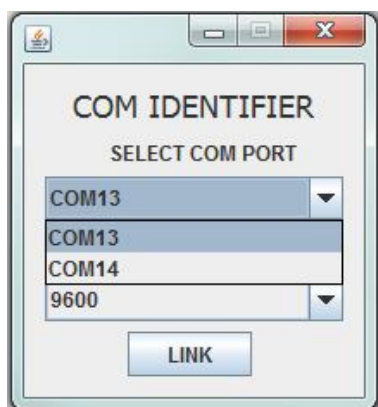


Ilustração 64 - Lista da selecção da porta COM.

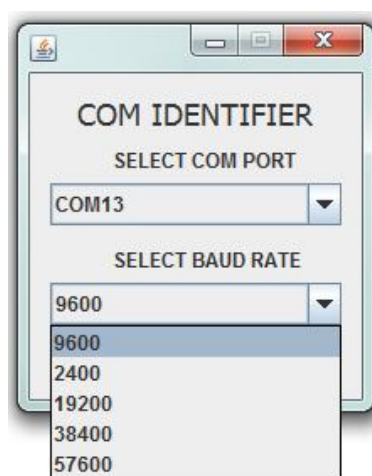


Ilustração 65 - Escolha do *Baud-rate*.

Após seleccionada a porta COM, relativa ao módulo *Bluetooth*, este altera o estado do *Led*, presente na placa, passando de verde intermitente para um verde com luz constante. Esta alteração de estado indica que a conexão entre o computador e a placa foi bem-sucedida.

Após efectuada a conexão entre os dois dispositivos surge uma nova janela. Nesta é disponibilizada duas opções, sendo que a primeira consiste na leitura do valor da rotação da luz polarizada. A segunda opção é mais evidenciada para a leitura de bebidas comerciais, onde existe um especial interesse na determinação da concentração de uma dada substância por 100mL, como geralmente vem expresso nas bebidas comerciais.

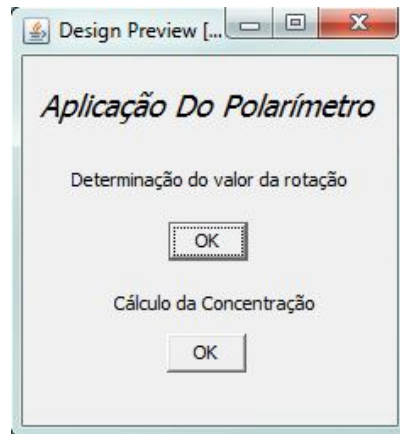


Ilustração 66 - Menu Inicial.

Caso seja seleccionado a primeira opção é então possível efectuar pedidos da rotação introduzida pela amostra em estudo e da temperatura. Optou-se por não inserir a opção de calibração, dado que esta é apenas necessária na primeira iteração do sistema, para ser tomada uma rotação inicial como referência.

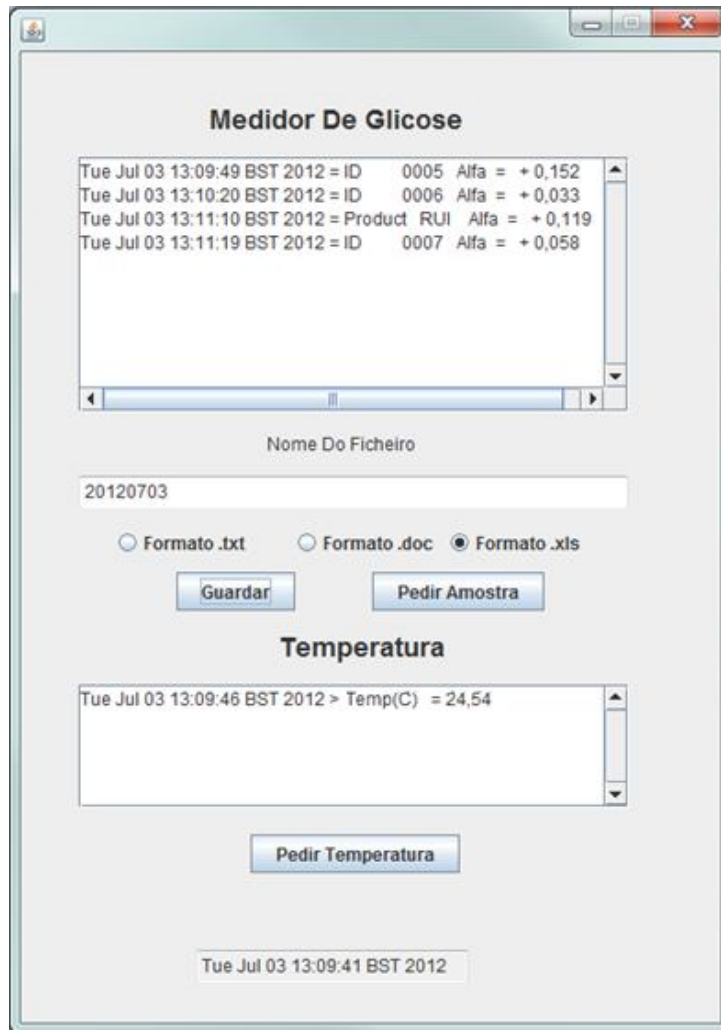


Ilustração 67 - Janela principal da determinação do valor da rotação da amostra.

No momento em que é efectuado um pedido da amostra ou de temperatura é registada a hora e a data em que este pedido foi realizado. A data e hora, no qual se iniciou o programa podem ser verificadas no fim da janela.

De modo a haver um registo das amostras retiradas foi desenvolvido uma componente no qual permitisse ao utilizador guardar os respectivos dados. O utilizador apenas tem que indicar qual o nome do ficheiro e escolher o formato desejado. Os três formatos disponíveis são de texto (.txt), no qual é possível abrir com um editor de texto tal como o *notepad*, o formato .doc no qual é possível abrir com o Microsoft Word, ou então em formato .xls no qual é possível abrir com o Microsoft Excel. Neste último formato os vários parâmetros são separados por colunas e linhas, sendo gravado a hora e

data seguido do identificador da amostra e o valor da rotação. De salientar que o valor da rotação, alfa, é obtido através da expressão (3.16).

Por definição quando é efectuado um pedido da amostra através do computador, a identificação do produto é realizada através de um contador. Esta característica deve-se ao facto de a janela onde aparecem os dados recebidos ser editável, dando a possibilidade de o utilizador realizar a edição do nome quando assim o desejar. No entanto caso seja efectuado um pedido localmente na placa, o identificador da amostra é o utilizado na altura, ou seja, caso fosse escolhido um nome para identificar o produto era esse nome que ficava registado, em vez do contador.

Tabela 6 - Exemplo de uma gravação em formato Excel.

Time		Name/ID		Alfa
Tue Jul 03 13:09:49 BST 2012	ID	5	Alfa	0,152
Tue Jul 03 13:10:20 BST 2012	ID	6	Alfa	0,033
Tue Jul 03 13:11:10 BST 2012	Product	RUI	Alfa	0,119
Tue Jul 03 13:11:19 BST 2012	ID	7	Alfa	0,058

A outra funcionalidade do programa encontra-se vocacionada para a determinação da concentração de uma dada substância. Quando esta opção for a seleccionada irá surgir uma nova janela igual à da seguinte ilustração.

The screenshot shows a software window titled "Comprimeto de onda" (Wavelength). It contains several sections:

- Comprimeto de onda**: Two radio buttons for "Sódio (Luz Amarela)" (589 nm) and "Laser He-Ne" (633nm). The "Laser He-Ne" option is selected.
- Tipo de Amostra**: Three radio buttons for "Glicose", "Frutose", and "Sacarose". "Glicose" is selected.
- Concentraçao [g/100mL]**: A text input field containing the value "16.462078035949144".
- Amostra**: A blue button.
- Gravar**: A blue button.
- Nome do Ficheiro**: A text input field containing "27072012_Concentraçao".
- Formato do Ficheiro**: Three radio buttons for ".xls", ".doc", and ".txt". ".xls" is selected.

Below the "Amostra" button, there is a small table with the following content:

ID	Concentraçao =
0001	16,4620

Ilustração 68 - Janela principal do cálculo da concentração da amostra.

Para determinar a concentração da substância a analisar, através da expressão (3.3), é necessário definir à priori diversos parâmetros, tais como o comprimento de onda da luz emissora. Assume-se que o comprimento de onda a usar é de 633nm no entanto este parâmetro pode ser alterado no menu.

A substância a analisar pode ser constituída por vários tipos de açúcar, sem ser exclusivamente a glicose. Nesta aplicação foram disponibilizadas as três substâncias mais comuns nas bebidas comerciais, sendo elas a glicose, frutose e a sacarose. De salientar que a frutose apresenta uma característica levogira, deste modo, caso esta seja seleccionada na aplicação e não seja detectado uma rotação “negativa”, é apresentado um texto informativo a dizer que na amostra não se encontra a presente substância.

Tal como sucedeu na opção da determinação do valor da rotação, também é disponibilizado a opção de gravar os resultados em formato .xls, .doc e.txt.

4.3 Amostras

Para determinar o valor da constante de ganho 'k', traçando o gráfico da ilustração 30, foram realizadas diversas amostras de concentração conhecida por forma a obter o respectivo valor de 'y'. Estas foram diluídas com água desionizada.

Através da expressão (3.3) é possível determinar qual o valor da rotação sofrida para cada tipo de amostra, sendo que as concentrações das amostras realizadas são de 0,2g/ml, 0,15g/ml, 0,1g/ml, 0,05g/ml e 0,01g/ml. De salientar que os valores são calculados para um comprimento de onda de 633nm.

- Concentração 0,2 g/ml e para um tubo com comprimento de 0,1dm

$$[\alpha]_{633nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 45,62 * 0,2 * 0,1 = 0,9124^\circ$$

- Concentração 0,15 g/ml e para um tubo com comprimento de 0,1dm

$$[\alpha]_{633nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 45,62 * 0,15 * 0,1 = 0,6843^\circ$$

- Concentração 0,1 g/ml e para um tubo com comprimento de 0,1dm

$$[\alpha]_{633nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 45,62 * 0,1 * 0,1 = 0,4562^\circ$$

- Concentração 0,05 g/ml e para um tubo com comprimento de 0,1dm

$$[\alpha]_{633nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 45,62 * 0,05 * 0,1 = 0,2281^\circ$$

- Concentração 0,01 g/ml e para um tubo com comprimento de 0,1dm

$$[\alpha]_{633nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 45,62 * 0,01 * 0,1 = 0,04562^\circ$$

Para o polarímetro analógico, *Bellingham*, dado que o comprimento de onda e o percurso óptico da amostra são diferentes, foi necessário calcular o valor da rotação para cada amostra. Como o percurso óptico é 20 vezes maior, é de esperar que o valor da rotação obtida seja superior à rotação esperada no polarímetro digital, considerando o mesmo valor de concentração. De salientar que este polarímetro foi apenas usado para termos de comparação para verificar a concentração de glicose nas amostras realizadas.

- Concentração 0,2 g/ml e para um tubo com comprimento de 20cm

$$[\alpha]_{589nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 52,74 * 0,2 * 2 = 21,04^\circ$$

- Concentração 0,15 g/ml e para um tubo com comprimento de 20cm

$$[\alpha]_{589nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 52,74 * 0,15 * 2 = 15,78^\circ$$

- Concentração 0,1 g/ml e para um tubo com comprimento de 20cm

$$[\alpha]_{589nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 52,74 * 0,1 * 2 = 10,52^\circ$$

- Concentração 0,05 g/ml e para um tubo com comprimento de 20cm

$$[\alpha]_{589nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 52,74 * 0,05 * 2 = 5,26^\circ$$

- Concentração 0,01 g/ml e para um tubo com comprimento de 20cm

$$[\alpha]_{589nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha}{l * c} \Leftrightarrow \alpha = 52,74 * 0,01 * 2 = 1,052^\circ$$

5. Resultados

Ao longo deste capítulo serão apresentados os resultados obtidos, assim como a descrição dos testes realizados. Nesta secção serão apresentados os resultados obtidos referentes às diferentes concentrações de amostras (Ver Capítulo 4.3) e de bebidas comerciais. Serão também apresentados os resultados que permitiram verificar o efeito da intensidade da fonte de luz sobre a rotação da luz polarizada, assim como a influência da luz externa. Será demonstrado que as bebidas comerciais ao conterem diferentes concentrações de açúcares (sacarose e frutose), podem apresentar um comportamento dextrogiro ou levogiro.

Todos os resultados apresentados são referentes à segunda fase de desenvolvimento, que já contempla o segundo algoritmo descrito nesta dissertação. De salientar que os testes realizados utilizam o díodo laser como feixe de luz, apresentando este um comprimento de onda de 633nm.

5.1 Determinação do Valor da Constante de Ganho 'k'

Antes de efectuar qualquer tipo de medição, foi necessário definir o valor da constante de ganho 'k'. Como tal foi necessário traçar o gráfico da ilustração 30, onde é necessário traçar um gráfico com os vários valores de 'y' em função das respectivas rotações, em radianos. Para cada amostra foram efectuadas 15 medições e posteriormente efectuada a média entre eles.

Tabela 7 - Tabela de dados, obtidos experimentalmente, para a obtenção da constante de ganho 'k'.

	Concentração (g/ml)	alfa (°)	Alfa (rad)	'y'
Amostra N°1	0,2	0,9124	0,016	0,562386
Amostra N°2	0,15	0,6843	0,0119	0,4214676
Amostra N°3	0,1	0,4562	0,008	0,2971106
Amostra N°4	0,05	0,2281	0,004	1,84E-01
Amostra N°4	0,01	0,04562	7,96E-04	0,099036

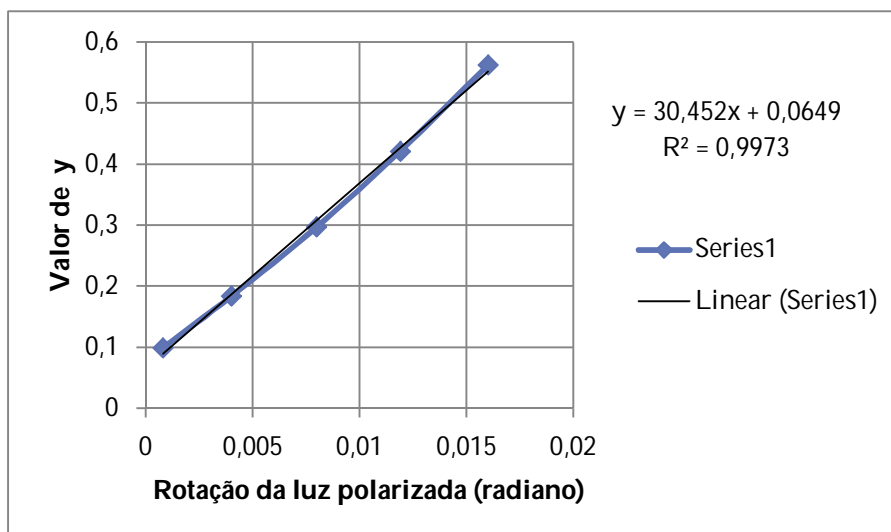


Ilustração 69 - Traçado experimental, do valor de 'y' para cada rotação da luz polarizada, para a determinação da constante de ganho 'k'.

Como verificado anteriormente, para pequenos valores de rotação, o valor do factor de ganho do sistema corresponde a metade do valor do declive da recta.

$$k = \frac{y}{2 * \alpha} = \frac{declive}{2} \approx 15$$

Desta forma, a expressão que permite determinar a rotação da luz polarizada é dada pela expressão (5.1).

$$\alpha = \frac{\arctg(\frac{y}{\sqrt{x}})}{2} [rad] \quad (5.1)$$

5.2 Influência da Luz Externa Sobre o Resultado Obtido

No decorrer do trabalho verificou-se que a presença da luz do dia, assim como a presença das lâmpadas fluorescentes, tinham grande influência nos valores obtidos dado que estes introduzem ruído no sinal. Para verificar esta ocorrência foi programado o microcontrolador para adquirir três ciclos de onda, de forma a verificar a influência da luz no sinal recebido.

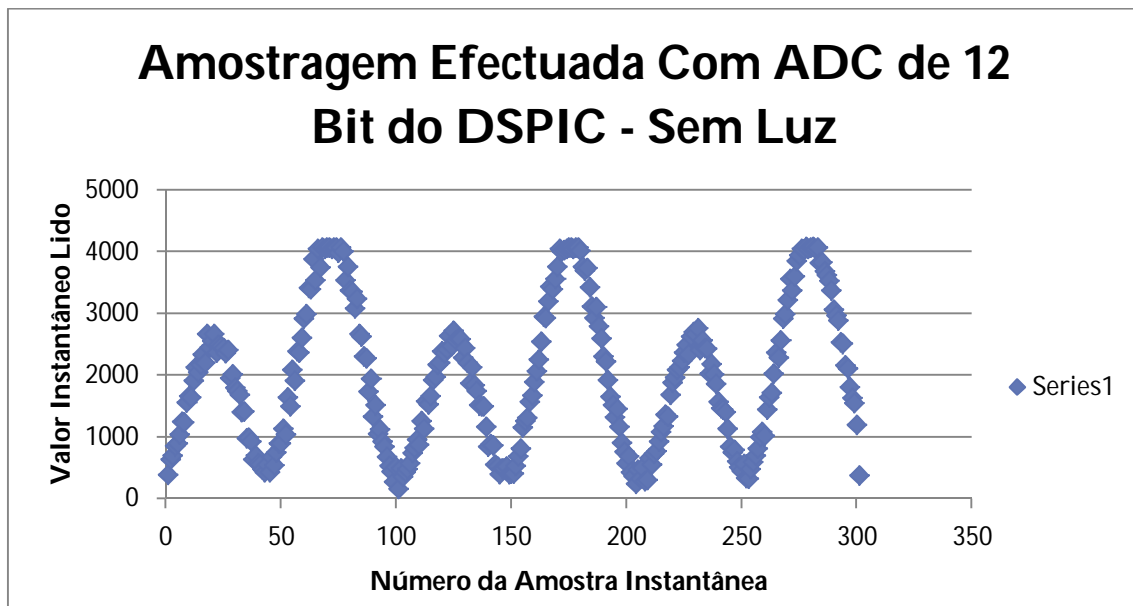


Ilustração 70 - Amostragem Efectuada Com ADC de 12 Bit do DSPIC - Sem Luz.

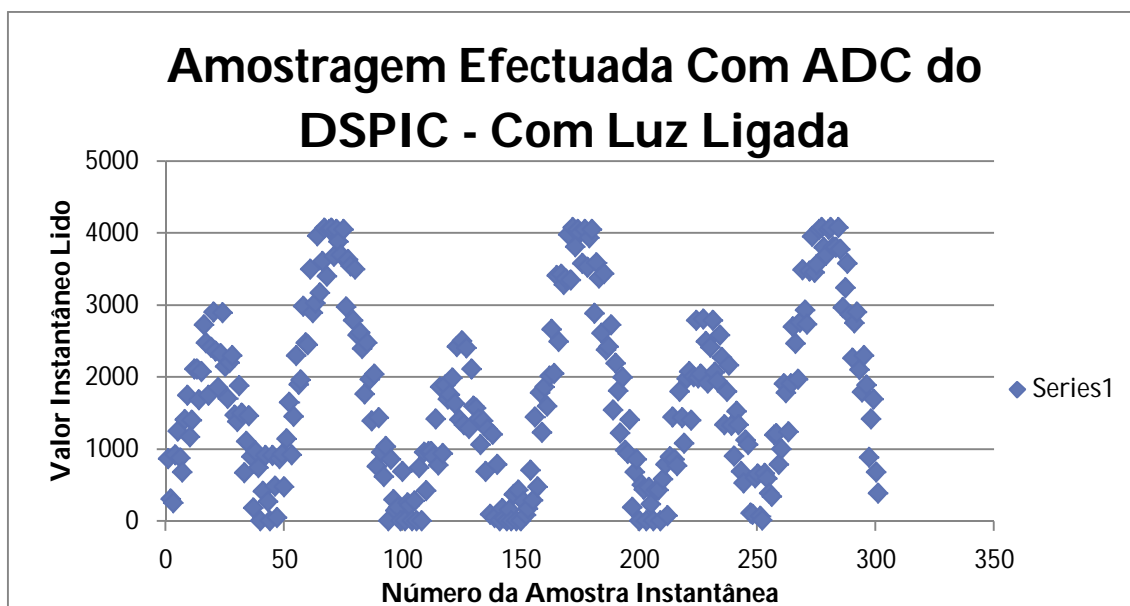


Ilustração 71 - Amostragem Efectuada Com ADC de 12 Bit do DSPIC - Com Luz.

Caso haja luz a incidir directamente no fotodíodo, verifica-se que o sinal lido pelo ADC do microcontrolador sofre distorção. Esta distorção vai provocar um desfasamento no valor obtido afectando a precisão do polarímetro, obtendo por vezes valores de rotação que diferem entre si, para a mesma amostra.

Desta forma é fundamental realizar os testes num ambiente onde não haja muita luz externa, e/ou colocar alguma protecção no fotodíodo para que este não receba luz directamente do exterior.

5.3 Medição da Rotação da Luz Polarizada para Concentrações Conhecidas

Após determinado o valor da constante de ganho 'k' foram realizados diversos testes para verificar a percentagem de erro nas leituras efectuadas. Nas primeiras medições foram consideradas as amostras de maior concentração, dado que a rotação sofrida pela luz polarizada é maior.

Deste modo, após efectuar a calibração procedeu-se à leitura da amostra com uma concentração de 0,2g/ml de glicose.

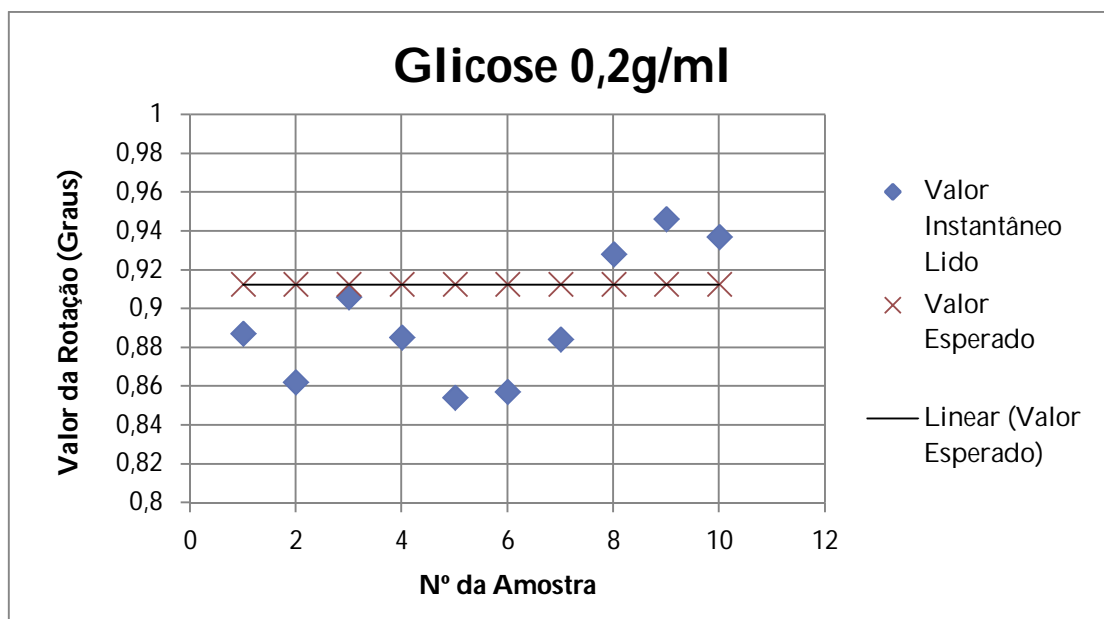


Ilustração 72 - Rotação obtida para 0,2g/ml de glicose.

Tabela 8 - Resultados para concentração de glicose 0,2g/ml.

Nº Amostra	Rotação Medida (Graus)	Valor da Rotação Média (Graus)	Rotação Esperada (Graus)	Erro (%)
1	0,887	0,8946	0,9124	1,951
2	0,862			
3	0,906			
4	0,885			
5	0,854			
6	0,857			
7	0,884			
8	0,928			
9	0,946			
10	0,937			

Verifica-se que para uma solução com uma concentração de glicose de 0,2g/ml, a percentagem de erro é de aproximadamente 2%, relativamente ao valor teórico.

Para uma amostra com uma concentração de 0,15g/ml é expectável que os valores de rotação lidos estejam em torno de 0,6843°.

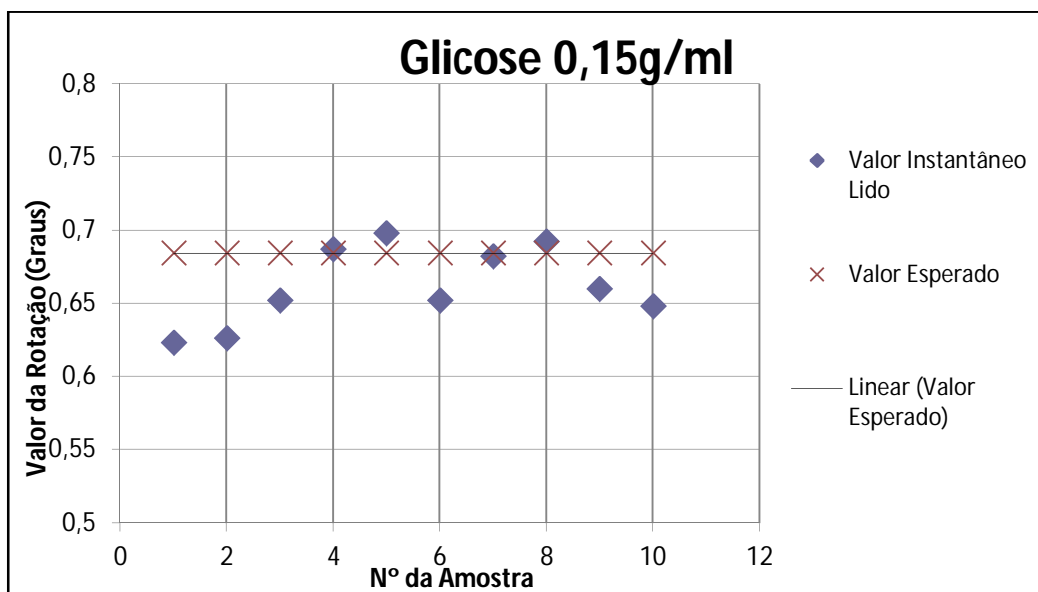


Ilustração 73 - Rotação obtida para 0,15g/ml de glicose.

Tabela 9 - Resultados para concentração de glicose 0,15g/ml.

Nº Amostra	Rotação Medida (Graus)	Valor da Rotação Média (Graus)	Rotação Esperada (Graus)	Erro (%)
1	0,623	0,662	0,6843	3,258805
2	0,626			
3	0,652			
4	0,687			
5	0,698			
6	0,652			
7	0,682			
8	0,692			
9	0,66			
10	0,648			

A percentagem de erro para as amostras com maior concentração é menor dado que existe uma maior rotação da luz polarizada ao atravessar a amostra. Como existe uma maior rotação durante o seu percurso óptico, verifica-se uma maior diferença entre os dois valores máximos, I_1 e I_2 da expressão (3.15). Para uma amostra cuja concentração é de 0,15g/ml o erro obtido é de 3,26%, apresentando um maior erro relativamente à amostra com uma concentração de 0,2g/ml.

Relativamente à amostra de glicose com uma concentração de 0,1g/ml é expectável uma rotação de 0,4562°.

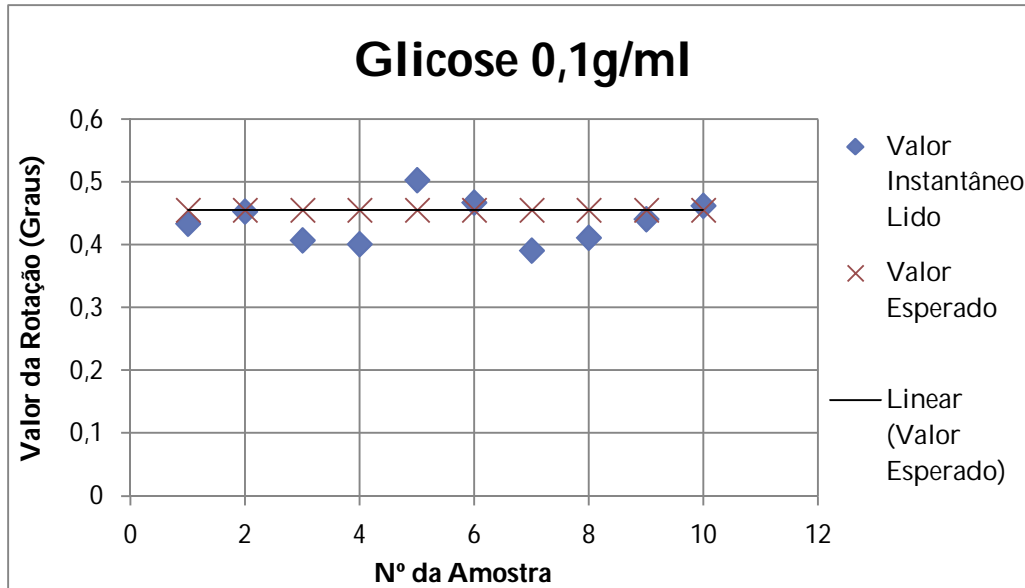


Ilustração 74 - Rotação obtida para 0,1g/ml de glicose.

Tabela 10 - Resultados para concentração de glicose 0,1g/ml.

N° Amostra	Rotação Medida (Graus)	Valor da Rotação Média (Graus)	Rotação Esperada (Graus)	Erro (%)
1	0,434	0,4377	0,4562	4,055239
2	0,454			
3	0,408			
4	0,402			
5	0,504			
6	0,468			
7	0,391			
8	0,412			
9	0,441			
10	0,463			

Para uma concentração de 0,1g/ml, a percentagem de erro da rotação obtida ainda se encontra abaixo dos 5%, apresentando este um erro de aproximadamente 4%.

Analisando a amostra de glicose de 0,05g/ml verificou-se que os valores obtidos rondavam o valor da rotação teórica, 0,2281°.

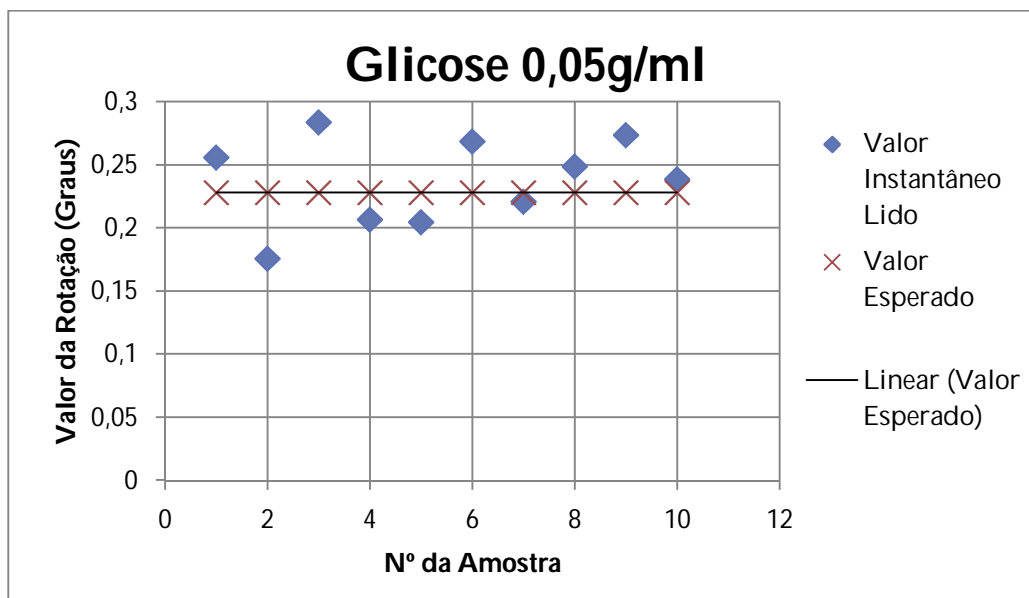


Ilustração 75 - Rotação obtida para 0,05g/ml de glicose.

Tabela 11 - Resultados para concentração de glicose 0,05g/ml.

Nº Amostra	Rotação Medida (Graus)	Valor da Rotação Média (Graus)	Rotação Esperada (Graus)	Erro (%)
1	0,256	0,238	0,2281	4,3402
2	0,176			
3	0,284			
4	0,207			
5	0,205			
6	0,269			
7	0,221			
8	0,249			
9	0,274			
10	0,239			

Para uma concentração de 0,05g/ml o erro obtido é de 4,3%, estando ainda abaixo dos 5%. No entanto para uma concentração de 0,01g/ml o erro verificado foi de

15,7%. Como seria expectável, com a diminuição da concentração maior seria o erro obtido dado a aproximação entre os dois máximos locais do sinal, sendo que para esta concentração a diferença entre estes é praticamente indistinguível a olho nu.

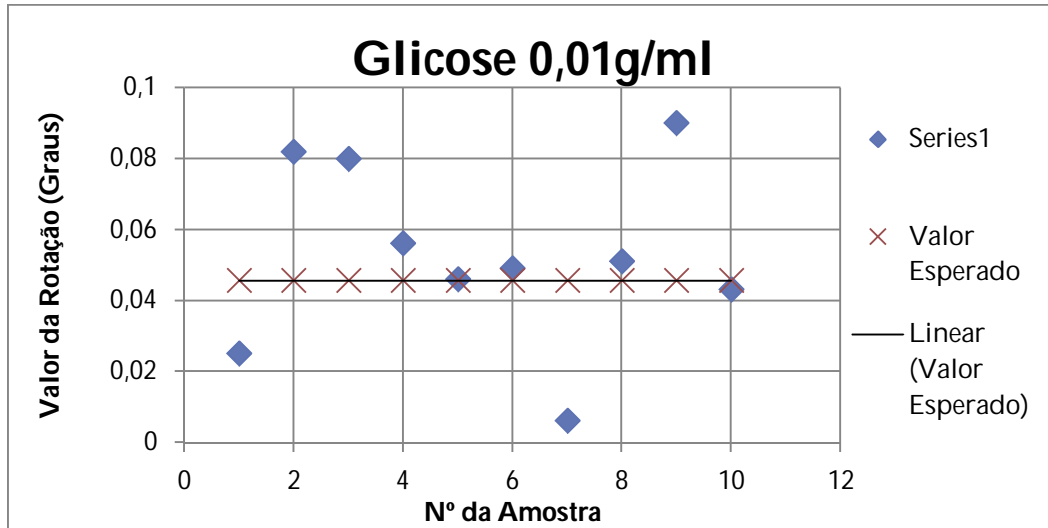


Ilustração 76 - Rotação obtida para 0,01g/ml de glicose.

Tabela 12 - Resultados para concentração de glicose 0,01g/ml.

N° Amostra	Rotação Medida (Graus)	Valor da Rotação Média (Graus)	Rotação Esperada (Graus)	Erro (%)
1	0,025	0,0528	0,04562	15,7387
2	0,082			
3	0,08			
4	0,056			
5	0,046			
6	0,049			
7	0,006			
8	0,051			
9	0,09			
10	0,043			

Através da ilustração 77, onde se encontra representado a percentagem de erro em função da concentração da amostra, é possível verificar que existe um aumento do erro obtido para as amostras de menor concentração.

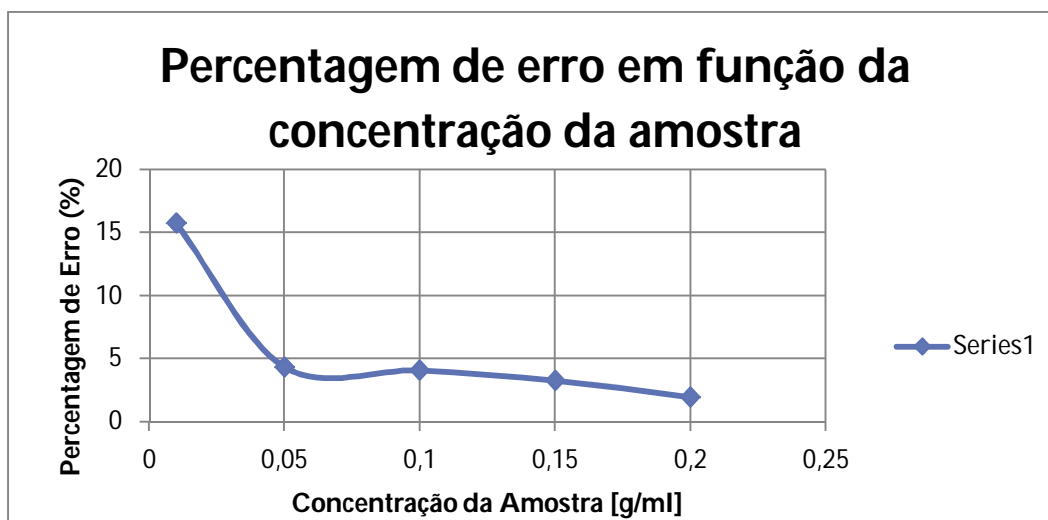


Ilustração 77 - Percentagem de erro em função da concentração da amostra.

5.3 Atenuação do Sinal Emissor

O presente teste tinha como objectivo verificar se a intensidade da fonte luz interferia na rotação da luz polarizada e por consequente nos resultados obtidos. Para atenuar o sinal foi colocado um polarizador logo a seguir à luz emissora de forma a atenuar a intensidade da mesma.

Neste teste foram efectuadas várias medições para a mesma amostra e realizada a respectiva média. No entanto para o presente teste, foram consideradas três amostras, a de maior concentração, intermédia e a de menor concentração.

Tabela 13 - Resultados para várias concentrações de glicose, atenuando a luz emissora.

Concentração da Amostra (g/ml)	Rotação Média Obtida (Graus)	Rotação Esperada (Graus)	Erro (%)
0,2	0,879	0,9124	3,79977
0,1	0,425	0,4562	7,34118
0,01	0,0997	0,04562	54,24273

Através da tabela 13, verifica-se que é possível obter resultados aproximados aos esperados, para as amostras de maior concentração. No entanto à medida que o valor da

concentração diminui o erro de leitura aumenta, sendo que para a amostra de menor concentração o erro é 54%. Deste modo, caso a aplicação necessite de analisar concentrações perto de 0,01g/ml convém ter em atenção a intensidade de luz emissora a ser usada.

5.4 Medição da Rotação da Luz Polarizada em Bebidas Comerciais

Nesta secção serão analisadas bebidas comerciais tais como os refrigerantes e néctares, que são compostos essencialmente por água e açúcar (sacarose/frutose), entre outros constituintes. Os resultados obtidos demonstram que esta ferramenta pode útil para o cálculo do teor de açúcar presente nestas bebidas, sendo este um dos parâmetros mais importantes para o controlo de qualidade e valor nutricional.

Na medição de bebidas comerciais foram escolhidas duas bebidas, uma que contivesse maioritariamente glicose e outra que contivesse frutose, para verificar o efeito de rotação dextrogiras e levogiras, respectivamente.

Como tal foi escolhido a *Seven-up* para verificar o efeito de rotação dextrogira, dado que é composto por glicose. Para analisar a frutose, foi escolhido o sumo da *Compal Fresh*, dado que é composto maioritariamente por açúcares provenientes da fruta, ou seja, frutose.



Ilustração 78 - Bebidas analisadas.

5.3.1 *Seven-up*

No caso da *Seven-up* antes de se proceder à análise da concentração, foi necessário retirar o gás da bebida dado que este interfere na leitura da rotação da luz polarizada.

Através do rótulo da bebida em questão, é possível verificar que esta bebida contém 11,2 gramas de açúcar por 100ml.

Informação Nutricional por 100 ml	
Valor Energético	45 kcal/191 kJ
Proteínas	0 g
Hidratos de Carbono	11,3 g
dos quais açúcares	11,2 g
Lípidos	0 g
dos quais ácidos gordos saturados	0 g
Fibra	0 g
Sódio	0,02 g

Cada dose de 250 ml contém 0,5 L = 2x 250 ml

Calorias	Açúcares	Lípidos	Saturados	Sódio
113 kcal	28 g	0 g	0 g	0,05 g
6%	31%	0%	0%	2%

Ilustração 79 - Rótulo da *Seven-up*.

No presente teste foi utilizado o programa realizado em *Java* que permite determinar a concentração das amostras, ilustração 68. De salientar que para determinar a concentração das bebidas é necessário recorrer à lei de *Biot*.

Neste caso concreto considerou-se um comprimento de onda de 633nm e a substância a analisar como sendo de glicose.

Como realizado nos testes anteriores, serão retiradas diversas amostras e efectuada a média das mesmas.

Tabela 14 - Tabela de resultados da concentração de glicose na *Seven-up*.

Nrº Amostra	Concentração [g/100mL]	Média das leituras efectuadas [g/100mL]	Valor esperado [g/100mL]	Erro (%)
1	10,82858395	10,88986409	11,2	2,76907
2	10,96010522			
3	11,15738711			
4	11,04778606			
5	11,00394564			
6	10,65322227			
7	10,80521701			
8	10,80666374			
9	10,65322227			
10	10,19289785			
11	10,82858395			
12	11,1354669			
13	10,67514248			
14	11,31082858			
15	11,28890837			

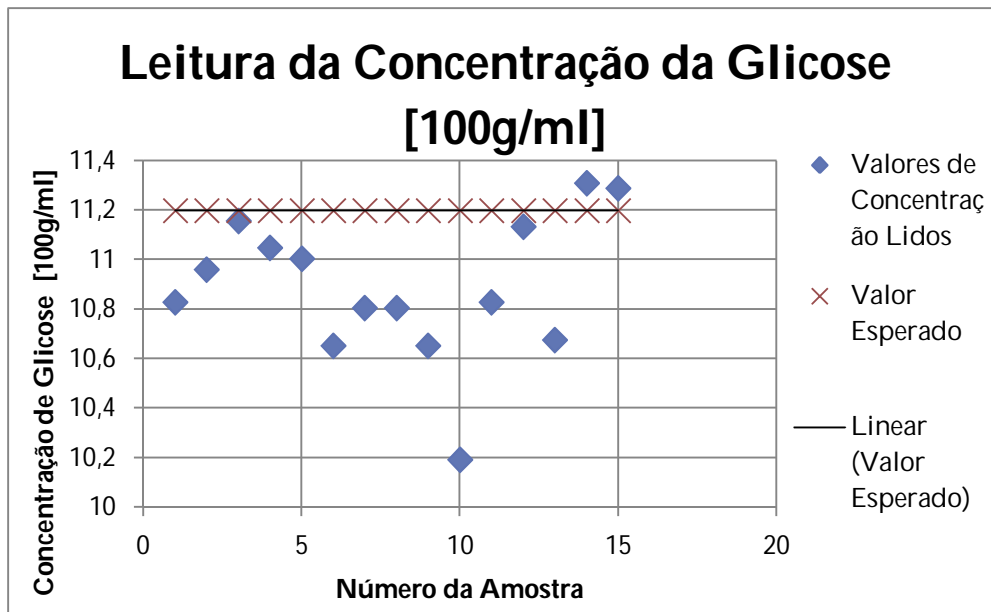


Ilustração 80 - Concentração de glicose obtida na *Seven-up*.

Nas leituras efectuadas verificou-se que o valor da concentração obtida é próxima do valor indicado no rótulo, apresentando um erro de 2,8%.

Traduzindo o valor da concentração para rotação e considerando a rotação específica da glicose, para um comprimento de onda de 633nm, era expectável obter uma rotação de 0,5109°, como se pode ver no seguinte cálculo. De salientar que o cálculo realizado é relativo a 100ml.

$$\begin{aligned} [\alpha]_{633nm \text{ Glicose}}^{20^\circ} &= \frac{\alpha_{\text{Teórico}} * 100ml}{l * c} \Leftrightarrow \alpha_{\text{Teórico Glicose}} = \frac{[\alpha]_{633}^{20^\circ} * l * c}{100ml} \\ &= \frac{11,2 * 0,1 * 45,62}{100} = 0,5109^\circ \end{aligned}$$

Por sua vez a concentração de glicose medida foi de 10,9g/100ml, apresentando uma diferença de 0,3g/100ml. Convertendo a concentração obtida para rotação da luz polarizada, o valor obtido foi de 0,497° resultando numa diferença de rotação, relativamente ao valor teórico de 0,0139°.

$$\alpha_{\text{Experimental Glicose}} = \frac{[\alpha]_{633 \text{ Glicose}}^{20^\circ} * l * c}{100ml} = \frac{10,9 * 0,1 * 45,62}{100} = 0,497^\circ$$

5.3.1 *Compal Fresh*

Para verificar o efeito da rotação ‘negativa’, ou seja, levogira foi tomado como escolha um sumo cujo açúcar fosse proveniente da fruta, sendo assim maioritariamente composto por frutose.

Para o caso da frutose, a rotação específica, para um comprimento de 633nm, é de $-75,6^\circ \text{cm}^3/\text{g dm}$.



Ilustração 81 - Rótulo da *Compal Fresh*.

Para uma concentração de 9,5g/100ml é expectável que o valor da rotação seja de aproximadamente $-0,7182^\circ$, considerando que a bebida é composta apenas por frutose.

$$\alpha_{\text{Teórico Frutose}} = \frac{[\alpha]_{633}^{20^\circ} \text{Frutose} * l * c}{100\text{ml}} = \frac{9,5 * 0,1 * (-75,6)}{100} = -0,7182^\circ$$

Dado que o valor a apresentar é de concentração, o sinal negativo da rotação anula com o sinal negativo da rotação específica.

Os resultados lidos foram abaixo do valor calculado teoricamente. O valor médio da rotação foi de $-0,157^\circ$ estando muito abaixo do valor teórico, no entanto os resultados obtidos foram coerentes e após uma pesquisa mais exaustiva chegou-se à conclusão que o *Compal Fresh* não é composto apenas por frutose. Apesar de no rótulo dizer que não há adição de açúcar, verificou-se que este sumo contém frutose e outras

substâncias opticamente activas, que influenciam na determinação da concentração da frutose. [19]

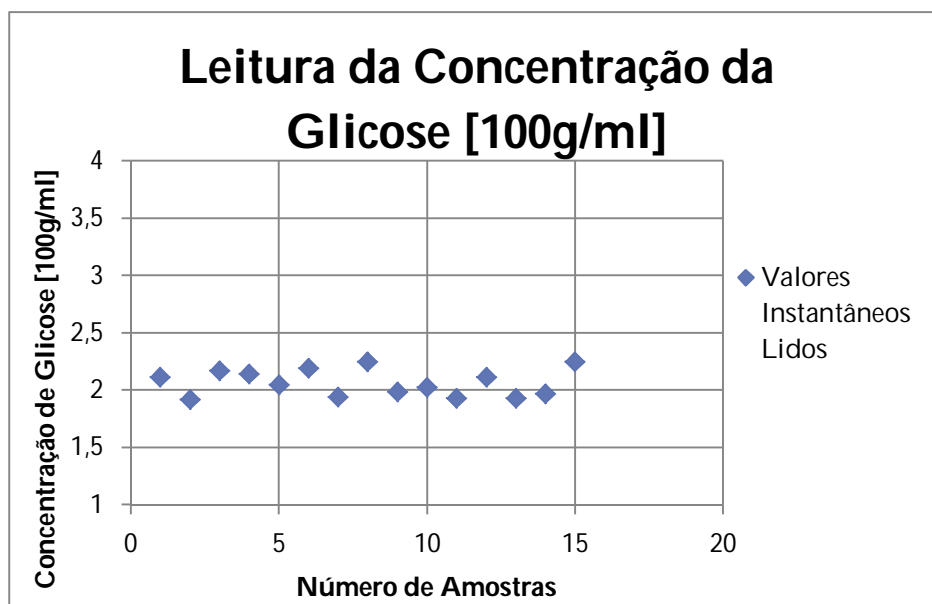


Ilustração 82 - Concentração de glicose obtida no *Compal Fresh*.

Após efectuadas as medições já mencionadas, traçou-se um gráfico que relaciona o ângulo da rotação em graus, em função da concentração de glicose (g/ml). De salientar que para a realização do gráfico não foi contabilizado a amostra de *Compal Fresh*, dado que esta não possuía unicamente glicose na sua constituição.

Tabela 15 - Dados obtidos experimentalmente, da relação de ângulos de rotação medidos em função da concentração [g/ml].

Valores de Concentração Analisados [g/ml]	Valores de Rotação Médio Obtidos [Graus]
0,109	0,497
0,01	0,0528
0,05	0,238
0,1	0,4377
0,15	0,662
0,2	0,8946

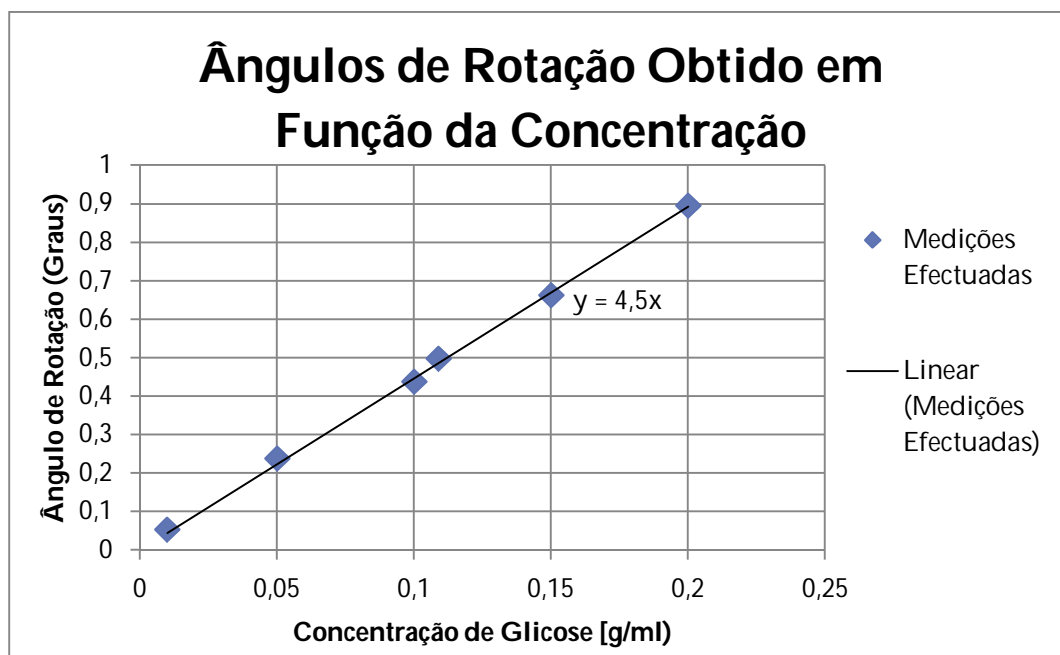


Ilustração 83 - Relação de ângulos de rotação medidos em função da concentração [g/ml].

Analisando o gráfico é possível verificar que existe uma relação linear entre os ângulos de rotação e a concentração de glicose medida. Este apresenta uma correlação dos dados de 0,9996, confirmando linearidade nos resultados obtidos.

O declive da recta representa a rotação específica da glicose, multiplicada pelo percurso óptico da amostra. Deste modo, o valor teórico do declive da recta seria de 4,562, apresentando um desvio de 0,062 relativamente ao valor prático.

$$[\alpha]_{633nm}^{25^\circ} = \frac{\alpha_{teórico}}{l * c} \Leftrightarrow \alpha_{teórico} = [\alpha]_{633nm}^{25^\circ} * l * c = 4,562 * c$$

5.5 Custos do Projecto

Por fim, é apresentado os custos de projecto da primeira e segunda fase, de modo a existir um termo de comparação dos custos envolvidos nas várias fases de desenvolvimento do projecto. Na primeira fase do projecto, os custos envolvidos são de aproximadamente 7845€ Na segunda fase de implementação, verificou-se um decréscimo de 5800€, ficando os custos do polarímetro em, aproximadamente 2000€

Sensor de Glicose Polarimétrico

Tabela 16 - Tabela de custos da primeira fase.

Componente	Unidades	Preço unitário	Preço total das unidades
TEKTRONIX - TDS2022C	1	1136 €	1136 €
TEKTRONIX - AFG3021B	1	1750 €	1750 €
Laser	1	681,30 €	681 €
Conversor de corrente-tensão	1	1873,00 €	1873 €
Cristal Líquido	1	400 €	400 €
Lâminas $\lambda/4$	2	360 €	720 €
Polarizadores	2	320 €	640 €
Cuvete Quartz	1	145 €	145 €
Computador	1	500 €	500 €
Total			7845,30 €

Tabela 17 - Tabela de custos da segunda fase.

Componente	Unidades	Preço unitário	Preço total das unidades
dspic30f3014	2	3,02 €	6,04 €
AD623	2	1,68 €	3,36 €
OPA620	1	1,23 €	1,23 €
lf353	2	0,15 €	0,30 €
ua741	1	0,09 €	0,09 €
tpl0501	1	0,95 €	0,95 €
RN-41-SM	1	42,48 €	42,48 €
LCD	1	8,31 €	8,31 €
TSIC 306	1	11,56 €	11,56 €
MC7905	2	0,35 €	0,69 €
MC7805	2	0,13 €	0,25 €
Conectores+Resistências+Condensadores+LED	.		7,00 €
Cristal Líquido	1	400 €	400 €
Lâminas $\lambda/4$	2	360 €	720 €
Polarizadores	2	320 €	640 €
Cuvete Quartz	1	145 €	145 €
Total			1987,26 €

5.6 Protótipo

Como foi referido ao longo do trabalho, houve um interesse particular em separar os vários blocos que constituem o polarímetro de forma a eliminar eventuais fontes de ruído que pudessem interferir na leitura dos dados. A caixa onde foi colocado o polarímetro permite separar a parte óptica da parte de electrónica, dado que para realizar pedidos de amostra é apenas necessário introduzir a amostra no recipiente de quartzo, presente no módulo de óptica. As ilustrações que se seguem apresentam as várias placas de circuito impresso, emissora e receptora, que constituem o polarímetro. As legendas que acompanham as figuras identificam os principais componentes.

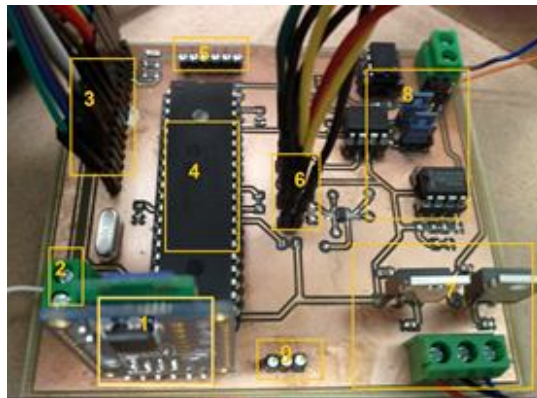


Ilustração 84 - Bloco Receptor: 1 - Módulo de Bluetooth; 2 - Entrada do Sinal de Passagem Por Zero; 3 - Conector do LCD; 4 - Microcontrolador; 5 - Ficha de Programação do Microcontrolador; 6 Conector dos Botões; 7 - Bloco de Alimentação; 8 - Sinal de Entrada do Bloco Óptico e Respetivo Acondicionamento; 9 - Conector do Sensor de Temperatura.

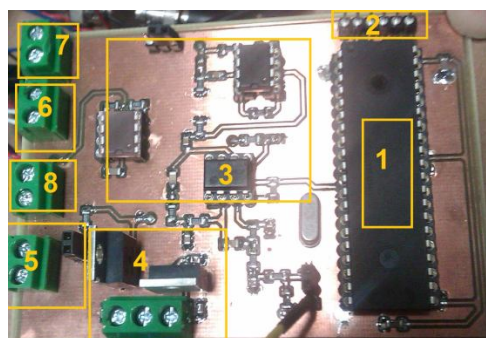


Ilustração 85 - Bloco Emissor: 1 - Microcontrolador; 2 - Ficha de Programação do Microcontrolador; 3 - Acondicionamento do Sinal Emissor; 4 - Bloco de Alimentação; 5 - Conector do Sinal Emissor de Luz; 6 - Sinal de Saída da Onda Sinusoidal; 7 - Sinal Sinusoidal Externo; 8 - Sinal de Passagem Por Zero.

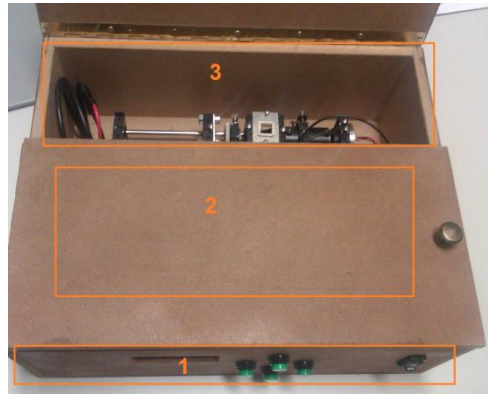


Ilustração 86 - Circuito Óptico e Respectiva Caixa de Prototipagem: 1 – Interface com o Utilizador; 2 – Bloco de Electrónica (Placa de Circuito Impresso do Bloco Receptor e Emissor); 3 – Circuito Óptico;

6. Conclusões e Trabalho Futuro

6.1 Conclusões

Na presente dissertação foi apresentado e analisado um sistema não invasivo que permite determinar a concentração de glicose numa amostra líquida. Este sistema é baseado num cristal líquido, ao qual é aplicado um sinal de tensão sinusoidal. No desenvolvimento do projecto foram implementados dois algoritmos que permitem calcular o valor da concentração da glicose. Verificou-se que um dos algoritmos podia ser implementado em módulos de *hardware* simples evitando o recurso ao PC, osciloscópio e outros equipamentos de bancada.

No polarímetro implementado verificou-se que este é capaz de medir concentrações de glicose até 0,01g/ml, sendo que para amostras com uma concentração inferior a esta, o erro obtido é superior a 15%. Para a realização dos testes foi utilizado uma amostra com um percurso óptico de 1 cm. Caso fosse utilizado uma cuvete cujo percurso óptico fosse vinte vezes superior ao utilizado, como na maior parte dos polarímetros, seria possível efectuar análises ao fluido intestinal humano para a detecção da diabetes, dado que o valor normal da concentração de glicose de uma pessoa é abaixo de 110mg/dl e caso tenha diabetes é superior a 126mg/dl. Deste modo, ao usar uma cuvete cujo percurso óptico seja vinte vezes superior ao usado, o valor mínimo de concentração que seria possível medir seria de 50mg/dl, com uma margem de erro de 15%. Por consequente, o sistema proposto tem potencial para a monitorização de glicose em concentrações fisiológicas, caso seja adaptado para tal.

Para o caso das bebidas comerciais verificou-se que o polarímetro desenvolvido apresenta um erro médio de 2,77%, relativamente à concentração de glicose esperada no caso da *Seven-up*. No entanto para o caso da *Compal*, o estudo da sua constituição não foi conclusivo, dado não ter havido informação detalhada da mesma.

Adicionalmente, verificou-se que para efectuar as medições é necessário ter em conta o meio que envolve o mesmo, dado que o fotodíodo não pode ser exposto directamente à luz solar e/ou a outra fonte luminosa, dado que este provoca ruído no sinal. Foi também confirmado que a intensidade do sinal da luz emissora não influencia

nos resultados obtidos, para as amostras com maior concentração embora tenha influência na margem de erro.

Analisando os resultados obtidos verificou-se na linearidade dos mesmos, apresentando uma percentagem de erro semelhante a outros estudos de polarímetros digitais. Relativamente a preços de mercado, os polarímetros digitais custam geralmente 3000€, no entanto o polarímetro digital implementado ainda em fase de protótipo apresenta um custo de 2000€, apresentando um decréscimo em relação ao polarímetro implementado na primeira fase do projecto e a outros polarímetros existentes no mercado.

6.2 Trabalho Futuro

Um futuro melhoramento seria aumentar a resolução do polarímetro digital, de modo a efectuar medições à saliva de uma pessoa, de modo a saber se esta sofre ou não de Diabetes. A nível de interface poder-se-ia adoptar por um ecrã sensível ao toque e um armazenamento de dados, do tipo *SD Card*. Para efectuar este melhoramento seria necessário efectuar a troca do microcontrolador, optando por um que possuísse mais memória interna e mais pinos de I/O.

Outra sugestão seria a eventual troca do microcontrolador presente na placa emissora, por um integrado '555' para gerar a onda quadrada. Outra hipótese passa pela utilização de um laser de comprimento de onda inferior, dado que a rotação específica é superior tornando o dispositivo mais sensível.

Em relação às amostras que têm mais do que uma substância activa, a medição da concentração poderia ser explorada usando vários comprimentos de onda.

Por fim o desenvolvimento de uma aplicação para *smartphones*, por forma a comunicar com o polarímetro via *Bluetooth* tornaria o dispositivo mais versátil. Com esta alteração seria possível efectuar um pedido de amostra sem recorrer a um computador, caso o utilizador pretendesse usufruir da aplicação realizada em *Java*.

Bibliografia

- [1] J.E. Shaw, R.A. Sicree, P.Z. Zimmet: Global estimates of the prevalence of diabetes for 2010 and 2030
- [2] Burmeister, J. J., Arnold, M. A., (1998) Spectroscopic Considerations for Noninvasive Blood Glucose Measurements with Near Infrared Spectroscopy”. IEEE Lasers and Electro-Optics Society , Leos Newsletter, v. 2, nº 2, USA
- [3] Waynant, R. W., Chenault, V. M., (1998), “Overview of Non-Invasive Fluid Glucose Measurement Using Optical Techines to Maintain Glucose Control in Diabetes Mellitus”. IEEE Lasers and Electro-Optics Society, Leos Newsletter, v. 2, nº 2, USA.
- [4] Ham, F. M; Kostanic, I.N.; Cohen, G.M.; Gooch, B.R. (1997). “Determination of Glucose Concentration in a Aqueous Matrix from NIR Spectra using optimal Time-Domin Filtering and Partial Least-Squares Regression”, IEE Transactions on Biomedical Enginerring
- [5] Sitio online: <http://members.fortunecity.com/ceera1/non.htm>
- [6] Cheng,S. C.; Huang, Y.M. (2003). “A novel Approach to Diagnose Diabetes Based on the Fractal Characteristics of Retinal Images”, IEEE Transactions on Information Technology inBiomedicine
- [7] Dib, S.A. (2000) “Automonitoração da Glicemia nos Diabetes Mellitus do Tipo1: Um Investimento Com Retorno Garantido”, Arquivos Brasileiros De Endocrinologia e Metabologia.
- [8] Ortiz, B.O.; Pinero, X.; Blanco, (2004). Intrumentation and Measurements in the Human Body. In Congress on biofluid dynamics of Human System at university of puerto rico mayaguez,
- [9] Lin, Jing-Fung; Lo, Yu-Lung, (2008) “ A novel polarimeter for the measurements of retardance and optical rotation angle”, Society for Experimental Mechanics Inc
- [10] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3125932/>
- [11] Halliday, D. Fundamentos de Física 4, Óptica e Física Moderna, 1991
- [12] Coté,IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 39. no. 7, 1992

[13] Official Journal of the European Communities, 1979, No 239/52, “Method for determining quality of sugar”

[14] COTE,G,L.; FOX, M., D.; NORTHROP, R.B. (1992) “Noninvasive optical polarimetric glucose sensing using a true phasemeasurement technique”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering

[15] Gouveia-Matos , J. A. de M., Farias ,F. M. C. de, “Isometria em compostos orgânicos”

[16] Attygalle, P.; (2008) “CH-362 Instrumental Analysis I-Unit 7: Polarimetry”, Stevens Institute Technology, Fall

[17] Claro, Óscar; (2011), “Sensor de Glicose Polarimétrico.”

[18] Lo, Yu-Lung; Yu, Tsung-Chih, (2005), “A polarimetric glucose sensor using a liquid-crystal polarization modulator driven by a sinusoidal signal.”

[19] Oliveira, Sandra, (2009) “Comunicação Empresarial - Publicidade Digital”, Instituto Superior Miguel Torga

Anexos A

Anexos A.1

Neste anexo encontra-se o ficheiro usado para simular o formato de onda e descrever o sistema polarimétrico, para um determinado valor de rotação.

```
% O eixo X e Y ficam definidos partir dos eixos do cristal. Eixo X faz
% 45° com o eixo rápido do cristal
%close all
hold on
thetaP0=0*pi/180;
thetaP90=5*pi/180;
thetaL0=-2*pi/180;
thetaL90=3*pi/180;
plotcolor='b';
fgama=125;
t=0:1/(150*fgama): 2/fgama;
gama=30*pi/180*cos(2*pi*fgama*t);
alfa=4*pi/180; %rotação produzida pela amostra
I=zeros(length(gama),1);
tt=0:1/(300*125): 1/125;
Iteorico=0.5-0.5*cos(0.1+cos(4*125*pi*tt)) %cos(500*pi*tt)
% sinal de entrada
Ein=[1 1]';%cos(pi/4);
%sin(pi/4);
%-----
% theta= angulo de rotação das bases v1 e v2
% v1= [cos(theta); sin(theta)];
```

```

% v2= [-sin(theta); cos(theta)];
% base= [v1(1) v2(1); v1(2) v2(2)]
% operacao=base*[factor1 0;0 factor2]*base';
%-----
% Polarizador a theta_P0 do eixo X no sentido do anti-horário.
theta=thetaP0;
v1= [cos(theta); sin(theta)];
v2= [-sin(theta); cos(theta)];
base= [v1(1) v2(1); v1(2) v2(2)];
P0=base*[1 0;0 0]*base';
% Polarizador a um angulo theta do eixo y no sentido do anti-horário.
theta=thetaP90;
v1= [cos(theta); sin(theta)];
v2= [-sin(theta); cos(theta)];
base= [v1(1) v2(1); v1(2) v2(2)];
P90=base*[0 0;0 1]*base';
% Lâmina de lambda/4 com o eixo rápido a um angulo theta do eixo x no sentido
do anti-horário.
theta=thetaL0;
v1= [cos(theta); sin(theta)];
v2= [-sin(theta); cos(theta)];
base= [v1(1) v2(1); v1(2) v2(2)];
L0=base*[exp(-j*pi/4) 0;0 exp(j*pi/4)]*base';
% Lâmina de lambda/4 com o eixo rápido a um angulo theta do eixo y no sentido
do anti-horário.
theta=thetaL90;
v1= [cos(theta); sin(theta)];
v2= [-sin(theta); cos(theta)];

```

```

base= [v1(1) v2(1); v1(2) v2(2)];
L90=base*[exp(j*pi/4) 0;0 exp(-j*pi/4)]*base';
% Sample
Sample=[cos(alfa) sin(alfa); - sin(alfa) cos(alfa)]
for ii=1:length(gama)
% Cristal
v1= [cos(pi/4); sin(pi/4)];
v2= [-sin(pi/4); cos(pi/4)];
base=[v1(1) v2(1); v1(2) v2(2)];
LC=base*[exp(-j*gama(ii)/2) 0;0 exp(j*gama(ii)/2)]*base';
LCmodulator=P90*Sample*L90*LC*L0*P0;
Eout=LCmodulator*Ein;
Eamp=sqrt(sum(abs(Eout).^2));
I(ii)=Eamp^2;
end
plot(t,I-mean(I),plotcolor)
% stem(abs(fft(I-mean(I))))
% plot(tt,Iteorico,plotcolor)
% stem(abs(fft(Iteorico,((2/fgama)/(1/(150*fgama))))))
1/(150*fgama)
2/fgama
legend('azul 0°','vermelho 2°','verde 4°','preto 6°','ciano 8°','magenta 10°','yellow
12°');
grid on;
hold on;

```

Anexos A.2

Neste anexo encontra-se o ficheiro, com o algoritmo base usado para determinar o valor de rotação teoricamente.

```

clc

%close all
timebase=0.5E-3;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

Tm=fzero('0.5*(besselj(1,x)-besselj(3,x))-besselj(2,x)',1.57);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Para Efeito Teórico %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

A=4;
angalfa=0.5*pi/180;
f=125;
TDC=0;
%Tm=1.3;
fase_teor=0;

t=0:5e-3/(4000):5e-3;

I=A*(0.5-0.5.*cos(2*angalfa+TDC+Tm*cos(4*f*pi*t+fase_teor)));

%I=I-mean(I)

plot(t,I)
Grid on;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Inicialização de variáveis %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

max1 = -10;
max2 = -10;
posmax1=0;
posmax2=0;
Tm=fzero('0.5*(besselj(1,x)-besselj(3,x))-besselj(2,x)',1.57);
min=0;
y=0;
alfa=0;

k=sin(Tm)/((sin(Tm/2))^2);
%k=14.5; %12.5; %Prática
%Icopy=Iosc; %OSCILOSCOPIO
Icopy=I;

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% MEDIA %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

for oo=4:(length(Icopy)-3)

    ooant=Icopy(oo-1);
    ooseg=Icopy(oo);
    Icopy(oo)=(Icopy(oo-3)+Icopy(oo-2)+Icopy(oo-
1)+Icopy(oo)+Icopy(oo+1)+Icopy(oo+2)+Icopy(oo+3))/7;
    % Icopy(oo)=(Icopy(oo-2)+Icopy(oo-
1)+Icopy(oo)+Icopy(oo+1)+Icopy(oo+2))/5;
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Detecção de picos máximos %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

for ii=6:(length(Icopy))

    if (Icopy(ii)>max1)&& Icopy(ii-5)<Icopy(ii) && Icopy(ii) >
Icopy(ii+5)
        max1=Icopy(ii);
        posmax1=ii;
    end

end

if( posmax1>(length(Icopy)/2))
    for iii=6:round(length(Icopy)/2)
        if (Icopy(iii)>max2)&& Icopy(iii-5)<Icopy(iii) &&
Icopy(iii) > Icopy(iii+5)
            max2=Icopy(iii);
            posmax2=iii;
        end
    end
else
    for iii=round(length(Icopy)/2):length(Icopy)-6
        if (Icopy(iii)>max2)&& Icopy(iii-5)<Icopy(iii) &&
Icopy(iii) > Icopy(iii+5)
            max2=Icopy(iii);
            posmax2=iii;
        end
    end
end
end

```

Sensor de Glicose Polarimétrico

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  alfa positivo ou negativo  %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

min=Icopy(round((posmax2+posmax1)/2));

if ( posmax1 < posmax2)
    y=(max1-max2)/(((max1+max2)/2) - (min))
else
    y=(max2-max1)/(((max1+max2)/2) - (min))
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%      Cálculo final      %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

alfa=(atan(y/k))/2      % Resultado em Radianos

alfa*180/pi      % Resultado em Graus
```

Anexos A.3

Neste anexo encontra-se o ficheiro, com o algoritmo usado para determinar o valor de rotação experimentalmente, em *MatLab*.

```

clc

%close all
timebase=0.5E-3;

% Obter sinal no fotodíodo através do Osciloscópio

[t,Iosc]=lab_tek2024(deviceObj,timebase);           %OSCILOSCOPIO
Iosc=Iosc-mean(Iosc);Iosc=Iosc/max(Iosc);           %OSCILOSCOPIO
Tm=fzero('0.5*(besselj(1,x)-besselj(3,x))-besselj(2,x)',1.57);

%%%%%%%%%%%% Inicialização de variáveis %%%%%%%%%%%%%

max1 = -10;
max2 = -10;
posmax1=0;
posmax2=0;
Tm=fzero('0.5*(besselj(1,x)-besselj(3,x))-besselj(2,x)',1.57);
min=0;
y=0;
alfa=0;

k=14.5; %12.5;
Icopy=Iosc; %OSCILOSCOPIO

%%%%%%%%%%%% MEDIA %%%%%%%%%%%%%

for oo=4:(length(Icopy)-3)

    ooant=Icopy(oo-1);
    ooseg=Icopy(oo);
    Icopy(oo)=(Icopy(oo-3)+Icopy(oo-2)+Icopy(oo-
1)+Icopy(oo)+Icopy(oo+1)+Icopy(oo+2)+Icopy(oo+3))/7;
    % Icopy(oo)=(Icopy(oo-2)+Icopy(oo-
1)+Icopy(oo)+Icopy(oo+1)+Icopy(oo+2))/5;
end

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Detecção de picos máximos %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
for ii=6:(length(Icopy))

    if (Icopy(ii)>max1)&& Icopy(ii-5)<Icopy(ii) && Icopy(ii) >
Icopy(ii+5)
        max1=Icopy(ii);
        posmax1=ii;
    end

end

if( posmax1>(length(Icopy)/2))
    for iii=6:round(length(Icopy)/2)
        if (Icopy(iii)>max2)&& Icopy(iii-5)<Icopy(iii) &&
Icopy(iii) > Icopy(iii+5)
            max2=Icopy(iii);
            posmax2=iii;
        end
    end

else
    for iii=round(length(Icopy)/2):length(Icopy)-6
        if (Icopy(iii)>max2)&& Icopy(iii-5)<Icopy(iii) &&
Icopy(iii) > Icopy(iii+5)
            max2=Icopy(iii);
            posmax2=iii;
        end
    end
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% alfa positivo ou negativo %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

min=Icopy(round((posmax2+posmax1)/2));

if ( posmax1 < posmax2)
    y=(max1-max2)/(((max1+max2)/2) - (min))
else
    y=(max2-max1)/(((max1+max2)/2) - (min))
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Cálculo final %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

alfa=(atan(y/k))/2                % Resultado em Radianos

alfa*180/pi                        % Resultado em Graus
    
```

Anexos B

Anexos B.1

Estudo do circuito *Sallen-Key*

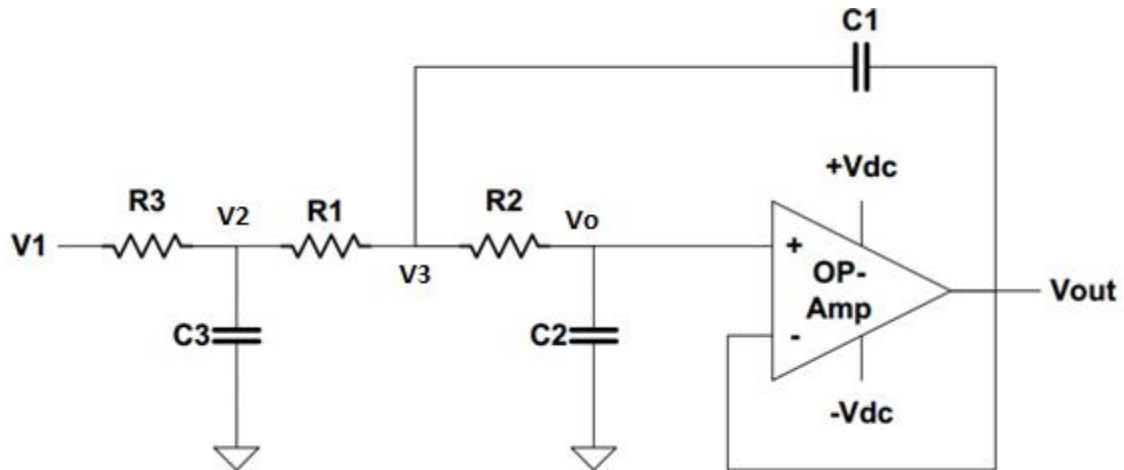


Ilustração 87 - Circuito passa-baixo *Sallen-key* de terceira ordem.

O cálculo efectuado assume que o amplificador operacional é ideal, de ganho infinito, cuja impedância de entrada é infinita e de impedância de saída igual a zero.

Analisando o respectivo circuito é possível determinar que:

$$V_{out} = V^+$$

Efectuando à análise dos nós é possível obter as seguintes equações:

- 1) $V_2 * \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} + s * C_3 \right) = \frac{V_1}{R_3} + \frac{V_3}{R_1}$
- 2) $V_3 * \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + s * C_1 \right) = \frac{V_2}{R_1} + V_o * \left(\frac{1}{R_2} + s * C_1 \right)$
- 3) $V_o * \left(\frac{1}{R_2} + s * C_2 \right) = \frac{V_3}{R_2}$

Resolvendo a equação 3), por forma a obter o termo V_3 em função de V_o :

$$4) V_0 * (1 + s * R_2 * C_2) = V_3$$

Substituindo a equação, obtida anteriormente, na equação 1) :

$$V_2 * \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} + s * C_3 \right) = \frac{V_1}{R_3} + \frac{V_0 * (1 + s * R_2 * C_2)}{R_1} \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow V_2 = \frac{R_1 * R_3}{R_1 + R_3 + s * R_1 * R_3 * C_3} * \left[\frac{V_1}{R_3} + \left(V_0 * \frac{1 + s * R_2 * C_2}{R_1} \right) \right] \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow V_2 = \frac{V_1 * R_1 + V_0 * R_3 * (1 + s * R_2 * C_2)}{R_1 + R_3 + s * R_1 * R_3 * C_3}$$

Substituindo a equação 4) na equação 2) :

$$V_0 * (1 + s * R_2 * C_2) * \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + s * C_1 \right) = \frac{V_2}{R_1} + V_0 * \frac{1 + s * R_2 * C_1}{R_2} \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow V_0 * \left[\frac{[(1 + s * R_2 * C_2) * (R_1 + R_2 + s * R_1 * R_2 * C_1) - R_1 * (1 + s * R_2 * C_1)]}{R_2} \right]$$

$$= V_2 \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow V_0 * \left[\frac{R_2 + s * [R_2^2 * C_2 + R_1 * R_2 * C_2] + s^2 * R_1 * R_2^2 * C_1 * C_2}{R_2} \right] = V_2 \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow V_0 * [1 + s * [R_2 * C_2 + R_1 * C_2] + s^2 * R_1 * R_2 * C_1 * C_2] = V_2$$

Substituindo as duas equações, anteriormente determinadas:

$$\begin{aligned} & V_0 * [1 + s * [R_2 * C_2 + R_1 * C_2] + s^2 * R_1 * R_2 * C_1 * C_2] \\ &= \frac{V_1 * R_1 + V_0 * R_3 * (1 + s * R_2 * C_2)}{R_1 + R_3 + s * R_1 * R_3 * C_3} \Leftrightarrow \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\Leftrightarrow V_0 * [R_1 + R_3 + s \\ &* (R_1 * R_3 * C_3 + R_1 * R_2 * C_2 + R_1^2 * C_2 + R_2 * R_3 * C_2 + R_1 * R_3 * C_2) \\ &+ s^2 * (R_1^2 * R_2 * C_1 * C_2 + R_1 * R_2 * R_3 * C_1 * C_2) + s^3 \\ &* (R_1^2 * R_2 * R_3 * C_1 * C_2 * C_3) - R_3 - s * R_2 * R_3 * C_2] = V_1 * R_1 \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow \frac{V_0}{V_1} &= 1/(1 + s * (R_3 * C_3 + R_2 * C_2 + R_1 * C_2 + R_3 * C_2) + s^2 \\ &* (R_1 * R_2 * C_1 * C_2 + R_2 * R_3 * C_1 * C_2) + s^3 * (R_1 * R_2 * R_3 * C_1 * C_2 \\ &* C_3)) \\ \frac{V_0}{V_1} &= 1/(1 + s * (R_3 * C_3 + (R_1 + R_2 + R_3) * C_2) + s^2 * R_2 * (R_1 + R_3) * C_1 * C_2 \\ &+ s^3 * (R_1 * R_2 * R_3 * C_1 * C_2 * C_3)) \end{aligned}$$

A função transferência do circuito é dada pela seguinte expressão:

$$\begin{aligned} \frac{V_0}{V_1} &= \\ &= \frac{1}{\frac{1}{(R_1 * R_2 * R_3 * C_1 * C_2 * C_3)} + s * \frac{(R_3 * C_3 + (R_1 + R_2 + R_3) * C_2)}{R_1 * R_2 * R_3 * C_1 * C_2 * C_3} + s^2 * \frac{(R_1 + R_3)}{(R_1 * R_3 * C_3)} + s^3} \end{aligned}$$

Sendo que a frequência de corte é dada por:

$$w_o = \frac{1}{R_1 * R_2 * R_3 * C_1 * C_2 * C_3}$$

Anexos B.2

Estudo do ganho diferencial do amplificador de instrumentação

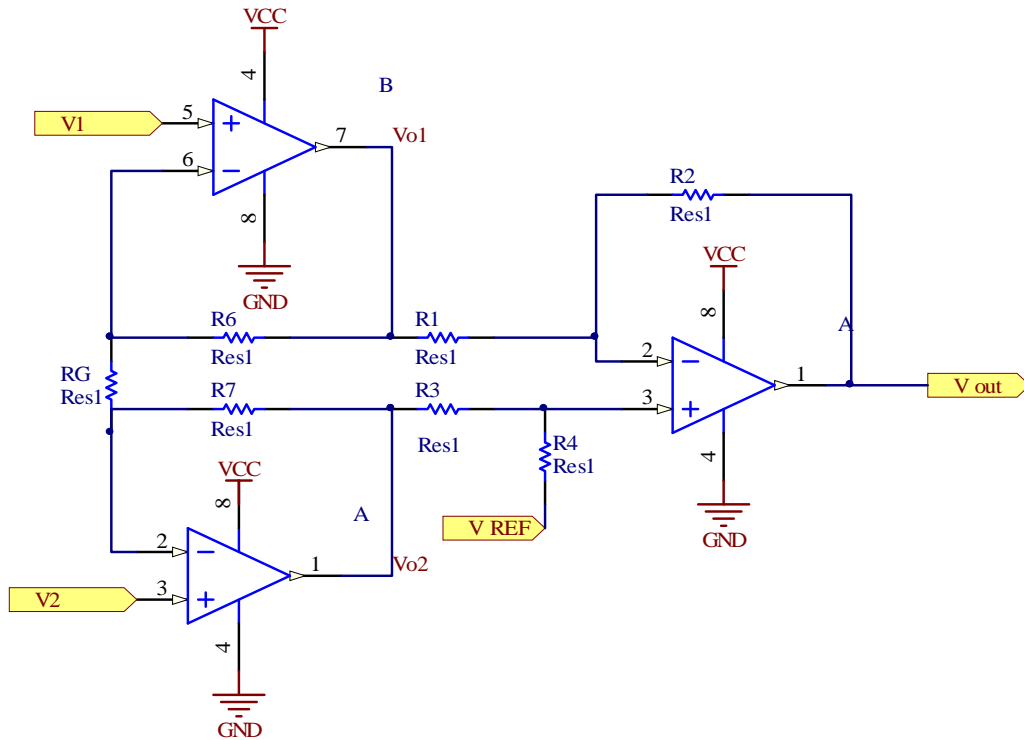


Ilustração 88 - Esquemático do AD623.

Analisando o último andar e aplicando o teorema da sobreposição temos:

$$v_{out} = -\frac{R_2}{R_1} * v_{o1} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} v_{o2} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_3}{R_4 + R_3} * v_{ref}$$

Analisando o primeiro andar de saída, aplicando o teorema da sobreposição:

Com $v_{o1} = v'_{o1} + v''_{o1}$, $v'_{o1} = v_{o1}|_{v_2=0}$ e $v''_{o1} = v_{o1}|_{v_1=0}$

$$v'_{o1} = \left(1 + \frac{R_6}{R_G}\right) * v_1$$

$$v''_{o2} = -\frac{R_6}{R_G} * v_2$$

$$v_{o1} = -\frac{R_6}{R_G} * v_2 + \left(1 + \frac{R_6}{R_G}\right) * v_1$$

Aplicando o mesmo ao ponto de tensão v_{o2} :

$$v_{o2} = -\frac{R_7}{R_G} * v_1 + \left(1 + \frac{R_7}{R_G}\right) * v_2$$

Substituindo v_{o1} e v_{o2} na expressão do andar de saída, temos:

$$\begin{aligned} v_{out} &= -\frac{R_2}{R_1} * V_{o1} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} v_{o2} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_3}{R_4 + R_3} * v_{ref} \Leftrightarrow \\ v_{out} &= -\frac{R_2}{R_1} * \left(-\frac{R_6}{R_G} * v_2 + \left(1 + \frac{R_6}{R_G}\right) * v_1\right) + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} * \left(-\frac{R_7}{R_G} * v_1\right. \\ &\quad \left.+ \left(1 + \frac{R_7}{R_G}\right) * v_2\right) + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_3}{R_4 + R_3} * v_{ref} \Leftrightarrow \\ v_{out} &= \frac{R_2}{R_1} * \frac{R_6}{R_G} * v_2 - \frac{R_2}{R_1} * \left(1 + \frac{R_6}{R_G}\right) * v_1 - \frac{R_7}{R_G} * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} * v_1 \\ &\quad + \left(1 + \frac{R_7}{R_G}\right) * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} * v_2 + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_3}{R_4 + R_3} * v_{ref} \end{aligned}$$

Como:

$$R_6 = R_7 = 50k\Omega$$

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = 150k\Omega$$

$$\begin{aligned} v_{out} &= \frac{50k\Omega}{R_G} * v_2 - \left(1 + \frac{50k\Omega}{R_G}\right) * v_1 - \frac{50k\Omega}{R_G} * (1 + 1) * \frac{1}{2} * v_1 + \left(1 + \frac{50k\Omega}{R_G}\right) \\ &\quad * (1 + 1) * \frac{1}{2} * v_2 + (1 + 1) * \frac{1}{2} * v_{ref} = \\ &= \frac{50k\Omega}{R_G} * v_2 - \left(1 + \frac{50k\Omega}{R_G}\right) * v_1 - \frac{50k\Omega}{R_G} * v_1 + \left(1 + \frac{50k\Omega}{R_G}\right) * v_2 + v_{ref} = \end{aligned}$$

$$= \frac{50k\Omega}{R_G} * v_2 - v_1 - \frac{50k\Omega}{R_G} * v_1 - \frac{50k\Omega}{R_G} * v_1 + v_2 + \frac{50k\Omega}{R_G} * v_2 + v_{ref}$$

Considerando $v_d = v_2 - v_1$, e garantindo que v_2 é maior que v_1

$$v_{out} = \left(1 + \frac{100k\Omega}{R_G}\right) * (v_2 - v_1) + v_{ref} = \left(1 + \frac{100k\Omega}{R_G}\right) * v_d + v_{ref}$$

$$A_d = \frac{dv_{out}}{dv_d} = 1 + \frac{100k\Omega}{R_G}$$

Particularizando para a situação onde $v_1 = v_2 = v_c$, ou seja, para o modo comum, obtém-se a seguinte expressão:

$$v_{out} = \frac{R_2}{R_1} * \frac{R_6}{R_G} * v_c - \frac{R_2}{R_1} * \left(1 + \frac{R_6}{R_G}\right) * v_c - \frac{R_7}{R_G} * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} * v_c$$

$$+ \left(1 + \frac{R_7}{R_G}\right) * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} * v_c + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_3}{R_4 + R_3} * v_{ref}$$

$$v_{out} = \left(-\frac{R_2}{R_1} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3}\right) * v_c + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_3}{R_4 + R_3} * v_{ref}$$

Onde o ganho em modo comum é dado por:

$$A_c = \frac{dv_{out}}{dv_c} = -\frac{R_2}{R_1} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3}$$

Neste circuito pretende-se maximizar o ganho em modo diferencial e que o ganho comum seja o mais possível, ou mesmo nulo.

$$A_c = 0 \Leftrightarrow -\frac{R_2}{R_1} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \frac{R_4}{R_4 + R_3} = 0 \Leftrightarrow -\frac{R_2}{R_1} + \frac{R_4}{R_4 + R_3} + \frac{R_2 * R_4}{(R_4 + R_3) * R_1}$$

$$= 0 \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow 2R_2R_4 = R_4R_1 + R_2R_3$$

Como $R_2 = R_4 = R_1 = R_3 = R$ tem-se que:

$$2R^2 = 2R^2$$

Ou seja, o integrado AD623, encontra-se dimensionado para que o ganho em modo comum seja próximo de zero.