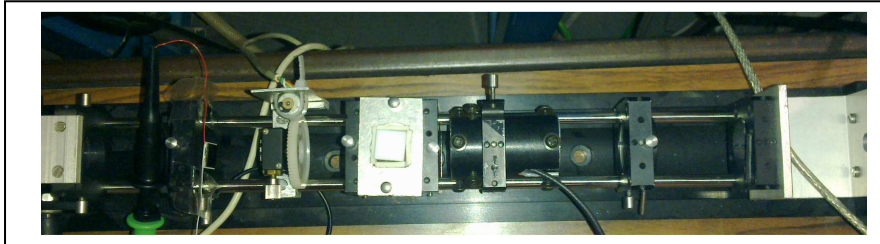


INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE LISBOA
Área Departamental de Engenharia de Electrónica e
Telecomunicações e de Computadores



Sensor de Glicose Polarimétrico

Óscar Filipe Nunes Claro
(Licenciado)

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

Orientador(es):

Doutor João Pedro Barrigana Ramos da Costa
Doutora Paula Maria Garcia Louro Antunes

Júri:

Presidente: Doutor Mário Pereira Véstias
Vogais: Doutor Alessandro Fantoni

Outubro de 2011

Agradecimentos

Gostaria de mostrar o meu agradecimento sincero a todos aqueles que contribuíram, directa ou indirectamente, para que este trabalho fosse realizado, em especial:

Agradeço ao professor Doutor João Costa pela disponibilidade, orientação e principalmente pelos valiosos esclarecimentos e ajudas que me facultou. Agradeço também por todos os conhecimentos que me foram transmitidos e pelo acompanhamento e revisão atenta que concedeu esta dissertação.

Ao professor Doutor Miguel Fernandes pela ajuda que proporcionou na concepção de alguns objectos para utilização do projecto e pelas sugestões para a evolução do projecto.

Ao departamento de Eng. química pelo facto de terem disponibilizado as amostras de glicose.

Aos meus pais e irmão e irmã, pelo estímulo e apoio incondicional que me proporcionaram tanto na vida académica, pessoal e profissional.

A toda a minha família, tios, primos e avós, por sempre acreditarem em mim e no meu valor no trabalho.

A todos os 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.

Resumo

Esta tese tem como principal objectivo a investigação teórica e experimental do desempenho de um sensor polarimétrico baseado num cristal líquido para medição da concentração de glicose. Recentemente uma série de sensores polarimétricos baseados em cristais líquidos foram propostos na literatura e receberam considerável interesse devido as suas características únicas. De facto, em comparação com outros moduladores electro-ópticos, o cristal líquido funciona com tensões mais baixas, tem baixo consumo de energia e maior ângulo de rotação. Além disso, este tipo de polarímetro pode ter pequenas dimensões que é uma característica interessante para dispositivos portáteis e compactos. Existem por outro lado algumas desvantagens, nomeadamente o facto do desempenho do polarímetro ser fortemente dependente do tipo de cristal líquido e da tensão a ele aplicada o que coloca desafios na escolha dos parâmetros óptimos de operação. Esta tese descreve o desenvolvimento do sensor polarimétrico, incluindo a integração dos componentes de óptica e electrónica, os algoritmos de processamento de sinal e um interface gráfico que facilita a programação de diversos parâmetros de operação e a calibração do sensor. Após a optimização dos parâmetros de operação verificou-se que o dispositivo mede a concentração da glicose em amostras com uma concentração de 8 mg/ml, com uma percentagem de erro inferior a 6% e um desvio padrão de 0,008°. Os resultados foram obtidos para uma amostra com percurso óptico de apenas 1 cm.

Palavras-Chave: Cristal Líquido, Polarimetria, Medição de Glicose, Polarizador, Sensor de Glicose

Abstract and Keywords

This thesis reports a theoretical and experimental investigation of the performance of a liquid crystal polarimetric glucose sensor. Recently a number of such polarimetric sensors were proposed in the literature and received considerable attention due to various attractive features. In fact, compared with other electro-optical solutions, the liquid crystal operates at lower voltages, has lower power consumption, and a wider-angle of rotation. In addition, this type of polarimeter can be made compact which is an interesting feature for portable devices. On the other hand the performance of the polarimeter is known to be strongly dependent on the type of liquid crystal and the driving voltage applied to it. In this thesis we describe the implementation of a polarimetric sensor, based on a liquid crystal. Details of the integration of several optical and electronic modules as well as the signal processing algorithms are given. In addition a user interface was developed for characterization of the sensor's performance where the waveform, frequency and amplitude of the driving signal can be programmed. Using this system we conclude on general limitations of this type of sensors and derive the conditions for optimal performance. The fine-tuned sensor is used to measure the concentration of glucose in several samples. We conclude that the sensor measures glucose concentrations down to 8mg/ml with an error percentage of less than 6% and standard deviation of $0,008^\circ$ using an optical path just 1cm long.

Keywords: Liquid Crystal, Optical Polarimetry, Glucose Measurement, Polarizer, Glucose Sensor

Índice

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract and Keywords.....	vii
Índice de figuras.....	xi
Índice de Tabelas	xiii
Acrónimos.....	xiv
Acrónimos.....	xiv
Capítulo 1 – Introdução	1
1.1 - Objectivo do Trabalho.....	3
1.2 - Notação Utilizada	3
1.3 - Organização da dissertação	4
Capítulo 2 – Estado de Arte	5
2.1 - Near Infrared Spectroscopy (NIR)	5
2.2 - Polarimetria	6
Capítulo 3 – Modulo polarizador cristal líquido.....	9
3.1 - Fundamentação Teórica.....	9
3.1.1 - Luz.....	9
3.1.2 - Polarização	10
3.1.3 - Polarizadores por Birrefringência.....	11
3.1.4 - Dicroísmo – polarização por absorção selectiva	12
3.1.5 - Actividade Óptica.....	14
3.1.6 - Célula de Pockels	15
3.1.7 - Efeito de Kerr	17
3.1.8 Efeito de Faraday	18
3.1.9 - Matriz de Jones.....	19
3.2 - Sistema de Medição Desenvolvido.....	20
3.2.1 - Controlador Eléctrico Óptico de Cristal Líquido	22
Capítulo 4 – Implementação	27
4.1 - Simulador Cristal Líquido	28
4.1.1 - Resultados Simulados.....	29
4.1.2 – Comparação resultados práticos	34
4.2 - Implementação Utilizando Ferramenta Matlab	35
4.3 - Sistema de Comunicação:.....	45
4.3.1 - Bluetooth	46

4.3.3 - Motor de Passo	48
4.3.4 - Transmissão	49
4.3.5 - Recepção.....	49
4.3.6 - Definir Resolução do ADC:	50
4.3.7 - Inicialização e configuração do ADC.....	50
4.4 - Gerador de Sinais.....	52
Capítulo 5 – Resultados	57
5.1 – Resultados obtidos para diferentes concentrações de açúcares	57
5.1.1 – Calibração do Sistema.....	57
5.1.2 - Resultados Glicose	59
5.2 -Resultados bebidas comerciais	63
5.2.1 - Ice-tea / 7Up	64
5.2.3 - Compal Fresh.....	66
Capítulo 6 – Conclusões	69
6.1 – Conclusões	69
6.2 – Trabalho Futuro	69
Bibliografia	71
Anexo A	73
Anexo A.1 – Polarimetro.m.....	73
Anexo A.2 – defase.m.....	79
Anexo A.3 – poli.m.....	80
Anexo B	84
Anexo B.1 – stepper.m.....	84

Índice de figuras

Figura 1. Mudança na rotação específica da glicose, em função do comprimento de onda.....	7
Figura 2 – Caminho do feixe através da câmara anterior do olho	8
Figura 3 – Diagrama radiação electromagnético para diferentes comprimentos de onda.9	
Figura 4 – Onda plana propagando-se na direcção positiva do eixo Z [11].	10
Figura 5 – Diferentes estados de polarização	11
Figura 6 – Ilustração de idênticos planos de polarização	12
Figura 7 – Ilustração de diferentes planos de polarização	12
Figura 8 – Polarização da luz por absorção selectiva	12
Figura 9 – Lei de Malus.	13
Figura 10 – Rotação plano polarização da luz devido actividade óptica do meio.	15
Figura 11 – Célula de Pockels com campo eléctrico transversal.....	16
Figura 12 – Célula de Pockels longitudinal	16
Figura 13 – Célula de Pockels longitudinal	17
Figura 14 – Modulador por efeito de Faraday	19
Figura 15 – Sistema de medição de glicose (1) Fotodíodo, (2) Analisador c/motor de passo (3) Amostra (4) Rotador Óptico (5) Polarizador (6) Laser	21
Figura 16 – Diagrama esquemático do sistema de medição de glicose.	21
Figura 17 – Representação esquemática de um arranjo óptico [23]	23
Figura 18 – Estrutura cristal líquido (vista lateral) (a) Circuito Aberto (b) Circuito Fechado	23
Figura 19 – Algoritmo de processamento de sinal.	25
Figura 20 – Sistema de coordenadas utilizado pelo simulador LCD Master.....	28
Figura 21 – Esquema do Modulo para rotação da luz no simulador LCD Master	29
Figura 22 – Ilustração do efeito birrefringente no cristal líquido [22]	31
Figura 23 – Resultado da simulação efectuada para $f=125\text{Hz}$ e amplitude (a)4 V. De salientar que o ângulo das moléculas do cristal liquido oscila ao dobro da frequência da tensão aplicada.	31
Figura 24 – Resultado da simulação efectuada para $f=125\text{Hz}$ e amplitude 8 V	32
Figura 25 – Variação do ângulo de inclinação para uma frequência de 125Hz e 12V ...	32
Figura 26 – Resultado da simulação efectuada para $f=125\text{Hz}$ 16V.....	33

Figura 27 – Sinal detectado experimentalmente para $\alpha=0^\circ$ $f=125\text{Hz}$ e amplitudes 6Vpp e 4Vpp nomeadamente	35
Figura 28 – Comportamento esperado Sinal Cristal Liquido	36
Figura 29– Aplicação utilizada para controlo e aquisição de sinal. O significado dos gráficos é explicado no texto.	37
Figura 301 – Aquisição para $\alpha=0^\circ$	38
Figura 31 – Aquisição para $\alpha=5^\circ$	39
Figura 32 – Aquisição para $\alpha=10^\circ$	40
Figura 33 – Resposta dos filtros para $\alpha=-0.5174^\circ$	41
Figura 34 – Resposta dos filtros para $\alpha=0.5425^\circ$	41
Figura 35 – Analisador controlado através de um motor de passo	43
Figura 36 – Desfasamento sinal proveniente do fotodíodo	44
Figura 37 – Sinal fotodíodo para uma solução glicose de 0.1g/ml.....	45
Figura 38 – Diagrama blocos comunicação Matlab/PIC	45
Figura 39 – Máquina de Estados.....	47
Figura 40 – Princípio de Operação	48
Figura 41 – Formato Trama Enviada Pelo PC.....	49
Figura 42 – Resposta do filtro MAX7400	54
Figura 43– Circuito de gerador de onda sinusoidal à frequência de 125Hz	55
Figura 44 – Onda sinusoidal gerada à saída do MAX7400	55
Figura 45 – Conversor corrente-tensão.....	56
Figura 46 – Medições para calibração do sistema	58
Figura 47 – Rotação obtida para 0.1g/ml de glicose.....	59
Figura 48 – Sinal fotodíodo 0.1g/ml (a) Sinal fotodíodo utilizando água destilada (b) .	60
Figura 49 – Sinal fotodíodo 8mg/ml.....	61
Figura 50 – Rotação obtida para 8mg/ml de glicose.....	61
Figura 51 – Rotação obtida para 6mg/ml de glicose.....	62
Figura 52 – Bebidas Comerciais analisadas	63
Figura 53 – Rótulos Ice-Tea / 7 Up	64
Figura 54 – Medições Obtidas para Ictea / 7 Up.....	65
Figura 55 – Rotulo Compal Fresh.....	66
Figura 56 – Rotação obtida para Compal Fresh.....	67
Figura 57 – Relação obtida entre o ângulo de rotação da glicose e a sua concentração para uma frequência de 125Hz.	68

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Matriz de Jones para diferentes elementos ópticos.....	20
Tabela 2 – Variação do ângulo no cristal LC ZLI4792 para uma frequência de 125Hz	33
Tabela 3 – Variação do ângulo no cristal LC ZLI4792 para uma frequência de 50Hz ..	33
Tabela 4 – Variação do ângulo no cristal LC ZLI4792 para uma frequência de 500Hz	34
Tabela 5 – Variação do ângulo de rotação.....	38
Tabela 6 – Configuração dos diferentes ângulos para os diferentes elementos polarizadores.....	39
Tabela 7 – Configuração de diferentes ângulos para os diferentes ângulos dos elementos polarizadores.....	39
Tabela 8 – Configuração de diferentes ângulos para os diferentes elementos polarizadores.....	40
Tabela 9 – Valores Obtidos para Calibração polarímetro.....	58
Tabela 10 – Resultados Obtidos para uma concentração de 0.1g/ml	60
Tabela 11 – Resultados para concentração de glicose 8mg/ml.....	62
Tabela 12 – Tabela resultados para concentração de glicose 6mg/ml.....	63
Tabela 13 – Tabela de resultados das bebidas comerciais Ice-tea/ 7 Up.....	65
Tabela 14 – Resultados obtidos para bebida comercial Compal Fresh	66

Acrónimos

ADC	Analog-to-digital converter
CCS	Costume Computer Services
DNA	Deoxyribonucleic acid
ITO	Idium Tin Oxide
LC	Liquid Crystal
LCVR	Liquid Crystal Variable Retarder
LCW	Liquid Crystal Waveplate
NIR	Near Infrared Spectroscopy
PIC	Peripheral Interface Controller
PWM	Pulse-width modulation
QWP	Quarter Wave Plate
TEM	Transverse Electromagnetic
USART	Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter
WHO	World Health Organization

Capítulo 1 – Introdução

Uma das principais actividades do nosso organismo prende-se com o fornecimento de energia às diversas partes do corpo humano. A fonte primária dessa energia é a glicose, que é liberada no sangue após o processamento de certos alimentos. Quando o nível de glicose no sangue é baixo, uma condição conhecida como hipoglicémia, o fornecimento de energia é afectado, resultando em disfunção da actividade cerebral e, em casos graves, risco de vida. Por outro lado, a persistência de níveis elevados de glicose no sangue pode resultar em distúrbios renais, deficiência circulatória e muitas outras complicações que podem colocar em risco a vida. Assim sendo, os níveis de glicose devem ser mantidos dentro de limites apropriados na corrente sanguínea.

Por norma, a manutenção da glicose nestes níveis é feita de forma natural pelo pâncreas. Sempre que a glicemia aumenta, o pâncreas produz insulina para que a glicose possa ser absorvida pelas células para o fornecimento da energia baixando desta forma a quantidade de glicose no sangue para níveis normais. Os níveis considerados normais encontram-se num intervalo entre 99mg/dl, em jejum, até 140mg/dl, após ingerir alimentos.

Em virtude de certas disfunções, o pâncreas pára de produzir insulina, ou produz em quantidades insuficientes. Consequentemente, a glicose deixa de ser absorvida pelas células, que não recebem a energia necessária, sendo acumulada no sangue, elevando a sua concentração a níveis anormais. É esta a condição que define a Diabetes *Mellitus* como sendo actualmente um dos maiores problemas de saúde da humanidade.

A Organização Mundial de Saúde (WHO) estima através de estudos efectuados a partir de uma base populacional que mais de 171 milhões de pessoas em todo o mundo sofram desta doença, sendo expectável que esta aumente até 366 milhões em 2030. Para efectuar este estudo, foram utilizados três critérios com base em diferentes grupos de idades da faixa de 20-79 anos. Verificou-se que prevalência mundial da diabetes entre adultos (20-79 anos) é de 6,4%, afectando 285 milhões de adultos em 2010, estando previsto um aumento deste valor que afectará 439 milhões em 2030. Entre 2010 e 2030,

haverá um aumento de 69% no número de adultos com diabetes em países em desenvolvimento e um aumento de 20% nos países desenvolvidos [1].

Com o crescente número de pessoas a sofrer desta doença em que o problema passa pela falta de capacidade de regulação natural da glicose no sangue, os portadores de diabetes necessitam de um controlo artificial que pode ser feito através de medicamentos, ou injeções que façam baixar o nível de glicose no sangue.

Devido à necessidade que existe de efectuar as medições de glicemia regularmente, foram criados vários dispositivos portáteis de auto-medição, que possibilitam medições de acordo com a frequência necessária.

A maioria dos aparelhos utilizados actualmente medem a concentração de glicose por meio de reacções químicas, envolvendo uma tira reagente e uma amostra de sangue extraída por perfuração da pele, sendo por isso denominados de métodos invasivos. Em geral apresentam bons resultados, porém, têm a desvantagem de serem desconfortáveis e necessitarem de uma nova tira para cada medição.

Com o intuito de motivar a monitorização da glicemia, têm sido realizados esforços significativos em técnicas não invasivas. Estas técnicas na sua maioria tem como objectivo procurar determinar os níveis de glicemia utilizando para isso luz direccionada a uma determinada região do corpo. Técnicas de medição óptica de glicose tais como a espectroscopia no infravermelho, espectroscopia *Raman*, polarimetria, e espectroscopia de fluorescência, têm sido as técnicas mais atraentes no combate a este tipo de problema. A vantagem de utilização destas técnicas de medição óptica prende-se com o facto de utilizarem radiações não ionizantes, não interferência com a amostra e não necessitarem de envolver tiras de reagentes e amostras de sangue [2].

A polarimetria é uma técnica que visa estudar as interferências das substâncias opticamente activas com o plano de polarização da luz monocromática polarizada. É utilizada sobretudo para quantificar a concentração de soluções das espécies opticamente activas presentes em soluções. Também pode ser utilizada como critério qualitativo, para avaliar o grau de pureza ou auxiliar na identificação de determinada espécie química. Dai que vários sensores de glicose polarimétricos tenham sido desenvolvidos com recurso a moduladores de *Faraday electro-ópticos* [3,4] ou moduladores baseados em células de *Pockels* e *Kerr*. Os moduladores de *Faraday*, são

dispositivos que necessitam de campos magnéticos de forma a tornar uma substância opticamente inactiva em activa, tornando-se desta forma inconveniente e difícil de integrar em sistemas ópticos. Este tipo de moduladores têm ainda como desvantagem, o seu elevado custo e de tenderem a ser de grandes dimensões precisando de altas tensões para operar. Para um sensor de glicose que fosse prático compacto e flexível optou-se pela construção de um sensor baseado em cristal líquido (LC) baseado na estrutura proposta por Yu-Lung Lo, Tsung-Chih [23].

O cristal líquido (LC) foi escolhido para este estudo devido ao seu tamanho compacto e efeito electro-óptico, que permite que um pequeno campo eléctrico possa mudar o retardamento da célula. Os retardadores LC linear (não-nemáticos torcidos) são meios opticamente anisotrópicos que funcionam como uma placa de atraso uniaxial e exibem dupla refração óptica [5]. Produzem estados de polarização diferentes, dependendo da tensão externa aplicada e, portanto, são utilizados em várias aplicações para controlo de polarização [6,7], polariscópios de imagem [8], microscopia de interferência, e rotadores ópticos [9,10].

1.1 - Objectivo do Trabalho

Esta dissertação visa o desenvolvimento de um sensor polarimétrico baseado num cristal líquido, incluindo a integração dos componentes de óptica e electrónica, os algoritmos de processamento de sinal e um interface gráfico que facilite a programação de diversos parâmetros de operação e calibração do sensor.

Uma vez desenvolvido o dispositivo pretende-se estudar o seu desempenho e as suas potencialidades para futuramente ser usado em sensores de glicose não invasivos.

1.2 - Notação Utilizada

Ao longo de desta dissertação os termos técnicos em inglês são apenas usados 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 também usados 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.

1.3 - Organização da dissertação

O capítulo 2 dedica-se ao estudo dos diferentes métodos ópticos hoje existentes para medição de glicose. Neste capítulo será explicado o que é, como funciona, como se usa este método para efectuar medições de glicose. Uma vez que a dissertação se baseia num polarizador de cristal líquido, no capítulo 3 descreve-se esta tecnologia, bem como a arquitectura do sistema e a sua especificação. O capítulo 4 descreve o trabalho, apresentando vários modelos de simulação utilizando para isso a ferramenta *Matlab* e um programa de simulação para o cristal líquido, permitindo desta forma simular o comportamento das moléculas para diferentes sinais aplicados ao cristal. Descreve também o sistema utilizado para efectuar a comunicação entre o computador e o polarímetro para aquisição de dados e resultados para tornar este sistema mais portátil. Os resultados das implementações são apresentados no capítulo 5. Por fim são expostas no capítulo 6 algumas conclusões baseadas nos resultados obtidos.

Capítulo 2 – Estado de Arte

De uma forma geral, para evitar o desconforto causado pelos métodos invasivos, muitos esforços estão a ser dedicados no desenvolvimento de técnicas semi-invasivas e não invasivas para medição de glicose no sangue.

Hoje em dia, os métodos não-invasivos para medição de glicose, utilizam para além do sangue, o fluido intersticial, suor, saliva, lágrimas e líquidos oculares. Os locais explorados por este tipo de métodos são: lábio, olho, antebraço, cutícula, orelha, etc. [14]. As técnicas em desenvolvimento, são classificadas como métodos ópticos de medição.

Nestes métodos, um feixe de luz com características específicas, é direccionado para uma determinada parte do corpo, que a penetra atingindo desta forma uma área de interesse. O espectro da luz que é reflectida depende da espessura, cor e estrutura da pele, do sangue, gordura e de todos os elementos que a luz atravessa. Desta forma o nível de glicose pode ser estimado analisando as mudanças do sinal de luz, que, dependendo da técnica pode modificar o comprimento de onda, o estado de polarização, a refração, a intensidade e outras características do espectro [15][16].

De seguida serão apresentadas algumas das tecnologias utilizadas nos dias de hoje.

2.1 - Near Infrared Spectroscopy (NIR)

A espectroscopia de infravermelho (NIR) trata-se de uma tecnologia que faz uso de uma fonte de luz externa que utiliza a região do infravermelho do espectro electromagnético.

Pelo facto da glicose produzir um dos sinais mais fracos para absorção a medição de glicose por espectroscopia NIR apenas permite a investigação de profundidades de tecido do corpo na faixa de 1 a 100 milímetros, verificando-se uma diminuição geral da profundidade de penetração com o aumento do comprimento de onda. As principais zonas aplicacionais desta tecnologia são: cutícula do dedo, pele do antebraço, e mucosa labial. Para estas zonas a região do NIR usada varia entre 1000nm

a 2500nm, tendo sido mostrada uma boa correlação com a glicemia, apesar de 10% das previsões não serem clinicamente aceitáveis [17]. Um dos possíveis factores para esta ocorrência prende-se com o facto dos triglicérides e albumina interferirem com a medição de glicose. Também podem ocorrer erros devido a variações ambientais, como mudanças de temperatura, humidade, hidratação da pele, dióxido de carbono, e pressão atmosférica [18].

2.2 - Polarimetria

A base desta abordagem óptica é que o vector de polarização linear da luz vai rodar quando a luz passa através de uma substância opticamente activa. A rotação medida é proporcional à concentração da substância que está a ser monitorizada e ao percurso óptico.

Esta rotação acontece devido a diferença que existe nos índices de refração n_L e n_R para a luz circularmente polarizada esquerda e direita que passa através de uma solução contendo a molécula.

Isto ocorre em virtude da quiralidade ou destreza da molécula, pela qual se entende que esta tenha pelo menos um centro em torno de que a sua imagem no espelho não pode ser sobreposta sobre si mesmo. Uma variedade de polarímetros adaptada para o exame de açúcares polarizantes, têm sido desenvolvidos. A glicose no organismo é dextrógiro (tem capacidade de rodar o plano da polarização da luz no sentido do movimento dos ponteiros de um relógio).

Além da concentração do material *quirais*, a quantidade de rotação do vector linear da luz polarizada depende também da espessura da camada atravessada pela luz, do comprimento de onda usado para a medição, a temperatura e o pH do solvente. Historicamente, as medições polarimétricas foram geralmente obtidas no âmbito de um conjunto de condições padrão. O comprimento do caminho normalmente usado como um padrão em polarimetria é de 10 cm de líquidos, o comprimento de onda é normalmente o da linha verde de mercúrio (5461 Angstroms) e a temperatura é de 20°C. Se a espessura da camada em decímetros (0,1 m) é L, a concentração de soluto em gramas por 0,1 L de solução é C, α é a rotação observada em graus, e $[\alpha]$ é a rotação específica nas condições padrão. Assim,

$$C = \frac{100\alpha}{L[\alpha]}$$

Na equação acima, a rotação específica $[\alpha]$ de uma molécula depende da temperatura, comprimento de onda e o pH do solvente. Destes três, o comprimento de onda da luz tem o efeito dominante sobre a rotação específica, como se mostra na Figura 1. Esse facto pode ser usado para distinguir rotação *quirais* da molécula de interesse de outras moléculas de confusão, bem como a rotação *quirais* de dupla refração devido ao tecido.

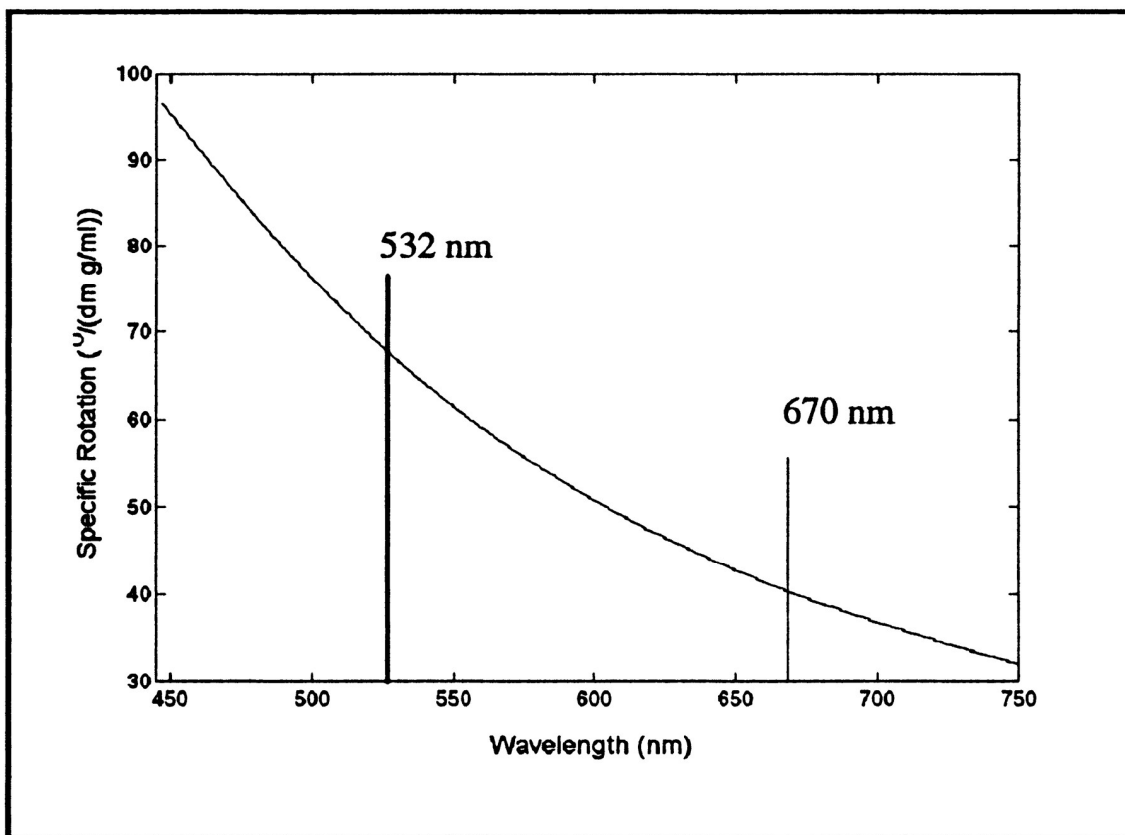


Figura 1. Mudança na rotação específica da glicose, em função do comprimento de onda.

É possível observar que se pode obter quase o dobro da mudança de rotação quando se vai de verde a 532 nm para o vermelho de 670 nm.

Para a polarimetria ser utilizada como uma técnica não invasiva para qualquer molécula *quiral* e, em particular para o monitorização de glicose no sangue, o sinal deve ser capaz de passar da fonte, através do corpo até um detector sem que para isso exista despolarização total do feixe. Uma vez que a pele possui elevados coeficientes de

dispersão, preservar a informação de polarização de um feixe que passa por uma zona de espessura de cerca de 1 cm não seria viável. Para uma espessura do tecido inferior a 4 mm, que inclui a pele, pode potencialmente ser utilizado, mas o dispositivo sensor polarimétrico deve ser capaz de medir rotações na ordem dos arco segundos na presença de mais de 95% de despolarização da luz devido à dispersão do tecido [20].

Como alternativa à transmissão de luz através da pele, vários investigadores têm sugerido o olho, como se mostra na Figura 2, como um local para a detecção de concentrações de glicose [19]. Por exemplo, uma rotação observada de aproximadamente 4,562 miligráus por passagem óptica pode ser esperado para um nível normal de glicose no sangue de 5,55 mmol / L (100 mg/100 ml), dada uma rotação específica de glicose no comprimento de onda de 633nm de $45,62^\circ/(\text{dm g/ml})$ e espessura de 1 cm. Um comprimento do caminho da ordem de 1 cm é considerado, pois esta é a largura aproximada da média na câmara anterior do olho humano.

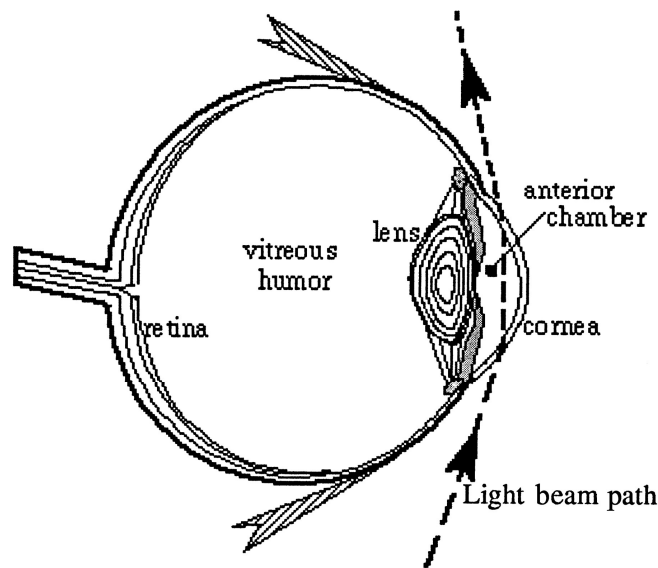


Figura 2 – Caminho do feixe através da câmara anterior do olho

A detecção polarimétrica é potencialmente mais facilitada utilizando um feixe através da câmara anterior do olho, como mostrado, porque esta é uma medida óptica clara com um comprimento de caminho razoável (1 cm), que, ao contrário da pele, não despolariza o feixe de luz.

Capítulo 3 – Modulo polarizador cristal líquido

3.1 - Fundamentação Teórica

3.1.1 - Luz

Aquilo a que chamamos de luz visível é uma radiação electromagnética. Ou seja, é uma onda com campo eléctrico e magnético perpendiculares que se propaga no tempo e no espaço de forma periódica.

De acordo com o comprimento de onda ou frequência podem-se definir vários tipos de radiações electromagnéticas, das quais a chamada luz visível é apenas uma pequena porção compreendida entre os 400nm e os 700nm (Figura 3). Além da polarização, estas radiações apresentam outras propriedades como por exemplo, a reflexão, a refacção, a difracção, a interferência e a interacção com a matéria, de que se destaca o efeito fotoeléctrico.

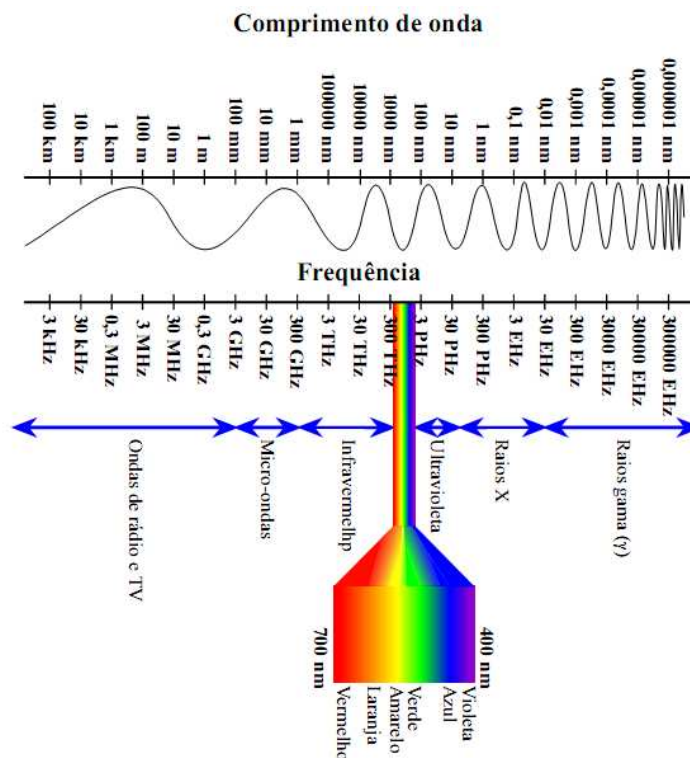


Figura 3 – Diagrama radiação electromagnética para diferentes comprimentos de onda.

3.1.2 - Polarização

A luz pode ser polarizada linearmente, quando a orientação do campo eléctrico é única e fixa, não variando ao longo da direcção do feixe luminoso ou circularmente quando a orientação varia gradualmente ao longo da direcção, rodando no sentido horário ou anti-horário.

A Figura 4, abaixo, ilustra um caso especial de uma onda transversal electromagnética (TEM), onde o campo eléctrico oscila apenas no eixo x e o campo magnético no eixo y .

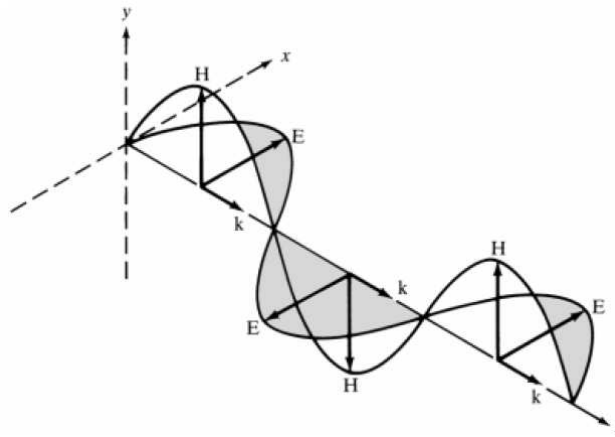


Figura 4 – Onda plana propagando-se na direcção positiva do eixo Z [11].

Se um observador se posicionar a olhar na direcção positiva do eixo dos z, observando o comportamento do vector campo eléctrico, verifica que este irá, ao longo do tempo, oscilar continuamente no eixo x , variando desta forma a intensidade e o sentido do campo eléctrico.

O desenho traçado pelo vector campo eléctrico num plano transversal à direcção de propagação é chamado de polarização de onda electromagnética. No caso da Figura 4, a onda é dita polarizada na direcção do eixo x .

A luz pode ser polarizada linearmente, quando a sua orientação é única e fixa, não variando ao longo da direcção do feixe luminoso ou circularmente quando a orientação varia gradualmente ao longo da direcção, podendo rodar no sentido horário ou anti-horário, como pode ser visto na Figura 5. Existe ainda a possibilidade, mais geral, da polarização ser elíptica, no caso em que o campo eléctrico descreve uma elipse no plano perpendicular à direcção de propagação.

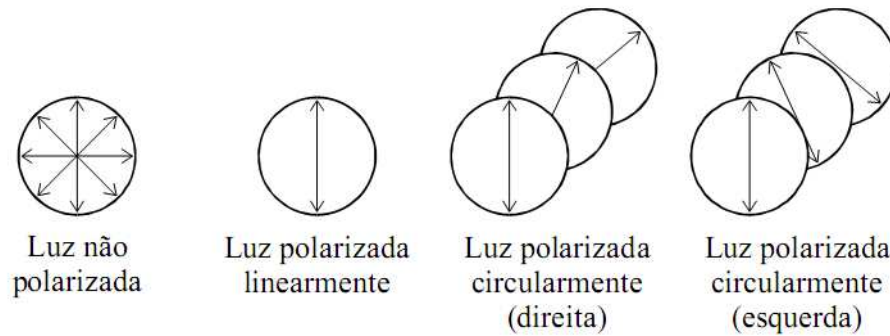


Figura 5 – Diferentes estados de polarização

Os feixes polarizados podem obter-se com polarizadores baseados num dos quatro fenómenos físicos: dicroísmo, reflexão, dispersão e birrefringência. Nas secções seguintes são abordados dois dos tipos mais comuns, os polarizadores de Nicol, que usam a birrefringência e os polarizadores baseados no dicroísmo que foram usados no trabalho.

3.1.3 - Polarizadores por Birrefringência

Os prismas de *Nicol* são dispositivos constituídos por dois blocos de calcite, separados por uma camada de bálsamo do Canada. Deixam passar um feixe de luz polarizada dito extraordinário e reflectem totalmente o feixe ordinário de polarização linear perpendicular ao anterior. Quando a luz passa de um meio para outro, sofre refração devido à diferença de velocidade de propagação nos dois meios. Quando o meio é isotrópico a alteração de velocidade é a mesma, independente do plano de polarização. Quando a distribuição de átomos ou partículas ao longo de um ou mais eixos não é simétrica podemos ter cristais anisotrópicos, em que um feixe de determinado plano de polarização terá uma velocidade de propagação que será diferente da de outros planos de polarização, um fenómeno conhecido por birrefringência. Desta forma, quando a luz incide de acordo com esse eixo óptico (feixe extraordinário), terá a sua velocidade aumentada em relação aos outros eixos.

Estes dois feixes, apresentam-se perpendiculares em relação ao plano de polarização enquanto que o extraordinário não sofre praticamente desvio, o ordinário é totalmente reflectido.

A luz é polarizada ao atravessar o prisma polarizador e o plano de polarização poderá ser desviado pela solução contida num tubo de comprimento conhecido, desvio esse que será medido pelo prisma analisador. Se os dois prismas forem idênticos (Figura

6), haverá uma posição em que o feixe de luz polarizada chega ao outro e atravessa sem que para isso exista alteração.

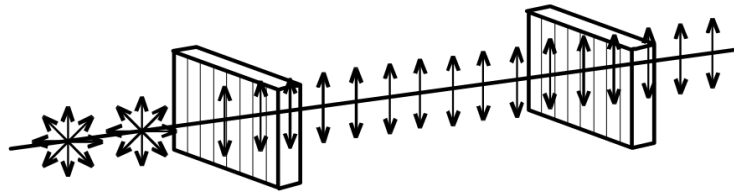


Figura 6 – Ilustração de idênticos planos de polarização

Quando cruzados, o feixe que passa no primeiro não passará no segundo. Desta forma os primas, funcionarão como fendas que deixam passar a luz quando estão em coincidência e não deixam passar quando se encontram cruzados (Figura 7).

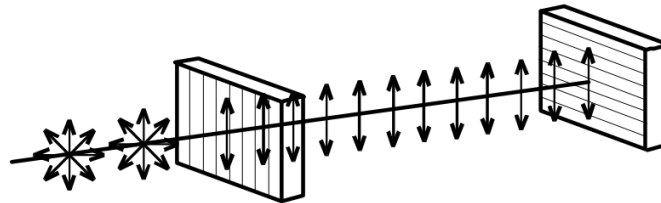


Figura 7 – Ilustração de diferentes planos de polarização

3.1.4 - Dicroísmo – polarização por absorção selectiva

Um polarizador dicroico absorve selectivamente a componente da luz cujo campo eléctrico oscile ao longo de uma determinada direcção característica do material.

A componente do campo eléctrico ortogonal em relação a essa direcção é facilmente transmitida fazendo com que, para um polarizador ideal, a luz transmitida seja linearmente polarizada ao longo de uma determinada direcção conhecida por eixo de transmissão do polarizador.

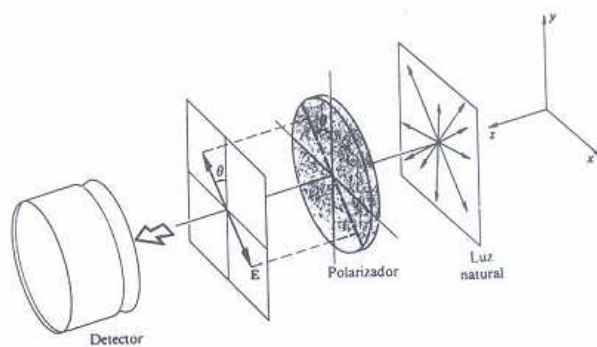


Figura 8 – Polarização da luz por absorção selectiva

Como a luz não polarizada pode ser descrita matematicamente como a sobreposição de duas ondas ortogonais linearmente polarizadas de igual amplitude incoerentes entre si, se se rodar o polarizador da Figura 8 em torno do eixo z e não se detectar qualquer variação na intensidade podemos dizer que a luz incidente no polarizador é não polarizada. Se, pelo contrário, se ao rodar o polarizador se provocar uma variação da intensidade detectada estamos então em presença de radiação com uma direcção de polarização preferencial. Para radiação monocromática pode definir-se a percentagem de polarização da radiação por:

$$\text{Polarização} = \frac{I_{Max} - I_{Min}}{I_{Max} + I_{Min}} \times 100\% \quad (1)$$

onde I_{Max} e I_{Min} são os valores máximo e mínimo das intensidades detectadas com um arranjo geométrico semelhante ao da Figura 8.

Admitamos que se introduz um segundo polarizador linear (por vezes chamado analisador) antes do detector de modo que o ângulo formado entre os eixos de transmissão dos dois polarizadores seja θ (Figura 9).

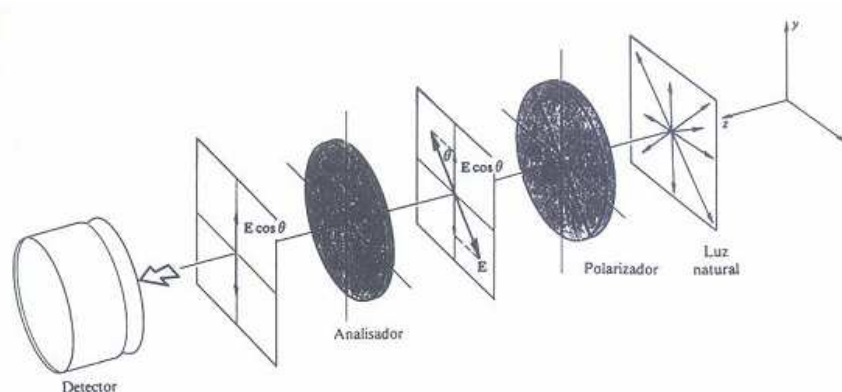


Figura 9 – Lei de Malus.

Se a amplitude do campo eléctrico transmitido pelo primeiro polarizador for, E_0 , apenas a sua componente paralela ao eixo de transmissão do segundo polarizador

$E_0 \cos(\theta)$ alcançará o detector (admitindo um polarizador ideal sem absorção). A irradiância no detector será então:

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

A irradiância máxima ocorre quando os dois polarizadores têm os eixos de transmissão alinhados ($\theta=0$). A equação anterior pode estar ser reescrita como:

$$I(\theta) = I_0 \cos^2 \theta \quad (3)$$

que é conhecida como a Lei de *Malus*.

Ou seja, para qualquer interação da radiação electromagnética com um material cujas propriedades ópticas sejam assimétricas em relação às direcções transversais ao vector de propagação é potencialmente um meio de produzir luz polarizada. Um dos possíveis mecanismos físicos que dão origem a luz polarizada a partir de luz natural é a absorção selectiva de uma das componentes da radiação também conhecida por dicroísmo.

3.1.5 - Actividade Óptica

A actividade óptica pode ser vista como a propriedade que certos materiais possuem de fazer rodar o plano de polarização de um determinado feixe de luz linearmente polarizada (Figura 10).

O ângulo de rotação θ do plano de polarização depende da distância l percorrida pela luz dentro do meio, da concentração da substância opticamente activa e de uma característica intrínseca do material, chamada de poder rotatório específico.

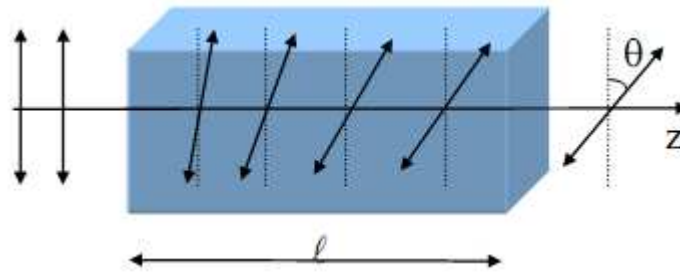


Figura 10 – Rotação plano polarização da luz devido actividade óptica do meio.

Costuma-se definir o poder rotatório específico como sendo o ângulo rodado por decímetro para uma concentração de um grama por mililitro. O ângulo pode ser influenciado pelo tipo de soluto, comprimento do tubo onde a amostra é colocada, comprimento de onda a que é efectuada a leitura, temperatura e ainda por efeitos de campos magnéticos que é o caso de quando uma substância opticamente inactiva sujeita a um campo magnético, torna-se opticamente activa chamado efeito de *Faraday*.

Alguns exemplos de meios opticamente activos são: quartzo cristalino (aquando a propagação de luz na direcção do eixo óptico), clorato de sódio, moléculas de DNA e alguns tipos de açúcares.

A actividade óptica também pode ser considerada como birrefringência. Qualquer polarização linear pode ser escrita como a combinação de duas polarizações circulares direita e esquerda em que a fase relativa entre as duas define a direcção da polarização linear. Num meio opticamente activo as polarizações circulares têm índices de refração diferentes (birrefringência) daí que o meio introduza um desfasamento que se reflecte na mudança de direcção da polarização linear resultante.

A actividade óptica é a propriedade da glicose usada neste trabalho para medir a sua concentração como será demonstrado no capítulo seguinte.

3.1.6 - Célula de Pockels

Uma célula *Pockels* é composta basicamente por um cristal electro-óptico e dois eléctrodos, os quais permitem aplicar um campo eléctrico externo através do cristal. Estes eléctrodos podem ser constituídos por placas metálicas, no interior das quais se insere o cristal, por filmes metálicos depositados pela técnica de evaporação, ou mesmo, por tintas metálicas. A maneira como estes eléctrodos estão dispostos na célula *Pockels* pode ocorrer segundo duas configurações: transversal ou longitudinal, conforme a

direcção do campo eléctrico esteja perpendicular ou paralela à direcção de propagação do feixe óptico, respectivamente.

Na Figura 11 e Figura 12, ilustram-se ambas as configurações:

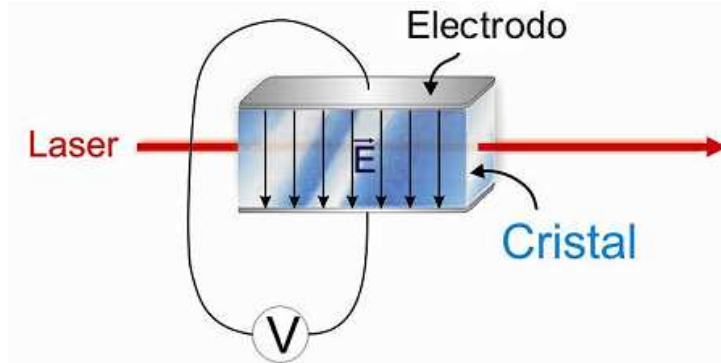


Figura 11 – Célula de Pockels com campo eléctrico transversal

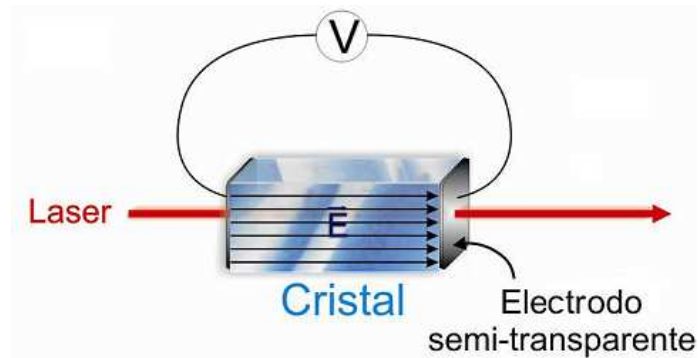


Figura 12 – Célula de Pockels longitudinal

No caso da célula *Pockels* longitudinal, utiliza-se um electrodo condutor semitransparente para revestir as extremidades do cristal. Esta configuração proporciona uma distribuição uniforme de campo eléctrico, mas ocorrem perdas ópticas severas, que muitas vezes não podem ser toleradas.

As aplicações práticas da célula *Pockels* incluem, principalmente, os moduladores electro-ópticos e sensores electro-ópticos, sendo usadas por exemplo para implementar a técnica de *Q-switching* em sistemas laser [21].

Ambas as estruturas requerem a incorporação de um sistema óptico adicional e são projectadas para introduzir uma dada informação no feixe óptico que se propaga através da célula. Quando usada como modulador, a informação é disponível na forma

de um campo eléctrico modulado e inserida na fase da luz que passa através da célula [13].

3.1.7 - Efeito de Kerr

Em meios ópticos isotrópicos tais como líquidos e cristais de simetria cúbica, o efeito *Pockels* não existe. Entretanto, para campos eléctricos intensos pode existir uma refacção induzida pelo alinhamento das moléculas do meio. A substância neste caso comporta-se opticamente como se fosse um cristal uniaxial no qual o campo eléctrico define o eixo óptico. Este efeito foi descoberto em 1875 por *J. Kerr* e é chamado de efeito *Kerr*.

O efeito *Kerr* é utilizado em moduladores de luz ultra-rápidos, conhecidos como células *Kerr*. Este dispositivo, que se mostra na Figura. 13, consiste em dois condutores paralelos imersos num líquido com constante de *Kerr* elevada (nitrobenzeno, por exemplo).

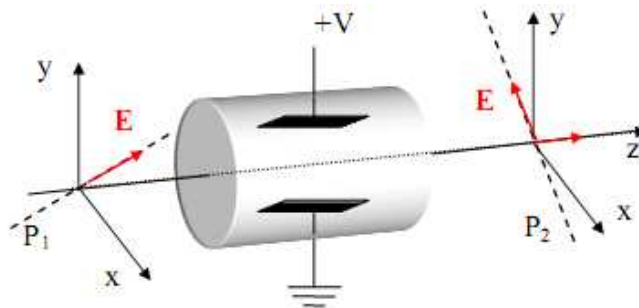


Figura 13 – Célula de Pockels longitudinal

A amostra que contém o líquido, é colocada entre dois polarizadores cruzados, que fazem ângulos de $\pm 45^\circ$ com a direcção do campo eléctrico aplicado. Na presença do campo eléctrico, a dupla refacção induzida no líquido permite a passagem de luz pelo polarizador de saída. A uma determinada tensão, $V_{\lambda/2}$, a célula comporta-se como uma lâmina de meia onda e o conjunto se torna transparente à luz incidente sobre ele (excepto pelas reflexões nos polarizadores).

3.1.8 Efeito de Faraday

Michael Faraday, descobriu que o modo como a luz se propaga num meio material pode ser influenciado por um campo magnético exterior. Constatou-se que quando a luz polarizada linearmente incide num pedaço de vidro, o seu plano de vibração roda sob a acção de um campo magnético aplicado segundo a direcção de propagação. Este efeito, chamado de efeito Faraday, ou efeito magneto óptico. Embora se trate de observações muito semelhantes às que se referem à actividade óptica, há no entanto uma grande diferença entres estes dois fenómenos. O ângulo β (medido em minutos de arco) de rotação do plano de vibração é dado pela expressão empírica:

$$\beta = \nu B d \quad (4)$$

em que B é a densidade do fluxo magnético, estático (normalmente expressa em gauss), d a distância percorrida no meio (em cm) e ν um factor de proporcionalidade conhecido por constante de *Verdet*. Esta constante para um dado meio depende da frequência da radiação e da temperatura. Por convenção, uma constante de *Verdet* positiva, corresponde a um material (diamagnético) para o qual o efeito de Faraday é levogiro quando a luz se propaga paralelamente ao campo magnético aplicado B , e dextrogiro quando se propaga antiparalelamente àquele. No caso da actividade óptica natural, não existe esta reversibilidade do sentido da rotação. Este tipo de efeito é utilizado em muitas aplicações práticas tais como análise de misturas de hidrocarbonetos, pois cada espécie tem uma rotação magnética característica. R. C. LeCraw construiu um tal modulador para o infravermelho, utilizando uma granada cristalina sintética de ítrio e de ferro (YIG) [22], dopada com gálio; trata-se de um material magnético com uma estrutura semelhante à das gemas de granada naturais. Este modulador está representado esquematicamente na Figura 14.

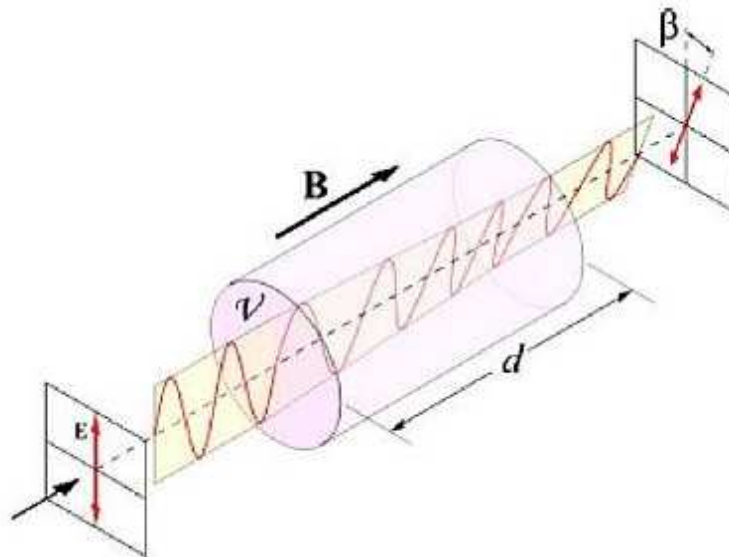


Figura 14 – Modulador por efeito de Faraday

Um feixe laser infravermelho, polarizado linearmente, incide no modulador e propaga-se da esquerda para a direita. Um campo magnético transversal e constante magnetiza completamente o cristal YIG segundo a direção de propagação. O vetor de magnetização total (resultante do campo constante e do campo da bobina) tem uma direção variável, inclinando-se na direção do eixo do cristal quando a corrente da bobina aumenta. Como a rotação associada ao efeito de Faraday depende da componente axial da magnetização, a corrente da bobina aumenta. Como a rotação associada ao efeito Faraday depende da componente axial, da magnetização, a corrente na bobina controla o β . O analisador converte esta polarização modulada – Lei de Malus- numa amplitude modulada. Resumindo, O sinal que se pretende transmitir é aplicado à bobina sob a forma de uma tensão de modulação e o feixe laser emergente é modulado em amplitude.

3.1.9 - Matriz de Jones

O percurso que um raio de luz faz desde que é emitido por um objecto 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 da seguinte forma:

Tabela 1 – 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°	$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix}$
QWP eixo vertical	$e^{i\pi/4} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -i \end{bmatrix}$
QWP eixo 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	$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & -i \\ i & 1 \end{bmatrix}$

Enquanto a multiplicação de matrizes não é comutativa mas sim associativa, é possível que vários dispositivos possam ser representados, gerando assim uma única matriz que descreve o sistema óptico como um todo. Portanto é possível condensar as propriedades de N dispositivos ópticos de forma a agirem como uma única matriz.

3.2 - Sistema de Medição Desenvolvido

O diagrama esquemático do sistema utilizado, é ilustrado na Figura 15. Como pode ser visto, o laser *He-Ne* com comprimento de onda 632,8nm é usado como fonte de luz. O sistema de medição contém um sistema polarizador, um modulador cristal líquido, duas placas quarto de onda, um analisador, uma amostra, e um fotodetector.

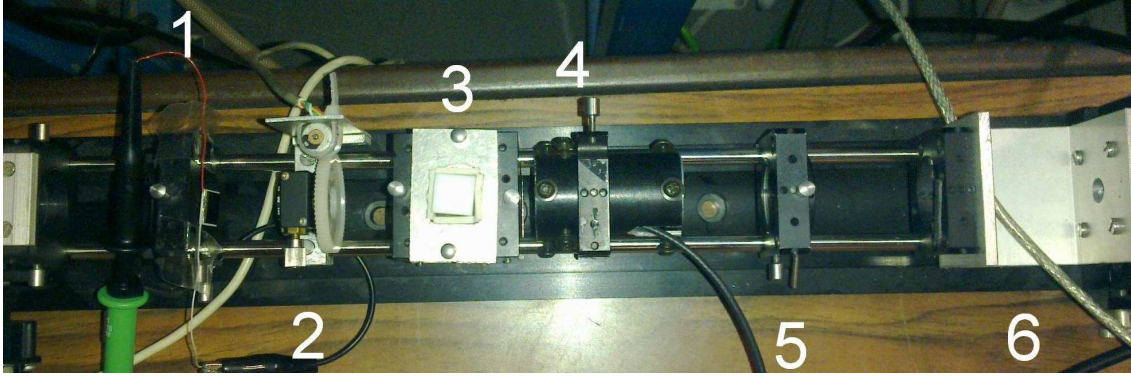


Figura 15 – Sistema de medição de glicose (1) Fotodíodo, (2) Analisador c/motor de passo (3) Amostra (4) Rotador Óptico (5) Polarizador (6) Laser

Os principais eixos primeira da placa quarto de onda, do modulador cristal líquido e da segunda placa de onda são ajustadas para 0° , 45° e 90° respectivamente. por forma a construir um modulador óptico de rotação.

Todo o sistema de medição (Figura 16) pode ser dividido em três partes neste projecto. São eles a parte de modulação, a parte de medição óptica, e a parte de processamento de sinal digital, respectivamente. Sendo que o principal objectivo será utilizar o cristal líquido de rotação como o modulador de polarização.

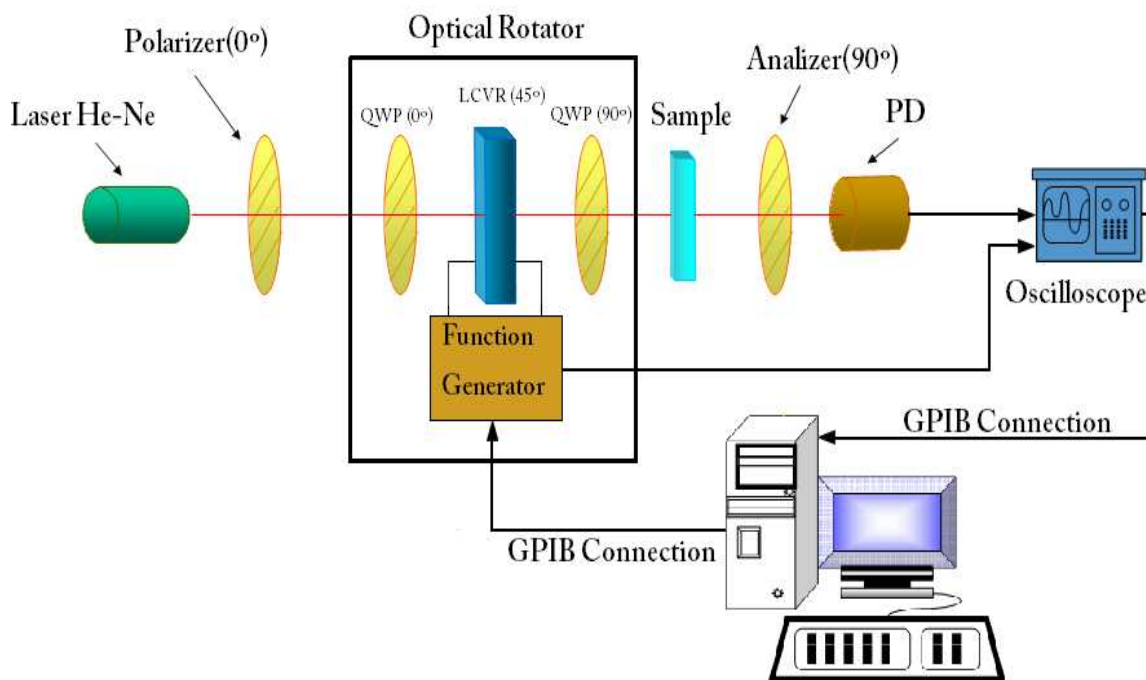


Figura 16 – Diagrama esquemático do sistema de medição de glicose.

3.2.1 - Controlador Eléctrico Óptico de Cristal Líquido

O controlador é um elemento básico que é utilizado na óptica da polarização. A sua importância deve-se ao facto de num sistema de polarização óptico tanto a luz polarizada como a do elemento de polarização poderem ser caracterizados pelos seus azimutes e ângulos de orientação. Este elemento ou dispositivo, pode ser descrito através de uma matriz de *Jones* da seguinte forma.

$$R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (5)$$

A matriz de *Jones* R descreve modulador óptico, onde α corresponde ao ângulo de rotação.

O fenómeno descrito na equação 1 também é conhecido como actividade óptica. Como *Jones* previu, um retardador variável linear, colocado entre duas lâminas $\lambda/4$ ortogonais entre si, cujos eixos lentos fazem um ângulo de $\pm 45^\circ$ com a do retardador linear, agem como um rotor de azimuth óptico que pode rodar o estado de polarização em torno do eixo.

Assim, o arranjo da Figura 16 pode ser descrito da seguinte forma:

$$R_M = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} e^{-i\pi/4} & 0 \\ 0 & e^{i\pi/4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \frac{\Gamma}{2} & -i \sin \frac{\Gamma}{2} \\ -i \sin \frac{\Gamma}{2} & \cos \frac{\Gamma}{2} \end{bmatrix} \times$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} e^{-i\pi/4} & 0 \\ 0 & e^{i\pi/4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \frac{\Gamma}{2} & \sin \frac{\Gamma}{2} \\ -\sin \frac{\Gamma}{2} & \cos \frac{\Gamma}{2} \end{bmatrix} \quad (6)$$

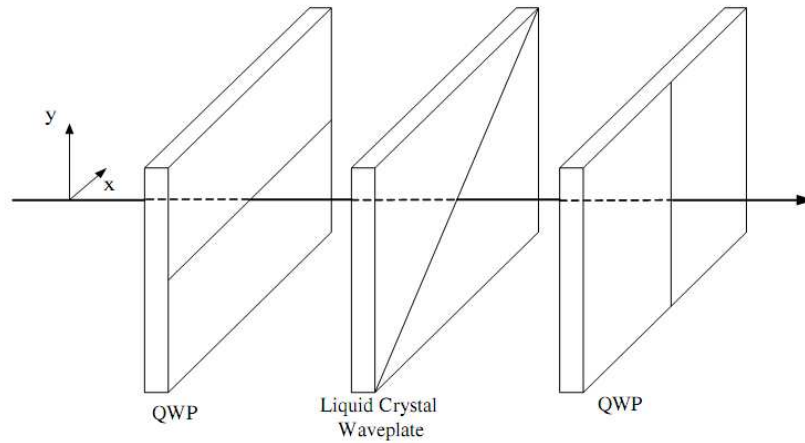


Figura 17 – Representação esquemática de um arranjo óptico [23]

O modulador óptico cristal líquido LCW (*Liquid Crystal Waveplate*) é constituído por uma camada homogénea não torcida, que é encapsulada entre dois vidros revestidos por dois eléctrodos baseados num produto de *Indium Tin Oxide* (ITO). Quando um campo eléctrico atravessar o cristal líquido, as moléculas contidas neste, tenderão a inclinar-se na direcção do campo eléctrico.

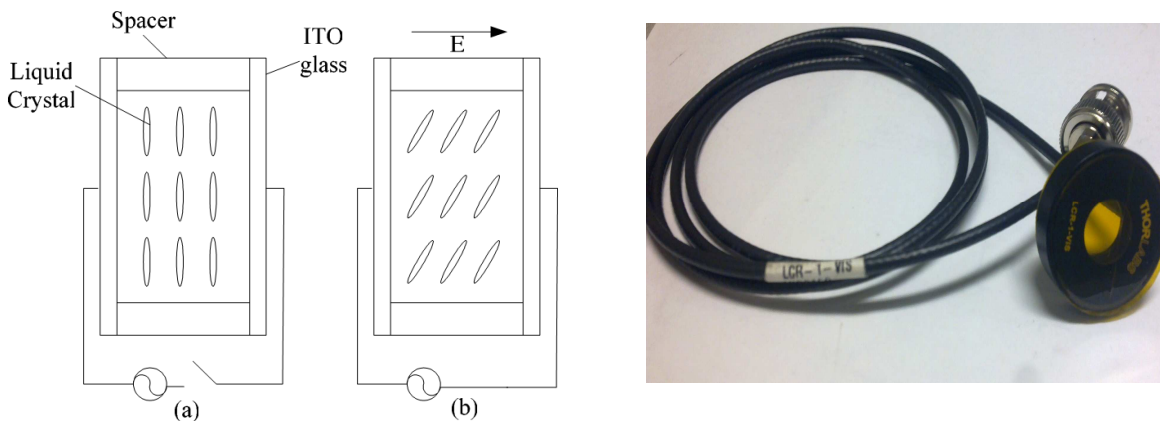


Figura 18 – Estrutura cristal líquido (vista lateral) (a) Circuito Aberto (b) Circuito Fechado

Através da seguinte equação, retira-se que Γ é visto como o desfasamento produzido pelo cristal líquido e que é dado por:

$$\Gamma = \frac{2\pi(\Delta n)d}{\lambda} \quad (7)$$

Onde, Δn é a refração criada pelo cristal líquido, d e a espessura do cristal líquido pelo qual o feixe de luz irá passar, e λ é o comprimento de onda do laser em questão.

Como demonstrado, o modulo LC é composto por duas lâminas $\lambda/4$ ortogonais entre si e um retardador de cristal líquido. Como discutido anteriormente, o retardador LC é impulsionado por um sinal sinusoidal $A\sin(\omega t)$. Tendo passado através da amostra de glicose, que introduz uma rotação de α . e analisador, o feixe de laser polarizado pode ser expresso como:

$$\vec{E} = \begin{bmatrix} E_x(t) \\ E_y(t) \end{bmatrix} = \overbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}^{\text{Analisador}(90^\circ)} \overbrace{\begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}}^{\text{Amostra}} \times \overbrace{\begin{bmatrix} \cos\left(\frac{\Gamma}{2}\right) & \sin\left(\frac{\Gamma}{2}\right) \\ -\sin\left(\frac{\Gamma}{2}\right) & \cos\left(\frac{\Gamma}{2}\right) \end{bmatrix}}^{\text{LC Rotator}} \overbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}}^{\text{Polarizador}(0^\circ)} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin\left(\frac{\Gamma}{2} - \alpha\right) \end{bmatrix} \quad (8)$$

Desta forma a fonte de luz modulada citada acima é lançada para a medição óptica. Assim a intensidade do fotodetector pode ser descrita como:

$$I \propto \vec{E} \cdot \vec{E}^* = \sin^2\left(\frac{\Gamma}{2} - \alpha\right) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2}\cos(\Gamma - 2\alpha) \quad (9)$$

onde $\Gamma = \Gamma_m \cos(2\omega_m t)$, é o retardamento causado pelo cristal líquido, ω_m é a frequência angular do sinal e Γ_m a amplitude.

Assim, o sinal obtido pelo fotodetector será dado por:

$$I \propto E^2 = \frac{1}{2} - \frac{1}{2}\cos[2\alpha + \Gamma_m \cos(4\pi\nu_m t)] \quad (10)$$

Como é possível observar, o sistema de medição utiliza duas lâminas de quarto de onda com os eixos a 90° , e um cristal líquido para realizar a função de modulação da polarização.

Após atravessar tanto a amostra de glicose como o polarizador e o analisador, o feixe polarizado passa a ser expresso como:

$$\Gamma = \Gamma_m \cos(4\pi v_m t) \quad (11)$$

Como pode ser visto, o sinal que é detectado tem por base uma componente contínua e uma alternada. De forma a extrair o ângulo de rotação induzido pela substância opticamente activa, será utilizado o seguinte algoritmo de processamento [23] que se encontra ilustrado na Figura 19 através da ferramenta Matlab (Ver Anexo A.1)

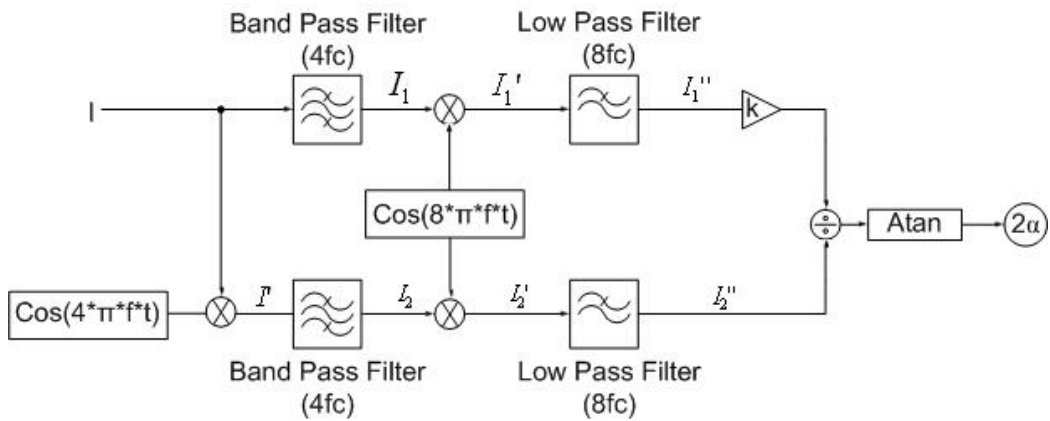


Figura 19 – Algoritmo de processamento de sinal.

Capítulo 4 – Implementação

Este capítulo descreve a implementação do sensor óptico de glicose baseado num cristal líquido. O sistema é constituído por um cristal líquido e 4 lâminas dispostas em determinados ângulos para formar o esquema da Figura 16. De forma a entender o comportamento do cristal e a forma como a disposição destas mesmas lâminas possam influenciar os resultados, foram implementados modelos por software recorrendo à ferramenta *Matlab versão 7.6 (R2008a)*.

O programa *LCD Master (Shintech Co.)* foi também utilizado para simular o comportamento das moléculas do retardador nemático com anisotropia dieléctrica positiva tentando assim entender o seu comportamento para as diferentes fontes de alimentação.

Na primeira parte (secção 4.1) é feita a simulação de todo o esquema do sensor óptico.

O LC escolhido para simulação foi o ZLI-4792 por ter como características o facto de ser um cristal homogéneo, nemático não-torcido¹, semelhante ao cristal utilizado na parte experimental desta tese.

Usando um cristal com a espessura de 5 μ m, foi aplicado um sinal sinusoidal com amplitudes de 4, 8, 12 e 16 Volt e com frequências de 50, 125 ou 500 Hz de forma a guiar o comportamento do cristal líquido.

A partir dos resultados obtidos é possível verificar que, enquanto a amplitude do sinal que alimenta o cristal é maior do que a tensão limiar LC (V), a inclinação do ângulo θ , tem o dobro da frequência do sinal de entrada, como foi previsto nos cálculos efectuados no Capítulo 3.

Com ajuda das equações de *Jones* e através da ferramenta *Matlab*, foi possível recriar o esquema da Figura 17 simulando assim todo o sistema do sensor óptico. Relativamente aos cálculos das concentrações de glicose presentes nas diferentes amostras testadas, estas foram efectuadas usando a mesma ferramenta.

Esta ferramenta tem também como objectivo, a calibração do sistema, fazendo uso da comunicação via *Bluetooth* para um microcontrolador PIC18F4431, de forma a conseguir controlar um motor de passo para ajustar o analisador.

¹ Líquido translúcido que muda a polaridade das ondas de luz que passa através dele.

4.1 - Simulador Cristal Líquido

Este ponto pretende avaliar o comportamento das moléculas do cristal líquido e simular o comportamento do cristal *Thorlabs LC-VIS-1* usado nesta tese.

Usando o sistema de eixos conhecido como "a regra da mão direita", (Figura 20) e usando o cristal ZLI-4792, é possível posicioná-lo de forma a que a superfície das lâminas e do cristal sejam paralelas ao plano XY, enquanto que a direcção da luz e a espessura das lâminas são perpendiculares ao eixo dos Z.

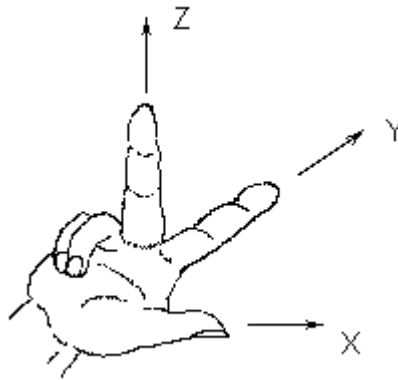


Figura 20 – Sistema de coordenadas utilizado pelo simulador LCD Master

Como pode ser visto a partir da Figura 21, o esquema é composto por dois polarizadores uniaxiais, por duas placas de vidro pouco isopropílico e pelo cristal líquido.

De forma a construir o arranjo da Figura 17, foi necessário que os ângulos dos polarizadores em relação ao eixo e ao cristal líquido, estivessem desviados de 45° em relação ao cristal.

Assim, quando visto a partir do eixo Z, o primeiro polarizador possui um ângulo de 45° o segundo polarizador encontra-se com um ângulo de 135° relativamente ao primeiro, de forma a estarem ambos desviados de 45° relativamente ao cristal líquido.

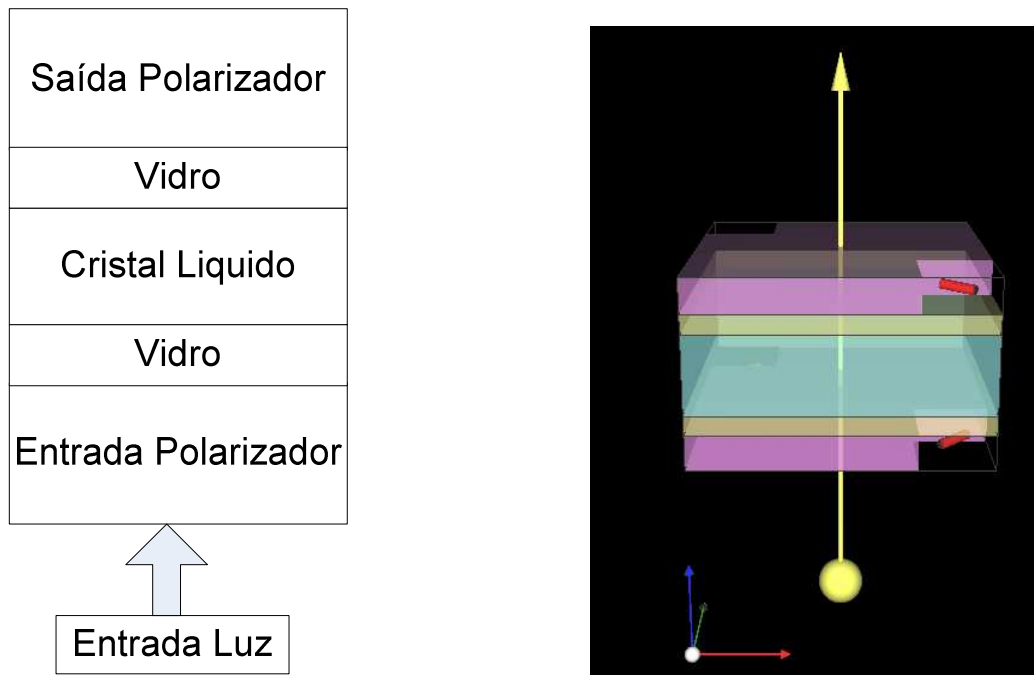


Figura 21 – Esquema do Módulo para rotação da luz no simulador LCD Master

4.1.1 - Resultados Simulados

Aplicando um sinal sinusoidal de amplitude 4 e de 8 V para uma frequência de operação de 125Hz, foi possível verificar que a amplitude do sinal utilizado ao exceder o limiar de tensão do cristal líquido de 16 volts, faz com que a frequência do ângulo de inclinação θ seja o dobro da frequência da tensão aplicada. Ou seja, os ângulos de inclinação das moléculas serão diferentes para as tensões que se aplicam.

Segundo a teoria, se a amplitude da tensão de condução for superior á tensão de limiar do cristal, a frequência do ângulo de inclinação do cristal líquido é o dobro da tensão de condução (12).

$$\theta = \theta_0 + \theta_m \cos(4\pi f m t) \quad (12)$$

Onde, θ_0 e θ_m são as componentes DC e AC dos ângulos de inclinação das moléculas do cristal líquido e $f m$ é a frequência de modulação da tensão que é aplicada.

Uma vez que os polarizadores utilizados são de material uniaxial, quando a luz se propaga ao longo deste meio, os índices de refração associados à onda ordinária (O) e extraordinária (E) são dadas por [14]:

$$\begin{aligned} \text{O: } n &= n_o, \\ \text{E: } \frac{1}{n_e^2(\varphi)} &= \frac{\cos^2 \varphi}{n_o^2} + \frac{\sin^2 \varphi}{n_e^2} \end{aligned} \quad (13)$$

Onde, φ é o ângulo medido entre a direcção de propagação e o eixo óptico, onde

$$\theta + \varphi = 90^\circ .$$

Assim o índice de refração da onda E, pode ser expressa por:

$$n_e(\theta) = \frac{n_o n_e}{\sqrt{(n_e \sin(\theta))^2 + (n_o \cos(\theta))^2}} \quad (14)$$

Os resultados obtidos para a inclinação do ângulo das moléculas do cristal líquido, podem ser empregues para calcular a variação da birrefringência, isto é:

$$\Delta n = (n_e(\theta) - n_o) \quad (15)$$

De forma a melhor entender o efeito birrefringente das moléculas do cristal líquido, é demonstrado na Figura 22 a forma como a molécula de cristal se comporta quando o índice de refração ordinário, n_o , é excitado por luz com polarização perpendicular ao longo eixo molecular e o índice de refração extraordinário, é excitado por luz com polarização paralela ao longo eixo molecular. Neste caso a birrefringência ou anisotropia óptica é definida da seguinte forma:

Caso $n_e > n_o$ pode-se dizer que o cristal tem birrefringência positiva. O contrário, $n_o > n_e$ o cristal líquido tem birrefringência negativa.

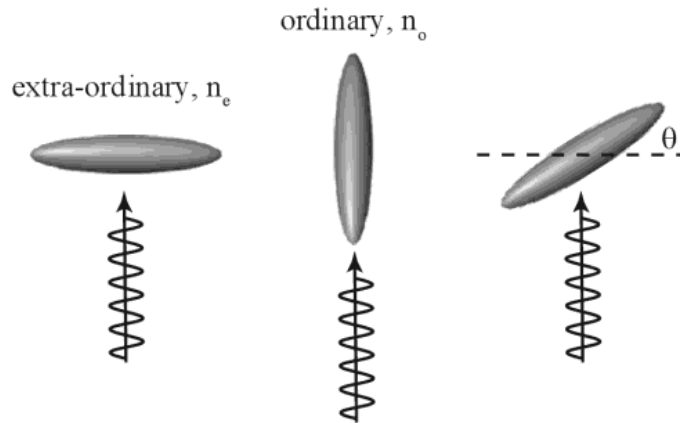


Figura 22 – Ilustração do efeito birrefringente no cristal líquido [22]

Através do simulador conseguiu-se comprovar efectivamente que para umas tensões de 4, 8 12 e 16V se obtêm diferentes inclinações. Nas figuras 23, 24, 25 e 26, estão representadas as simulações efectuadas para uma frequência de 125Hz e amplitudes de 4, 8 12 e 16V.

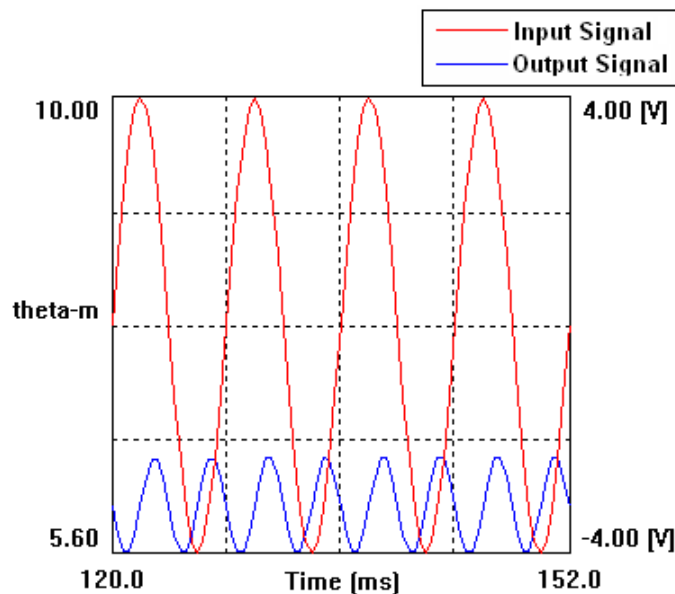


Figura 23 – Resultado da simulação efectuada para $f=125\text{Hz}$ e amplitude (a)4 V. De salientar que o ângulo das moléculas do cristal liquido oscila ao dobro da frequência da tensão aplicada.

Relativamente ao ângulo gerado pelo cristal líquido de $5\mu\text{m}$ mediante a aplicação da onda sinusoidal de 4 8 12 e 16 V (Figuras 23, 24, 25 e 26), é possível verificar que, a variação do ângulo gerado pelo cristal líquido em relação à espessura do cristal, frequência e tensão é o dobro.

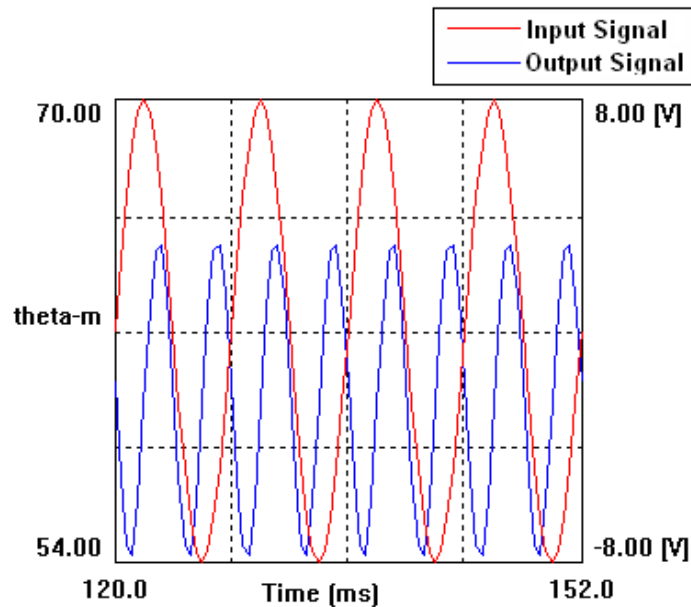


Figura 24 – Resultado da simulação efectuada para $f=125\text{Hz}$ e amplitude 8 V

À medida que se aumenta a amplitude do sinal, constata-se que o ângulo de inclinação das moléculas vai sempre aumentando até chegar à saturação (Figura 26).

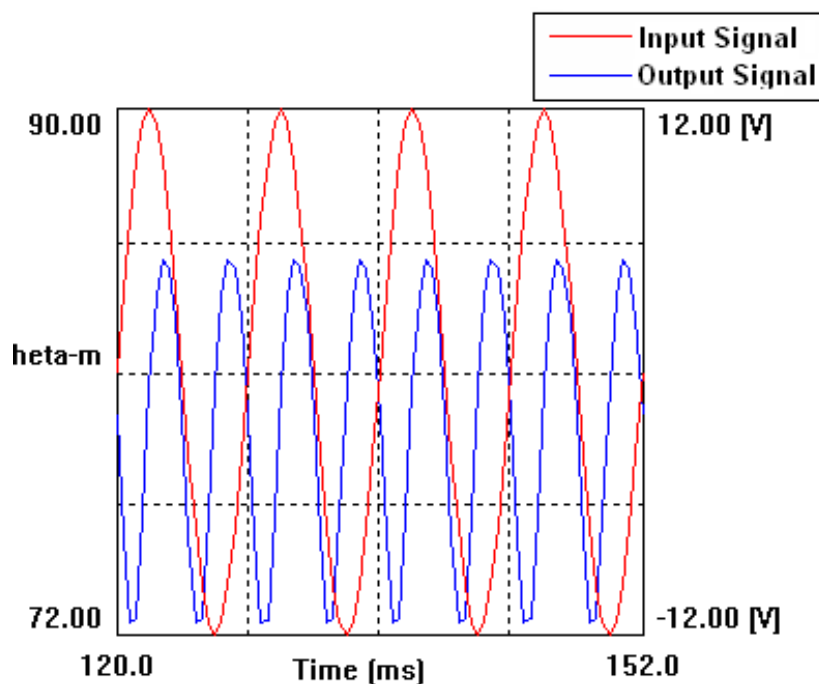


Figura 25 – Variação do ângulo de inclinação para uma frequência de 125Hz e 12V

Na figura abaixo, é possível verificar que a própria forma de onda se começa a deformar relativamente às figuras vistas anteriormente. A explicação teórica encontrada para explicar este efeito, prende-se com o facto da velocidade de rotação do cristal ser limitada pelo tempo de resposta electro-óptica do mesmo.

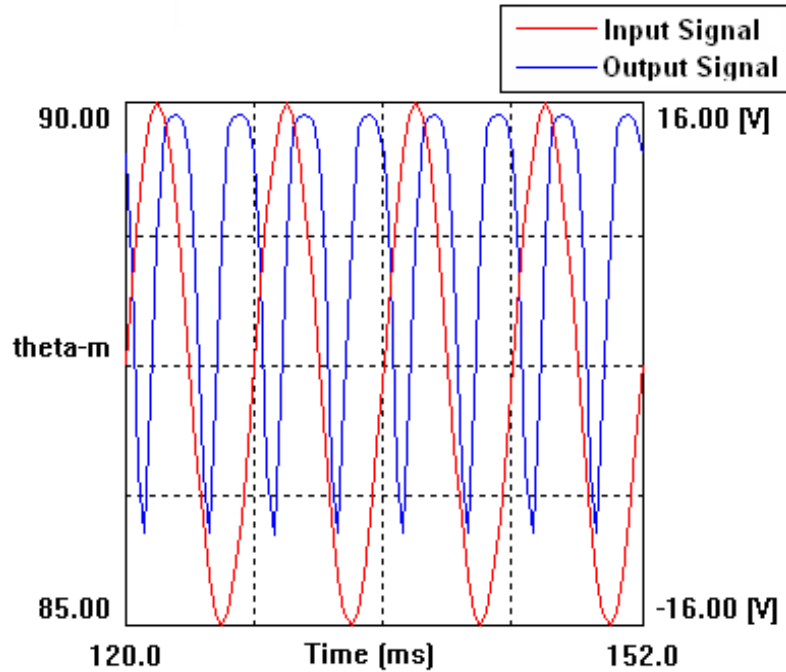


Figura 26 – Resultado da simulação efectuada para $f=125\text{Hz}$ 16V

Resumidamente obteve-se para a frequência de 125 Hz os valores apresentados na tabela 2.

Tabela 2 – Variação do ângulo no cristal LC ZLI4792 para uma frequência de 125Hz

Tensão Aplicada (V)	Variação Ângulo	
	Inclinação (°)	$\Delta\theta(^{\circ})$
Frequência: 125Hz		
4	5.63-6.52	0.89
8	54.30-64.99	10.69
12	72.44-84.87	12.43
16	85.89-89.88	3.99

Foram efectuados testes semelhantes para outras frequências, nomeadamente 50 e 500Hz, embora os seus gráficos não constem nesta dissertação, os resultados obtidos encontram-se presentes na tabela 3 e tabela 4.

Tabela 3 – Variação do ângulo no cristal LC ZLI4792 para uma frequência de 50Hz

Tensão Aplicada (V)	Variação Ângulo (°)	$\Delta\theta(^{\circ})$
Frequência: 50Hz		
4	5.01-7.38	2.29
8	42.50-71.62	29.12
12	55.51-88.97	33.4
16	68.53-89.99	21.4

Tabela 4 – Variação do ângulo no cristal LC ZLI4792 para uma frequência de 500Hz

Tensão Aplicada (V)	Variação Ângulo (°)	$\Delta\theta$ (°)
Frequência: 500Hz		
4	5.94-6.16	0.22
8	60.83-58.80	2.03
12	79.55-81.39	1.84
16	89.43-89.72	0.29

Através das tabelas acima apresentadas, verifica-se que aumentando a frequência do cristal, o ângulo de inclinação aumenta, embora a variação do mesmo ($\Delta\theta$) diminua para uma mesma tensão.

Isto acontece porque a velocidade de rotação é essencialmente limitada pelo tempo de resposta eletro-óptica dos materiais de cristal líquido, que são tipicamente na faixa dos milissegundos. Conclui-se portanto que face aos moduladores electro-ópticos baseados no efeito de Kerr ou Pockels que a frequência de modulação terá que ser necessariamente muito inferior entre 50Hz e 500Hz. No entanto para o trabalho que se pretende efectuar não existe qualquer desvantagem no uso destas frequências.

Das tabelas acima é possível retirar que para tensões superiores a 8V, o ângulo de inclinação das moléculas é elevado mas a sua variação ($\Delta\theta$) é pequena o que teoricamente implica uma pequena variação do Δn . Em conclusão existe também um limite superior para a tensão aplicada.

4.1.2 – Comparação resultados práticos

Apesar do cristal utilizado ter características diferentes do cristal usado no simulador, foi possível verificar que para amplitudes acima de 4Vpp, o comportamento do sinal de saída deixa de ser sinusoidal. Isto acontece como foi previsto anteriormente, pelo facto da velocidade de rotação ser limitado pelo tempo de resposta electro-óptico (Figura 27).

Esta distorção provoca erros na estimativa do ângulo de rotação. Dai que a amplitude ideal encontrada para este cristal foi de 4Vpp. A frequência do sinal aplicado

foi de 125 Hz. Optou-se por esta frequência para evitar a distorção a provocada pelo sinal de alimentação a 50Hz e a múltiplos desta frequência. Por outro lado frequências demasiado baixas que conduzam a um campo eléctrico dentro do cristal de variação lenta podem danificar o cristal, razão pela qual a frequência não foi testada para frequências inferiores a 100Hz. Para frequências superiores verificou-se experimentalmente o efeito previsto nas simulações de diminuição da resposta do cristal à modulação do sinal aplicado

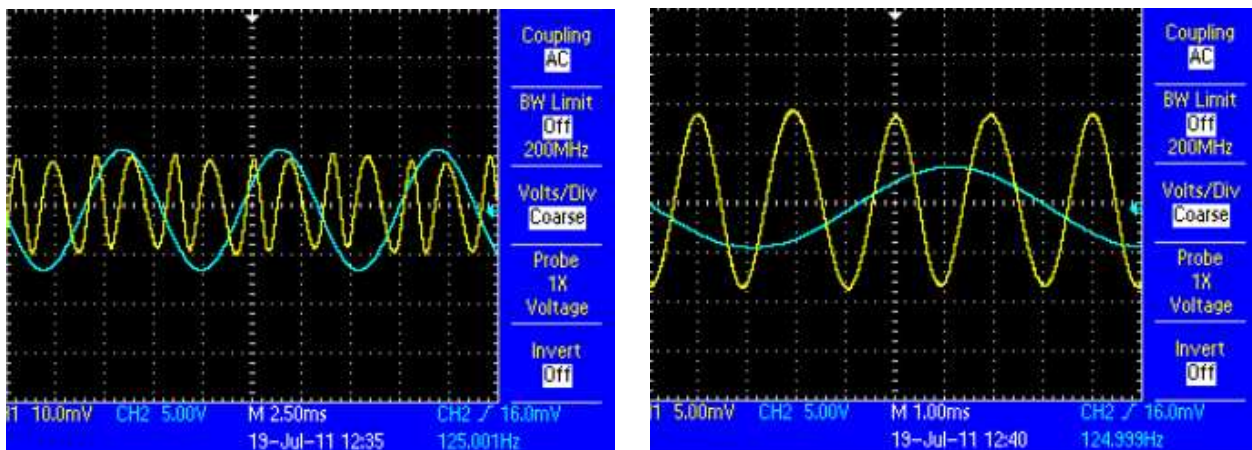


Figura 27 – Sinal detectado experimentalmente para $\alpha=0^\circ$ $f=125\text{Hz}$ e amplitudes 6Vpp e 4Vpp nomeadamente

A figura 27 que é apresentada em cima foi obtida apenas fazendo rodar o analisador até se visualizar uma onda sinusoidal que fosse o dobro da frequência do sinal que se está a aplicar ao cristal líquido. Desta forma sabemos que estamos presente do ângulo de rotação $\alpha=0^\circ$.

4.2 - Implementação Utilizando Ferramenta Matlab

Em óptica, luz polarizada pode ser descrita utilizando o cálculo inventado por RC Jones em 1941. A luz polarizada é representada por um vector Jones, e os elementos ópticos são representados através de matrizes. Quando a luz atravessa um elemento óptico a polarização resultante da luz que emerge é encontrado tomando o produto da matriz de Jones do elemento óptico e o vector de Jones da luz incidente.

Note-se que o cálculo de Jones só é aplicável apenas a luz que já está totalmente polarizada. Sabendo disso, o trajecto que um raio de luz percorre através de um sistema

de lentes pode ser descrita por matrizes. Cada módulo pode ser descrito por uma operação de matriz como foi visto no Capítulo 3.

Assim utilizando a equação (10) que foi deduzida no capítulo 3 e aplicando a formula no Matlab, é possível reproduzir o sinal que está à espera de se observar à saída do fotodíodo.

Através deste modelo analítico, consegue-se configurar os ângulos dos diferentes polarizadores para a partir dai retirar conclusões que façam entender o comportamento do cristal, para diferentes configurações.

A figura apresentada em baixo, demonstra o tipo de onda sinusoidal que se espera para diferentes rotações do ângulo.

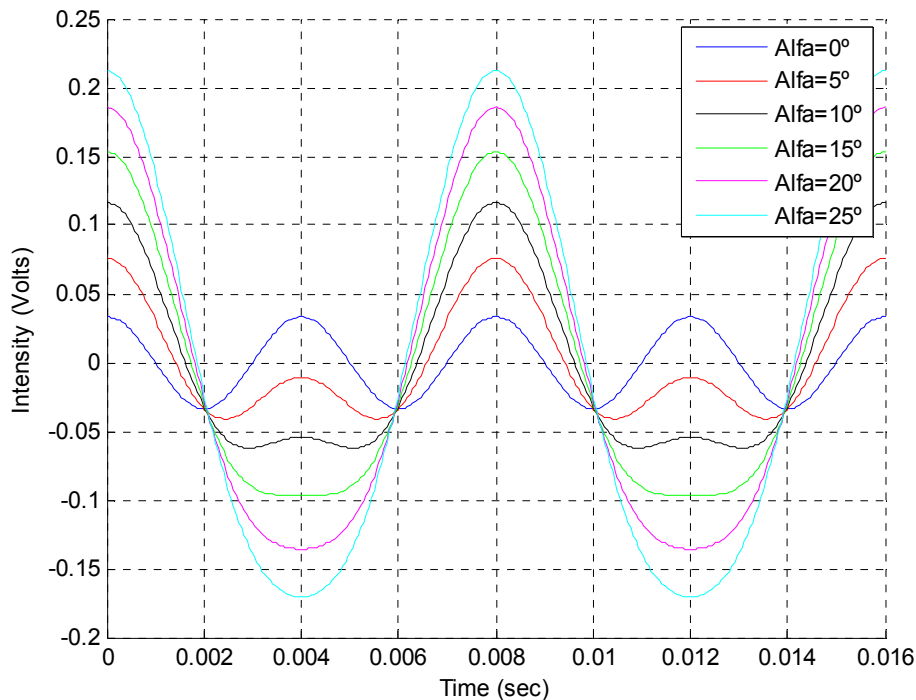


Figura 28 – Comportamento esperado Sinal Cristal Liquido

A ferramenta Matlab foi utilizada para estabelecer o sistema de processamento de sinal para extracção do ângulo de rotação introduzido pela amostra, que como já foi visto na figura anterior pode ser simulado. O sistema de processamento utilizado (Figura 29) foi introduzido pela primeira vez por Yu-Lung Lo e Tsung-Chih Yu-Chuang [23].

Na concepção deste sistema, foi utilizada a frequência de 125Hz como frequência de modulação para o LC pelos motivos acima mencionados. Adicionalmente, utilizou-se dois filtros passa banda e dois filtros passa baixo. Os filtros passa banda

Sensor de Glicose Polarimétrico

utilizados na simulação são filtros *ButterWorth* de 5ª ordem com frequência de corte inferior de 450Hz e superior de 550 Hz, enquanto que os filtros passa baixo são filtros *ButterWorth* de 8ª ordem com uma frequência de corte de 250Hz. O motivo da utilização deste sistema foi testar a possibilidade de num trabalho futuro implementar o sistema em hardware.

Após a configuração do processamento digital de sinal, procedeu-se à realização de uma aplicação que efectua a leitura do sinal proveniente do fotodíodo para posteriormente efectuar o processamento de sinal para extrair o ângulo de rotação. Esta aplicação tem como propriedades o facto de controlar a frequência e a amplitude de modulação do cristal, bem como controlar o motor de passo que se encontra anexado ao analisador.

O botão “Ler” será utilizado para aquisição do sinal proveniente do fotodíodo, mas este tema será melhor explicado no ponto 4.3.5 que se encontra mais abaixo.

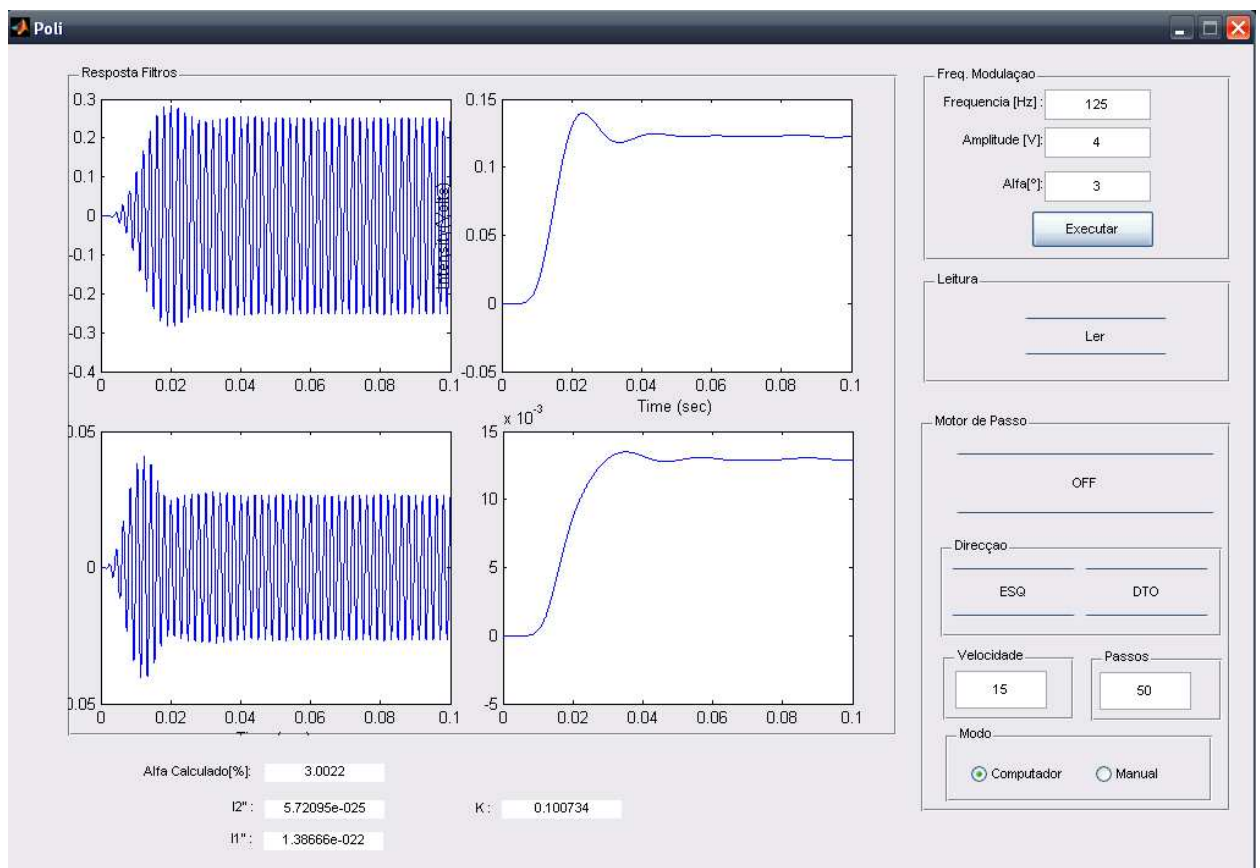


Figura 29– Aplicação utilizada para controlo e aquisição de sinal. O significado dos gráficos é explicado no texto.

Através deste simulador foi possível verificar qual a fiabilidade do sistema de aquisição. Na tabela seguinte, seguem diferentes valores de alfas obtidos experimentalmente. É possível observar que a percentagem máxima de erro não supera os 3% para os ângulos de rotação em questão.

Tabela 5 – Variação do ângulo de rotação

Teórico [α]	Experimental [α]	Erro [%]
$\alpha=2^\circ$	$\alpha=2.0343$	1.70
$\alpha=4^\circ$	$\alpha=4.0589$	1.47
$\alpha=6^\circ$	$\alpha=6.1278$	2.13
$\alpha=8^\circ$	$\alpha=8.1209$	1.50
$\alpha=10^\circ$	$\alpha=10.3006$	3.00
$\alpha=12^\circ$	$\alpha=12.0940$	0.78
$\alpha=14^\circ$	$\alpha=14.0383$	0.27

Através do simulador é também possível comprovar que independentemente dos elementos ópticos não estarem perfeitamente alinhados, conforme o esquema da Figura 17 é sempre possível compensar estes desvios através do analisador final.

De seguida, demonstra-se três exemplos de compensação por parte do analisador.

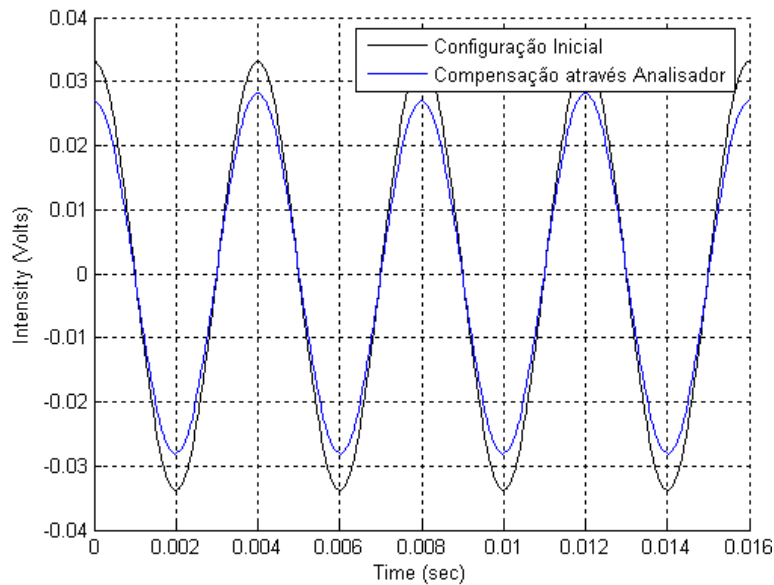


Figura 301 – Aquisição para alfa=0°

Sensor de Glicose Polarimétrico

Tabela 6 – Configuração dos diferentes ângulos para os diferentes elementos polarizadores.

$[\alpha^\circ]$	$P(^\circ)$	$\lambda/4(^\circ)$	$\lambda/4(^\circ)$	$A(^\circ)$
Frequência: 125Hz 0°	15°	0°	30°	38°

Admitindo que se tem o polarizador inicial desfasado de 15° e o QWP desfasado de 30° , é possível através do analisador compensar estes desfasamentos ao coloca-lo a 38° .

Através da Figura 30, verifica-se que o sinal obtido com este ajuste é em muito similar ao sinal que se obtêm com a configuração da Figura 17.

O mesmo acontece para os seguintes exemplos (Figura 31 e 32), onde são simulados outras configurações, obtendo-se sempre o mesmo resultado.

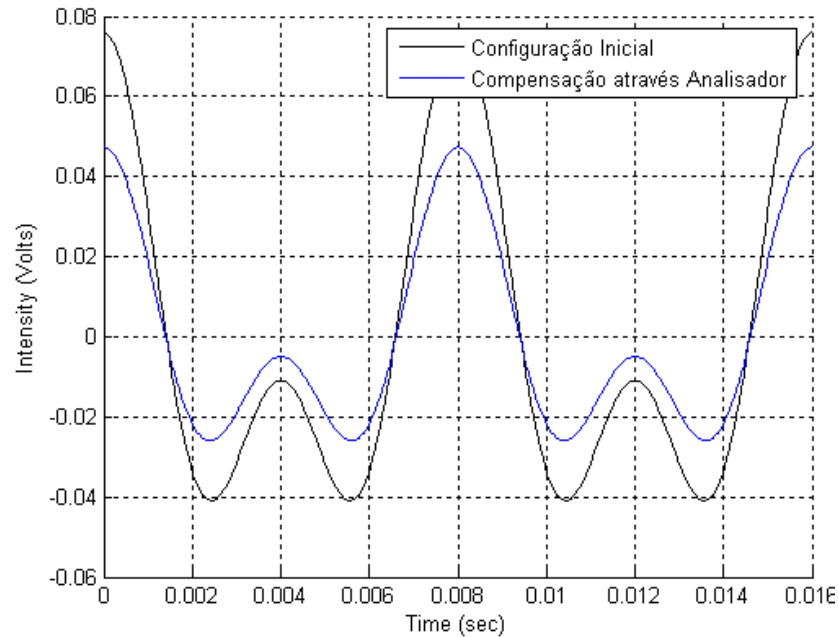


Figura 31 – Aquisição para alfa= 5°

Tabela 7 – Configuração de diferentes ângulos para os diferentes ângulos dos elementos polarizadores.

$[\alpha^\circ]$	$P(^\circ)$	$\lambda/4(^\circ)$	$\lambda/4(^\circ)$	$A(^\circ)$
Frequência: 125Hz 5°	0	0	25°	23°

Sensor de Glicose Polarimétrico

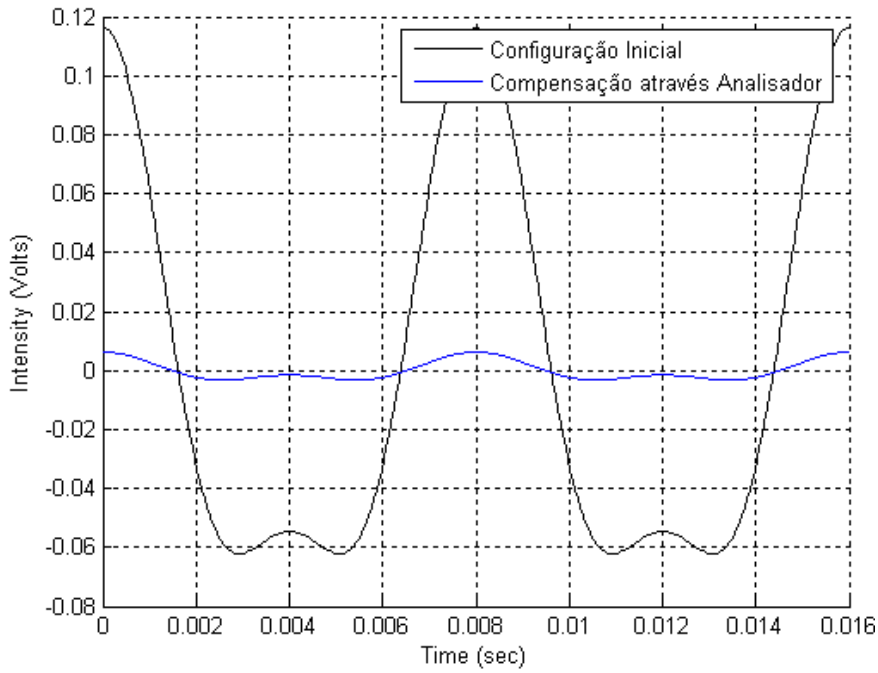
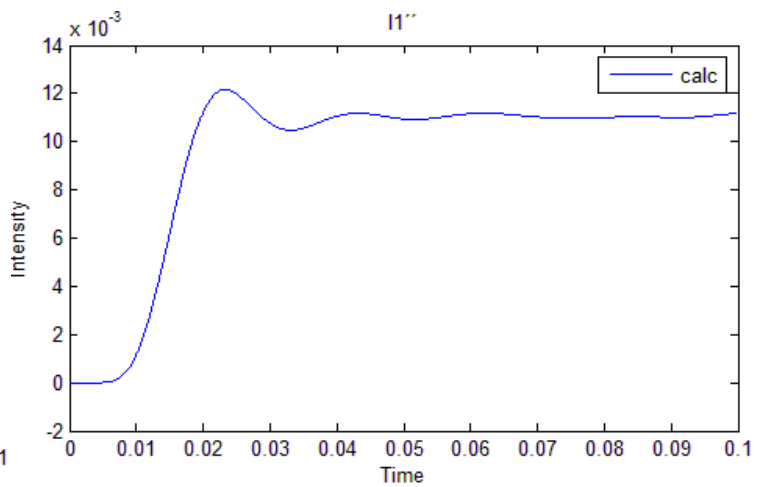
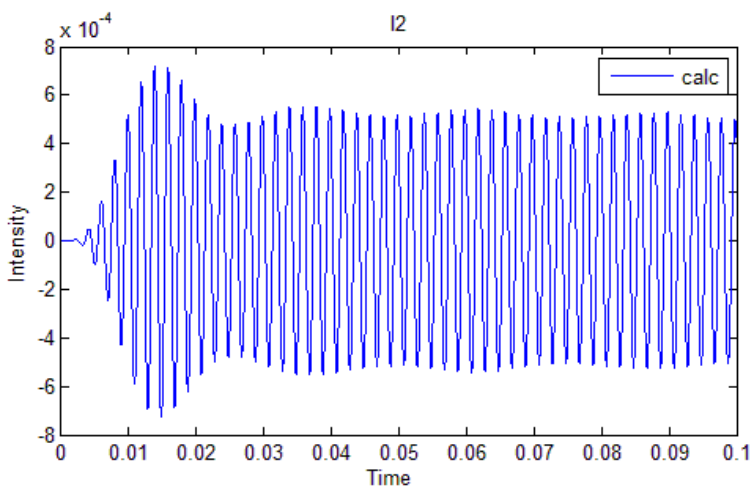


Figura 32 – Aquisição para $\alpha=10^\circ$

Tabela 8 – Configuração de diferentes ângulos para os diferentes elementos polarizadores.

$[\alpha^\circ]$	$P(^\circ)$	$\lambda/4(^\circ)$	$\lambda/4(^\circ)$	$A(^\circ)$
Frequência: 125Hz 10°	35	23	44	35°

De seguida são apresentadas as respostas dos filtros para caso do sinal desfasado e para o caso do sinal em fase. Ambos demonstram uma boa linearidade, sendo a única diferença o facto da intensidade do filtro passa ter componente negativa e o segundo componente positiva.



Sensor de Glicose Polarimétrico

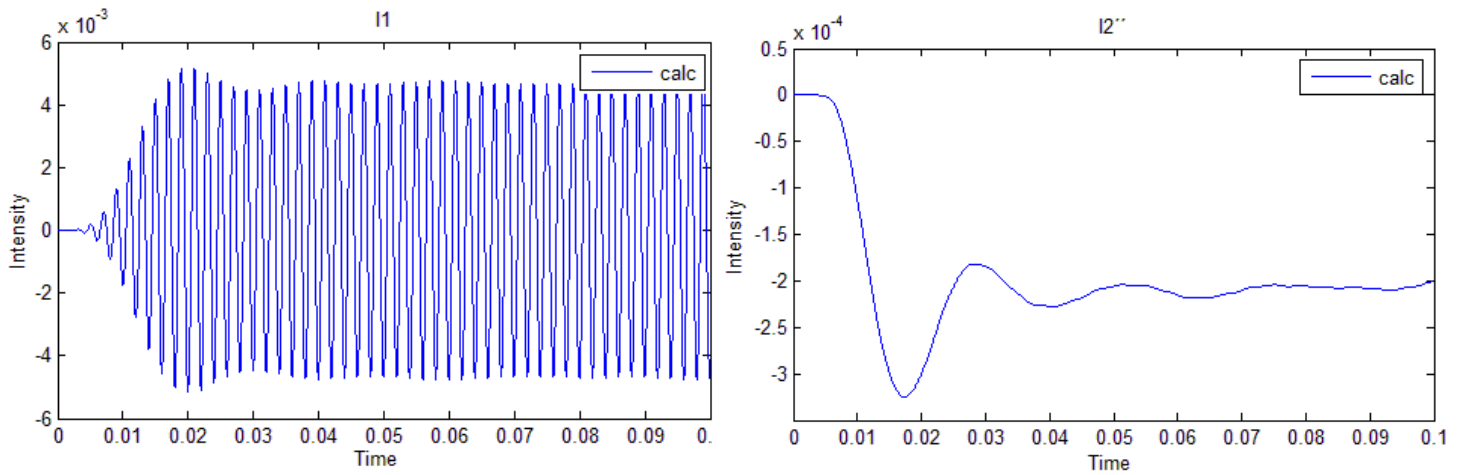


Figura 33 – Resposta dos filtros para $\alpha=-0.5174^\circ$

Este ajuste de fase é sempre necessário efectuar para cada amostra. A diferença de fase observada foi de 2π . Para uma frequência de operação de 1kHz a diferença de fase a ajustar terá que ser de 4π .

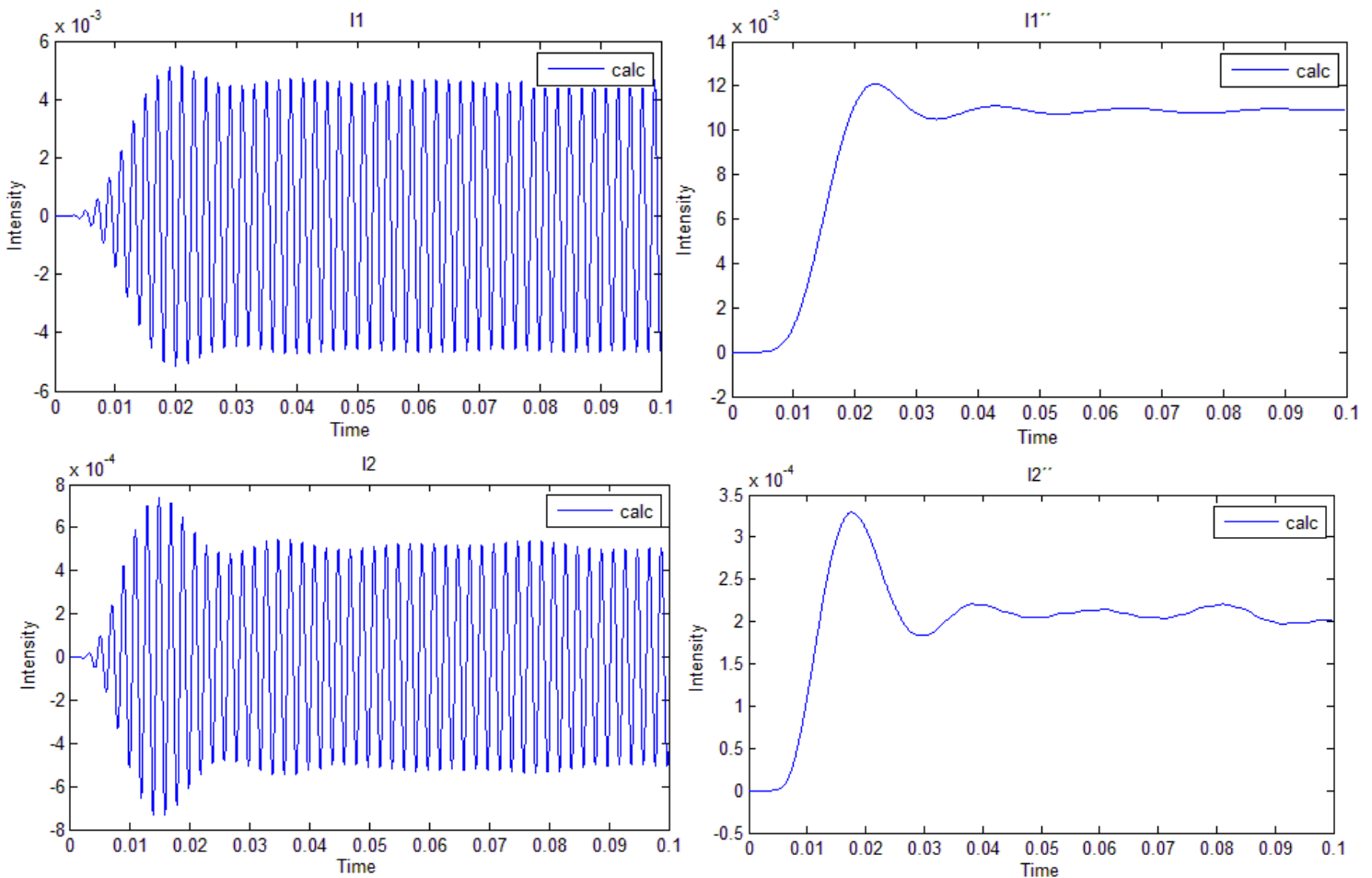


Figura 34 – Resposta dos filtros para $\alpha=0.5425^\circ$

Outro factor importante para minimizar os resultados que são obtidos, tem a ver com a calibração do sistema. Quando a amostra em questão não contém nenhuma substância activa e portanto não produz nenhuma rotação de ângulo, é imperativo ajustar o sistema de forma a fazer com que a sua fase inicial seja zero.

O sinal que se observa na saída do fotodiodo é dado por:

$$I_{No-glu\ cosine} \propto \sin^2\left(\frac{\Gamma'}{2}\right) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2} \cos(\Gamma') \quad (16)$$

Onde, Γ' é o atraso do cristal e pode ser definido como $\Gamma' = \Gamma_{DC} + \Gamma_m \cos(4\pi ft)$, onde Γ_{DC} é visto como o desfasamento inicial que é feito pelo cristal. Ajustar esta componente é essencial para extrair o ângulo de rotação proporcionado pela amostra.

A forma encontrada para compensar esta componente foi utilizar um motor de passo que fizesse rodar o analisador de tal forma que o ganho K faça com que as amplitudes $I1''$ e $I2''$ se tornem iguais.

Da equação 17 e 18 é possível verificar que para se obter os valores máximos é necessário rodar o analisador para um $\alpha=0^\circ$ e retirar o valor de $I1''$, e rodar novamente o analisador de para um $\alpha=45^\circ$ para se obter o valor máximo de $I2''$.

$$I1'' = \frac{1}{2} J_2(\Gamma_m) \cos(2\alpha) \quad (17)$$

$$I2'' = \frac{1}{4} [J_1(\Gamma_m) - J_3(\Gamma_m)] [1 + \cos(16\pi ft)] \sin(2\alpha) \quad (18)$$

Desta forma o valor de K é dado por:

$$K = I_{\tan(2\phi)} = \frac{I2''}{I1''} = \frac{J_1(\Gamma_m) - J_3(\Gamma_m)}{2J_2(\Gamma_m)} \quad (19)$$

Verificou-se que para uma frequência de 125Hz e uma amplitude de 4Vpp os valores máximos de $I1''$ e $I2''$ o valor de K obtido foi de 4,7023. Esta calibração é importante para se obter leituras fidedignas, pelo que a sua automatização em vez da calibração manual trás benefícios evitando desta forma erros de precisão. Quanto maior

for a precisão de calibração menor será o erro de leitura. Dai a opção de controlar o analisador através de um motor de passo (Figura 35).

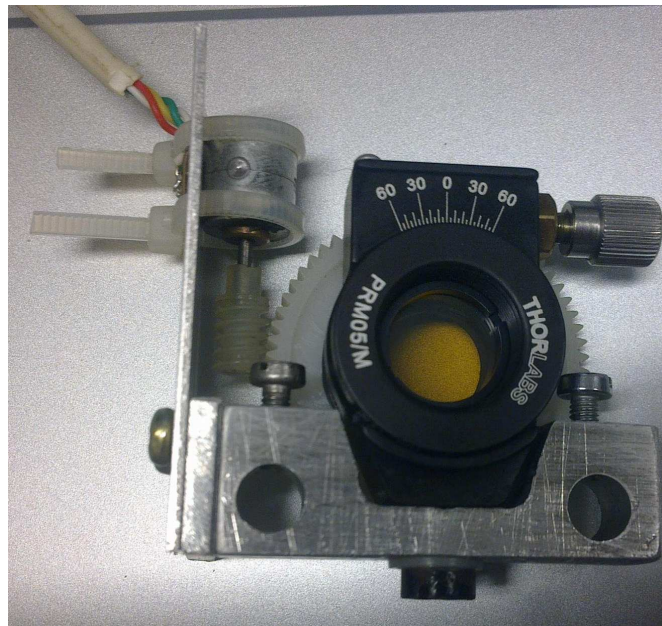


Figura 35 – Analisador controlado através de um motor de passo

Apesar disto, verifica-se que outras fontes de erros podem afectar as medições como é o caso da não ideal variação sinusoidal de retardância por parte do modulador de polarização LC, bem como o facto das portadoras utilizadas no algoritmo de processamento de sinal como é o caso do $\cos(4\pi ft)$ e do $\cos(8\pi ft)$ não estarem em fase com o sinal proveniente do fotodíodo podendo introduzir erros no subsequente procedimento de desmodulação do sinal [11].

Com efeito, verificou-se inicialmente que o sinal proveniente do fotodíodo apresentava diferenças de fase para com o sinal que foi obtido de forma teórica. Esta desfasagem acontece devido ao facto da fonte do sinal ser diferente dos sinais que se estão a aplicar no algoritmo de processamento.

Verifica-se na Figura 36 que o sinal obtido através do fotodíodo a partir de uma amostra de 0.1g/ml glicose.

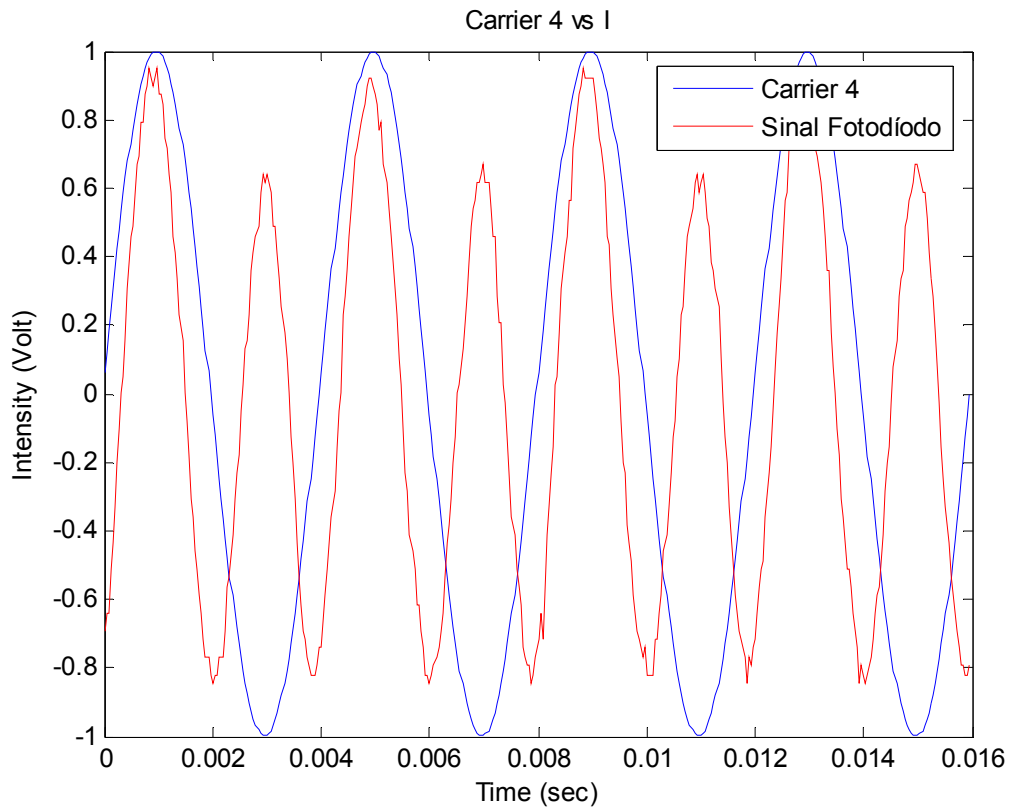


Figura 36 – Desfasamento sinal proveniente do fotodíodo

É possível verificar, que o sinal acima apresenta uma desfasagem para com o sinal que foi calculado teoricamente. Em comparação com as duas figuras (36 e 37), verifica-se que existe um desvio de fase de sensivelmente 2π , o que faz introduzir erros na medição, uma vez que para a mesma amostra se obtêm um valor de rotação na ordem dos -0.5174° enquanto que na segunda se obteve 0.5425° . A Figura 37 já se encontra em fase após o ajuste de fase, observando-se para este sinal uma rotação na ordem dos 0.5425° cuja percentagem de erro ronda os 2.76%.

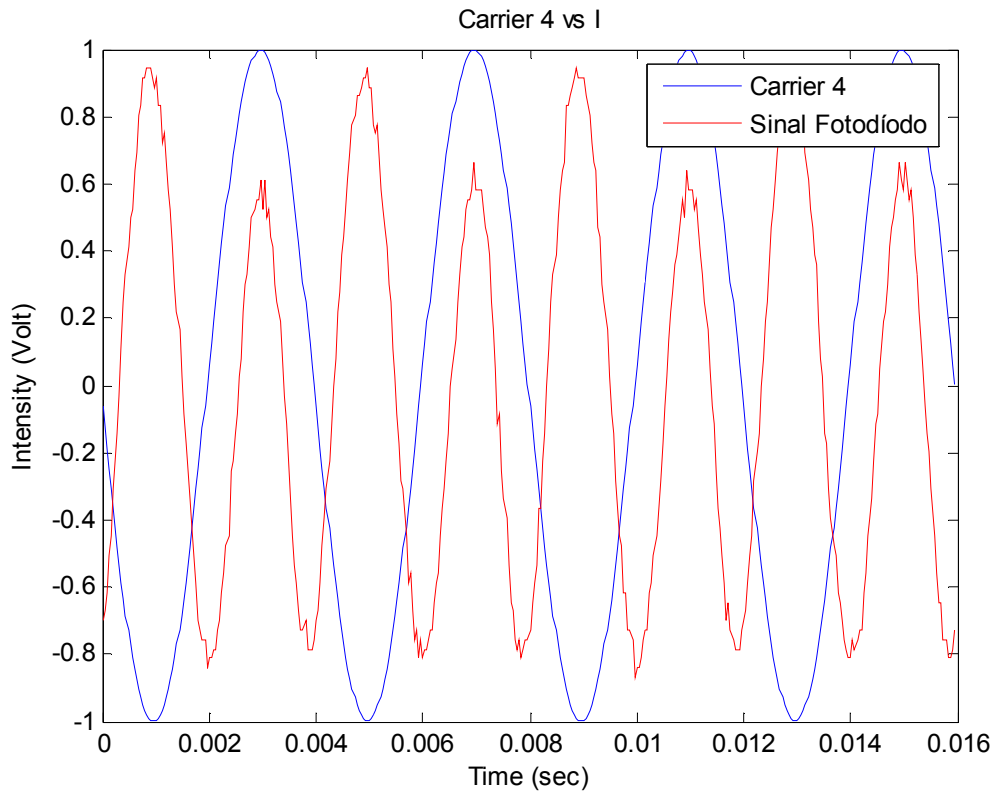


Figura 37 – Sinal fotodíodo para uma solução glicose de 0.1g/ml

4.3 - Sistema de Comunicação:

Com o intuito de tornar o sistema mais portátil e compacto, certos aspectos, que serão descritos ao longo deste capítulo, foram automatizados. Na figura abaixo, está representado o diagrama de blocos do sistema de comunicação utilizado na realização desta tese para efectuar o controlo do sensor.

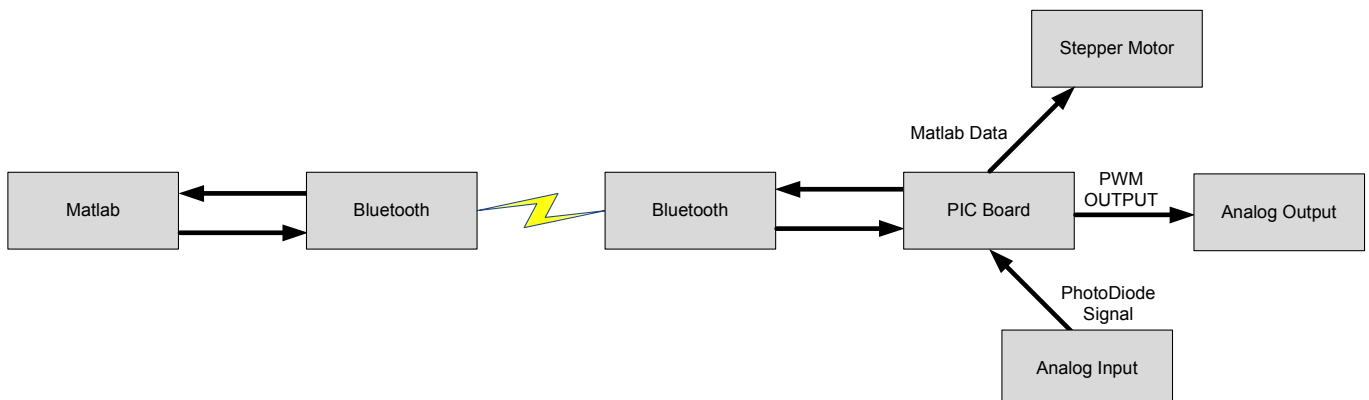


Figura 38 – Diagrama blocos comunicação Matlab/PIC

Este diagrama é composto por módulos de comunicação de dados e módulos de processamento de dados que posteriormente irão afectar periféricos.

Assim sendo, de acordo com a Figura 41 os comandos gerados no Matlab são enviados por Bluetooth e recebidos pelo microcontrolador (PIC18F4431) para assim controlar a rotação do motor de passo efectuando simultaneamente a leitura da informação presente na entrada do ADC.

O PIC é também capaz de gerar um sinal de onda quadrada para ser utilizado como sinal de entrada do filtro passa-baixo MAX7400, de forma a obter-se um sinal sinusoidal que mais tarde será aplicada ao cristal líquido substituindo o gerador de funções e tornando o sensor mais portátil.

4.3.1 - Bluetooth

A comunicação com o receptor *Bluetooth* foi o meio utilizado para efectuar a ligação entre o Matlab e o PIC. Como o compilador utilizado para o desenvolvimento de funções foi o CCS (*Costum Computer Service*), este permitiu que a comunicação fosse facilmente efectuada, uma vez que este compilador possui uma interface bastante amigável, que dá suporte a muitos dos drivers utilizados na concepção deste sistema. Desta forma bastou apenas definir o baudrate e os pinos para comunicação com a USART do PIC, para efectuar a comunicação com o Matlab.

Do lado do Matlab apenas foi necessário as seguintes instruções para efectuar a comunicação com o PIC:

```
s = serial('COM14','BAUD',9600);
      fopen(s);
      fprintf(s,'%s',Trama_Enviar);
      fclose(s);
      delete(s);
```

A máquina de estados utilizada para efectuar o tratamento dos dados enviado por Bluetooth entre o Matlab e o PIC é explicada de seguida:

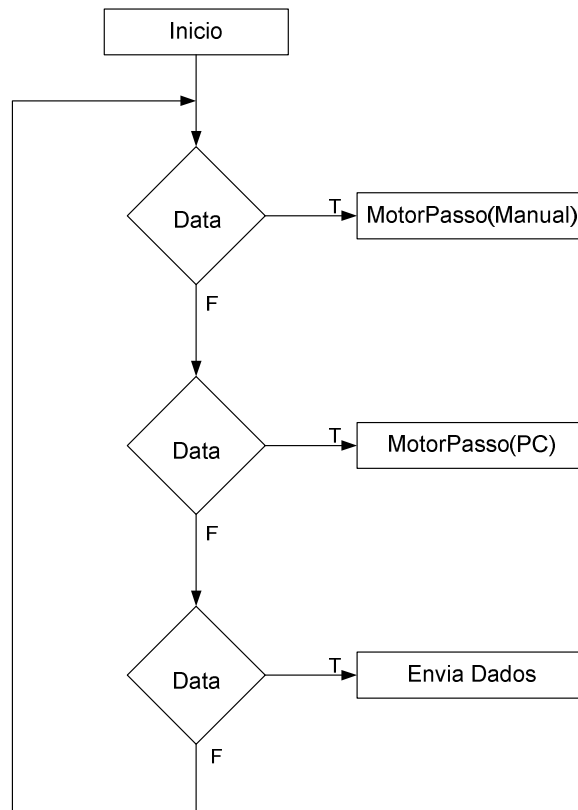


Figura 39 – Máquina de Estados

Como se pode ver na Figura 39, a máquina de estados é composta por um estado inicial onde são inicializados todos os drivers e as variáveis necessárias para aquisição e processamento da trama que é enviada por Bluetooth através da ferramenta Matlab.

Para cada processo é efectuado uma validação da trama que é recebida pelo PIC. Essa validação consiste em verificar se a posição da trama que se encontra destinada à leitura está a ‘0’ ou a ‘1’. Para o caso deste se encontrar a ‘0’ e o modo de funcionamento também estiver a ‘1’, estamos perante o primeiro processo onde é feito o controlo do motor de passo de forma manual. Caso o modo esteja a ‘0’ é feito o controlo através do computador. Sempre que o valor de leitura esteja a ‘1’, apenas o processo “Envia Dados” se encontra activo. Este estado tem como objectivo enviar a informação presente à entrada do ADC, para mais tarde ser tratada no Matlab de forma a reconstruir e processar o sinal proveniente do fotodíodo.

É feita uma assemblagem para guardar nas variáveis os valores que são transmitidos. É definido o número de bits a utilizar pelo ADC, bem como a frequência do cristal para mais tarde gerar uma onda sinusoidal através do PWM.

4.3.3 - Motor de Passo

O motor de passo utilizado para rodar o analisador trata-se de um motor bipolar (Figura 35). Para controlar este motor utilizou-se o driver L6129. O modo de configuração utilizado inicialmente foi o modo *full step*. Este foi o modo escolhido inicialmente para verificar qual o passo do motor. Para isso foi necessário colocar as entradas lógicas $I_{01}..I_{12}$ a '0', para desta forma seleccionar o nível de corrente no enrolamento do motor (Figura 40). Se qualquer uma das entradas lógicas é deixada aberta, o circuito irá tratar como uma entrada de alto nível. As entradas lógicas P_{h1} e P_{h2} são as entradas que determinam a direcção do fluxo de corrente nos enrolamentos. Estas entradas são então as que serão ligadas aos portos do PIC nomeadamente PB0 e PB1.

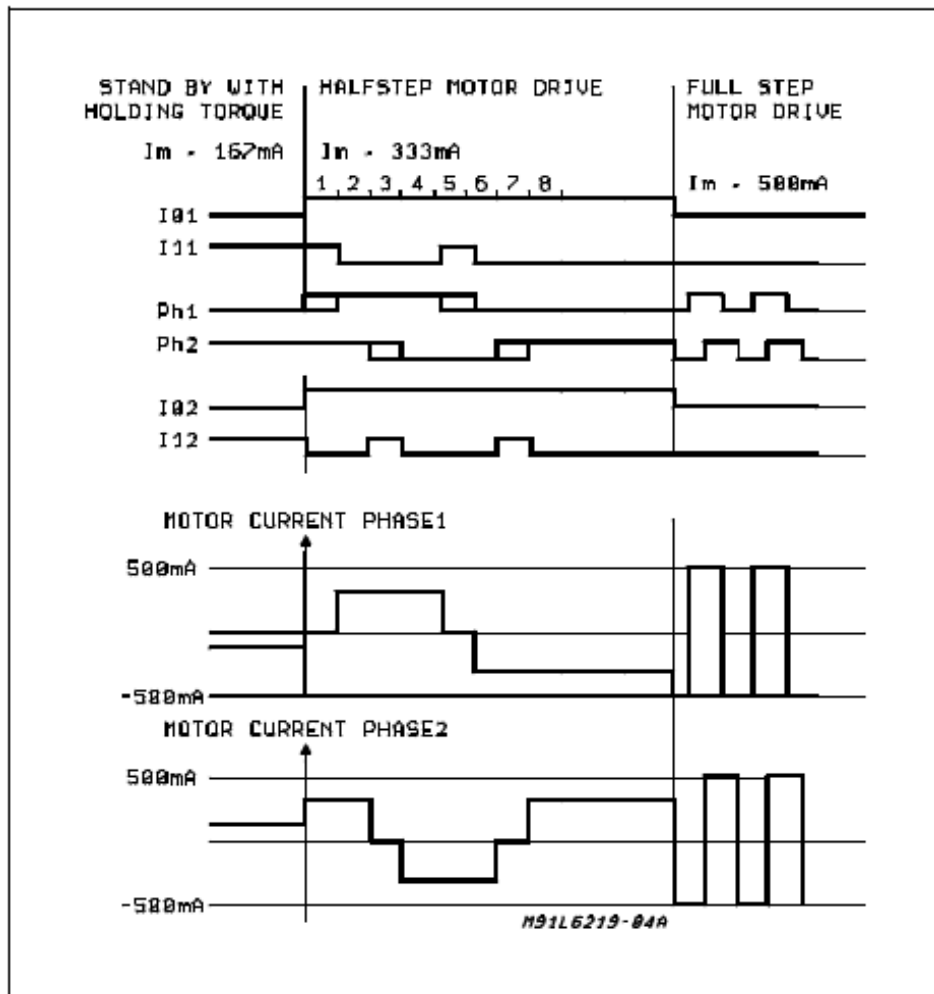


Figura 40 – Princípio de Operação

4.3.4 - Transmissão

De seguida é apresentado um exemplo do modelo de trama utilizada para comunicação com o PIC, cujo formato é o seguinte:

Velocidade		Passos		Dir	Modo	Leitura
5	0	3	4	R/L	1/0	1/0

Figura 41 – Formato Trama Enviada Pelo PC

Onde,

- **Velocidade** – É o valor que utilizador insere através da aplicação para alterar a velocidade do motor de passo
- **Passos** – Corresponde ao número de passos a efectuar pelo motor
- **Dir** – ‘R’/’L’ Corresponde à direcção da rotação do motor de passo.
- **Modo** – Altera o estado do controlo do motor para Manual através de botões de pressão ou através do PC.
- **Leitura** – Quando este valor se encontrar a ‘1’ significa modo de leitura, e portanto o PIC envia os dados por *Bluetooth* para o computador. Caso seja ‘0’ o computador apenas envia dados para o PIC.

4.3.5 - Recepção

De forma a obter sinal que chega ao fotodíodo, foi necessário transformar a corrente proveniente do fotodíodo, numa tensão e amplificá-la. A forma utilizada para a aquisição do sinal foi utilizando o ADC do PIC.

Geralmente Microcontroladores PIC oferecem 10 bits de conversão analógica para digital. Isto significa que, quando se mede uma tensão de entrada, é efectuada uma comparação entre a tensão à entrada do porto e a tensão de referência que para o caso é de 5V. Esta comparação é representada como um número de que vai de (0-1023), sendo

sempre necessário esperar 2 TAD (que é tipicamente um valor entre 2 μ s a 6 μ s) entre cada instrução de leitura para efectuar a aquisição do sinal.

4.3.6 - Definir Resolução do ADC:

Nesta secção e nas seguintes são descritas as principais instruções de código usadas para programar o microcontrolador. O código completo pode ser encontrado no Anexo B1

```
#DEVICE ADC=10
```

A expressão acima, é utilizada para definir a resolução do ADC em bits. A resolução máxima para PIC18F4431 é de 10-Bit. Sendo sempre possível defini-lo para qualquer número menor que a resolução máxima.

A linha a seguir é utilizada para inicializar e configurar USART de forma a iniciar a comunicação.

```
#use rs232 (baud=9600,rcv=PIN_C7, xmit=PIN_C6)
```

Esta linha é usada apenas depois de se definir o relógio do oscilador. Definiu-se um *baudrate* de 9600 tanto no PIC como no Matlab para efectuar a comunicação. Para se utilizar a USART do PIC apenas é necessário utilizar os pinos acima declarados.

4.3.7 - Inicialização e configuração do ADC

```
setup_adc_ports( ALL_ANALOG );  
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL );  
set_adc_channel( 0 );
```

Estas três linhas de são de configuração do ADC. *setup_adc_ports* é usado para definir quais os pinos que devem ser usados como entradas analógicas. Para o caso em

questão utilizou-se o `ALL_ANALOG` para fazer com que todos os pinos com opção analógica passassem ao estado de leitura analógica.

A próxima instrução `setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL)` define a fonte de relógio para o ADC. Apesar do PIC também possibilitar utilizar um relógio externo para conversão ADC, foi possível conciliar o mesmo relógio interno para a geração do PWM com a aquisição do ADC, não necessitando desta forma recorrer à utilização de um cristal externo.

Para seleccionar o pino do qual se lê as tensões analógicas é utilizado o comando `set_adc_channel(0)`. Como a aquisição é sempre feita no pino AN0, seleccionou-se o Canal 0.

```
value = read_adc();
```

O `read_adc function ()` é usado para ler o valor do registo ADC. Ele contém o valor digital equivalente à entrada analógica.

Por exemplo, para o caso de se ter à entrada 2.5 volts e como a resolução definida para o ADC é de 10 bits, teremos um valor de 512 aquando a leitura do `read_adc ()`.

Para se saber que se tem um valor digital equivalente à tensão na saída analógica, é necessário então converter esse valor em tensão através da seguinte formula:

$$InputVoltage = \frac{ConvertedValue}{2^{ADCbits} - 1} \times ReferenceVoltage \quad (20)$$

Sendo que a tensão de referência para o ADC do PIC é de 5V.

Na próxima etapa vamos enviar os dados para PC utilizando o comando muito simples.

A razão da popularidade do CCS Compiler é a sua facilidade de uso e comandos poderosos. Especialmente lidar com a comunicação serie é muito fácil neste compilador. Para enviar dados para PC tudo que é necessário fazer é utilizar a função que se encontra na linha seguinte:

```
printf("Value: %.1f\n\r",value);
```

4.4 - Gerador de Sinais

Como foi visto no capítulo 3 a tensão ideal para a condução do cristal em questão foi obtida utilizando uma onda sinusoidal à frequência de 125Hz e com uma amplitude de 4Vpp. De forma a aumentar a sua portabilidade, foi gerado um sinal sinusoidal a partir do PIC que será aplicado ao cristal. Para isso foi necessário gerar uma onda quadrada através do PIC e utilizar o PWM de forma a poder gerar um sinal *clock* para posteriormente aplicar ao filtro passa baixo MAX7400.

A forma de gerar a frequência de operação do sinal PWM pelo PIC pode ser vista através da seguinte equação:

$$PMWFreq = \frac{FreqSinal}{(CargaTimer2 + 1) \times (Timer2Prescaler) * 4} \quad (21)$$

Onde,

- *FreqSinal* – É a frequência do cristal que se definiu no PIC;
- *CargaTimer2* – Ou período, é um valor compreendido entre 0 e 255;
- *Timer2Prescaler* – Pode ser visto como a escala de incremento do Timer2, e toma valores de 1,4,16.

Assim, e considerando que o cristal a se utilizar é de 4MHz, é possível calcular as gamas de frequências mínimas e máximas de acordo com as variáveis acima descritas.

Valor Mínimo:

$$\frac{4MHz}{(255 + 1) * 16 * 4} = \frac{4 \times 10^6}{16,384} = 244Hz \quad (22)$$

Valor Máximo:

$$\frac{4MHz}{(1+1)*1*4} = \frac{4 \times 10^6}{8} = 500 \times 10^3 Hz \quad (23)$$

Através deste exemplo verificou-se então que para a geração de um sinal PWM à frequência de 12.5KHz, basta apenas efectuar o seguinte raciocínio para o cálculo do *Overflow* do *Timer2*:

$$T = 1/12.5kHz = 0.08ms$$

$$0.08 \times 10^{-3} = \frac{1}{4 \times 10^6} \times 4 \times 4 \times (X + 1) \times 1, \text{ onde } X=20;$$

```
setup_timer_2(T2_DIV_BY_4,20,1);
```

O *duty cycle*, é configurado por:

```
set_pwm1_duty(10);
```

Como já foi referido anteriormente, o filtro utilizado para filtrar a onda quadrada gerada pelo PIC, foi o filtro passa-baixo MAX7400. Este filtro foi projectado para uso de um *clock* cujo *duty cycle* varie entre 40% e 60%. Variando a frequência do *clock* externo é possível ajustar a frequência de corte do filtro:

$$f_c = f_{CLK} / 100 \quad (24)$$

Uma vez que o PIC 18F4431 apenas disponibiliza uma base temporal para todos os PWM, ou seja todos os PWM disponíveis pela PIC utilizam os mesmos registos de tempo, PTMR e PTPER advêm que tenham a mesma frequência. Sendo assim foi necessário utilizar o oscilador interno do MAX7400. Ao utilizar o oscilador interno, é possível determinar a frequência de oscilação através da capacidade do condensador (COSC) no pino CLK,

$$f_{osc} (kHz) = \frac{K \cdot 10^3}{C_{OSC}} \quad (25)$$

Onde, $K=38$ para o MAX7400, ligou-se o condensador externo (COSC) do pino CLK para o pino GND de forma a definir a frequência do oscilador interno.

Rolloff do filtro de 8ª ordem reduz de forma acentuada as amplitudes das harmónicas para uma entrada de 125kHz da onda quadrada, produzindo assim uma onda sinusoidal de 125Hz à sua saída quase perfeita. Utilizando o PIC é possível então criar uma onda sinusoidal digitalmente ajustável, ajustando o relógio e as frequências de entrada, mantendo uma relação de 100:1 entre eles. Para evitar *clipping* entre os picos positivos e negativos, é necessário atenuar o sinal de entrada e sobrepô-lo a um nível DC do $VCC/2$. O resultado para uma entrada de 5V é uma saída de pico a pico 2.25V.

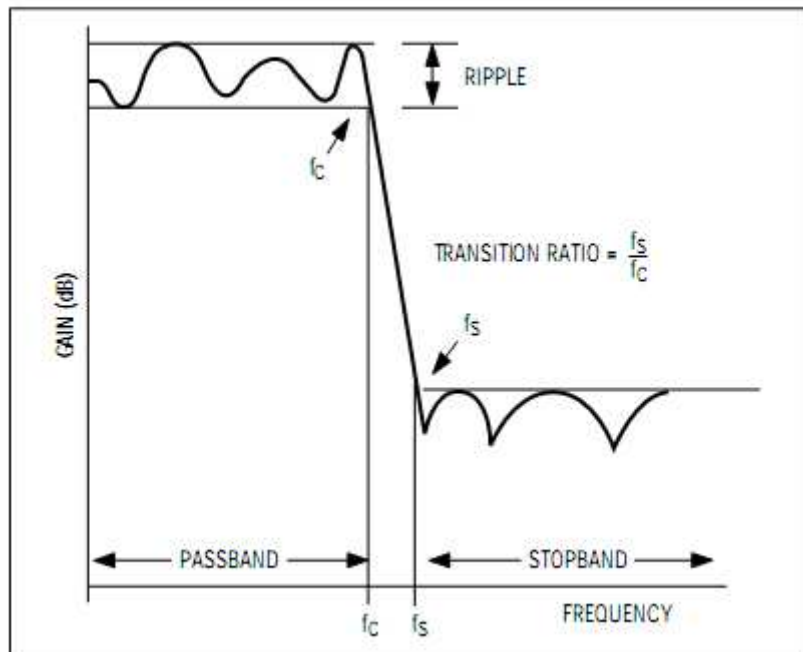


Figura 42² – Resposta do filtro MAX7400

A Figura 43 mostra o circuito utilizado para a geração de um sinal sinusoidal, onde se afecta a entrada IN do MAX7400 com o sinal PWM gerado pelo PIC. Utilizou-se o oscilador interno do MAX7400 ao colocar o condensar de 2.5nF entre o CLK e a GND.

² Imagem extraída do datasheet MAX7400

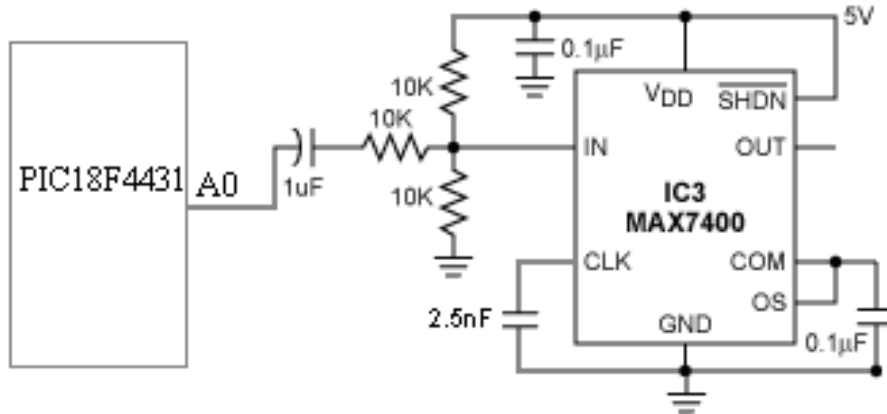


Figura 43– Circuito de gerador de onda sinusoidal à frequência de 125Hz

O sinal que é obtido à saída do pino OUT do MAX7400 pode ser visto na figura seguinte será utilizado posteriormente para alimentar o cristal.

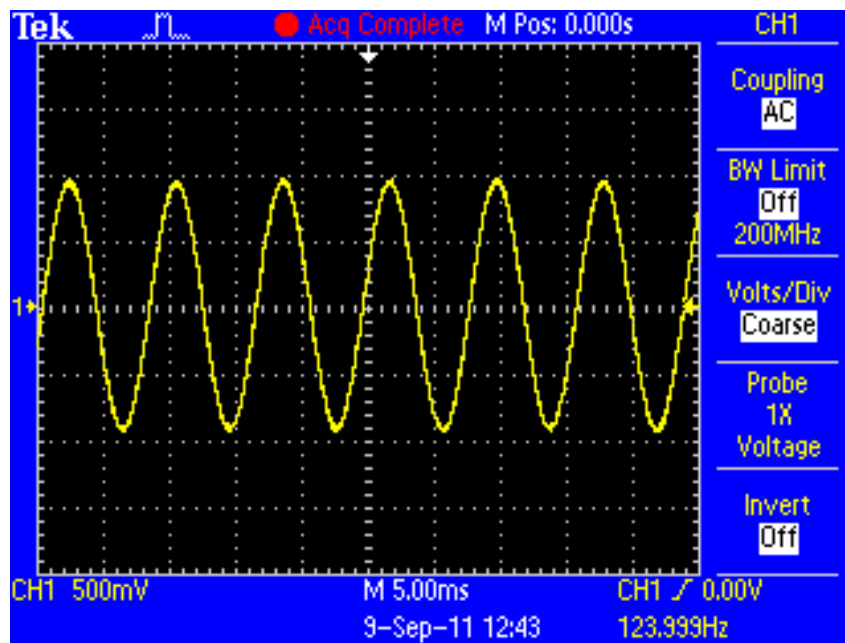


Figura 44 – Onda sinusoidal gerada à saída do MAX7400

Para efectuar a aquisição do sinal no fotodíodo, foi necessário transformar a corrente proveniente do fotodíodo numa tensão e amplificá-la.

A solução para isso passa por utilizar um amplificador operacional para resolver este problema. Desta forma é possível manter a tensão sobre o fotodíodo igual a zero para todas as intensidades de luz, além de amplificar o sinal no circuito conversor de corrente-tensão Figura 45.

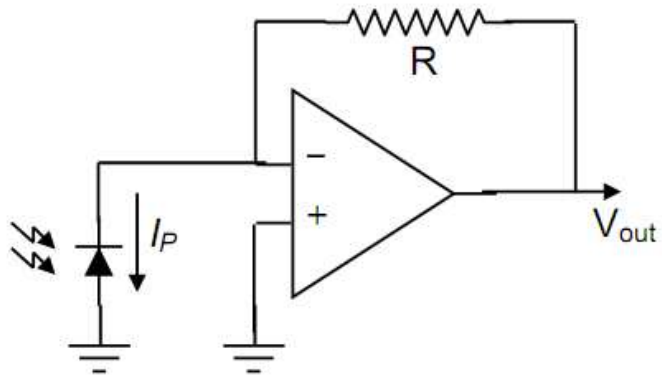


Figura 45 – Conversor corrente-tensão.

Capítulo 5 – Resultados

Ao longo deste capítulo, serão descritos e analisados os resultados efectuados para diferentes concentrações de glicose secção 5.1. Na secção 5.2 serão apresentados resultados referentes a um determinado número de bebidas comerciais tais como, refrigerantes/néctares que são constituídos por uma fase líquida composta por água e açúcar (sacarose/frutose), dentro de outros constituintes, demonstrando desta forma uma outra possível aplicação para o uso do polarímetro.

Os resultados obtidos demonstram como esta ferramenta pode útil para o cálculo do teor de açúcar presente nestas bebidas como sendo um dos parâmetros mais importantes para controlo de qualidade e valor nutricional.

5.1 – Resultados obtidos para diferentes concentrações de açúcares

Será verificado que para o caso de substâncias opticamente activas que produzem uma rotação do plano de polarização da luz no sentido horário ou seja dextrógiras (+), como é o caso da glicose e da sacarose, e substâncias levógiras, que têm um comportamento oposto, sendo identificadas pelo sinal (-). Irá ser visto mais abaixo que pelo facto de determinadas bebidas comerciais conterem diferentes quantidades de substâncias de açúcares (sacarose, e frutose), dependendo destas quantidades este poderá ter um comportamento *dextrógiro* ou *levógiro*.

Assim, antes de se efectuar as medições, foi necessário primeiro proceder à calibração do sistema. Para isso, colocou-se uma amostra de água destilada e rodou-se o analisador até se obter um ângulo próximo de 0°.

5.1.1 – Calibração do Sistema

Na figura 46, é possível comparar os valores obtidos para quando a amostra é composta por água destilada e outra sem qualquer tipo de solução. Observa-se que para ambos os casos, os valores são praticamente idênticos, o que se traduz numa boa

Sensor de Glicose Polarimétrico

medição, uma vez que a amostra em questão não contem elementos opticamente activos daí não existir qualquer tipo de rotação.

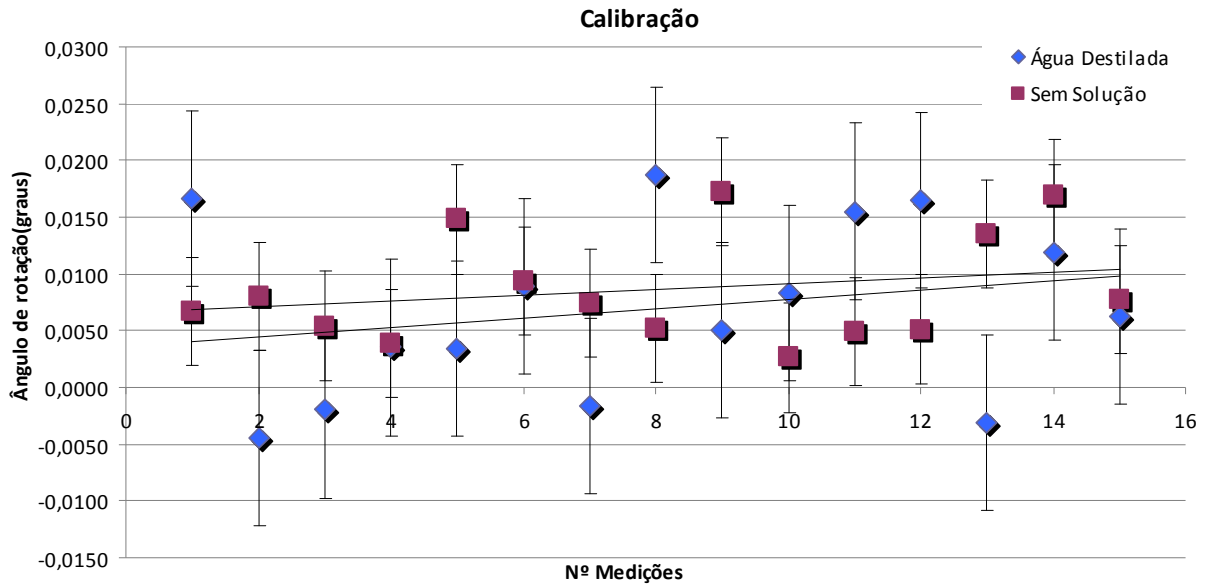


Figura 46 – Medições para calibração do sistema

Através da Tabela 9 e da Figura 46 é possível verificar que para o pior caso, a rotação instantânea obtida é de $\alpha=0.02670^\circ$ que é o pior valor obtido de acordo com o desvio padrão da pior amostra que se encontra para uma solução de água destilada (amostra 8). Esta será considerada a resolução mínima de leitura que o sistema conseguirá efectuar.

Tabela 9 – Valores Obtidos para Calibração polarímetro

Nº Amostras	Água Destilada [°]	Desv. Padr.[°]	S/Solução [°]	Desv. Padr.[°]
1	0,0166	0,008	0,0067	0,005
2	-0,0045		0,0080	
3	-0,0020		0,0054	
4	0,0035		0,0039	
5	0,0034		0,0148	
6	0,0089		0,0094	
7	-0,0016		0,0074	
8	0,0187		0,0052	
9	0,0051		0,0172	
10	0,0083		0,0026	
11	0,0155		0,0049	
12	0,0165		0,0051	
13	-0,0031		0,0135	
14	0,0119		0,0170	
15	0,0062		0,0077	

5.1.2 - Resultados Glicose

Após efectuar a calibração, procedeu-se à leitura para uma amostra de 0.1g/ml de glicose, num percurso óptico de 1cm. O resultado teórico esperado, pode ser calculado através da equação (27), onde se tem:

$$[\alpha]_{\lambda}^{\theta} = \frac{\alpha}{l.c} \quad (26)$$

Onde,

α – Rotação produzida pela solução da substância em estudo (expressa em graus);

l – percurso óptico da amostra (expresso em dm);

c – concentração da solução (em g/ml);

Assim, efectuando os cálculos obtêm-se:

$$[\alpha]_{\lambda}^{\theta} = \frac{\alpha}{l.c} \Leftrightarrow 52.8 = \frac{\alpha}{0.1 \times 0.1} \Leftrightarrow \alpha = 0.528^{\circ}$$

Observando então a Figura 47, verifica-se que os valores obtidos rondam os 0,51°, estando esta informação mais detalhada na tabela 10.

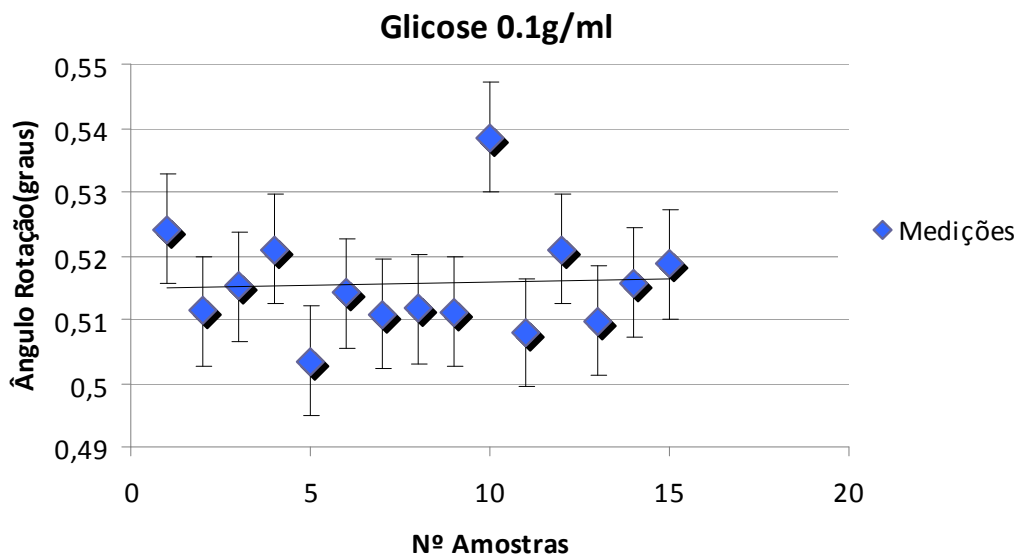


Figura 47 – Rotação obtida para 0.1g/ml de glicose

Sensor de Glicose Polarimétrico

Tabela 10 – Resultados Obtidos para uma concentração de 0.1g/ml

Nº Amostras	Rotação Medida [α]°	Valor Médio [α]°	Rotação Esperada [α]°	%Erro
1	0,524	0,516	0,528	2,348
2	0,511			
3	0,515			
4	0,521			
5	0,503			
6	0,514			
7	0,511			
8	0,512			
9	0,511			
10	0,539			
11	0,508			
12	0,521			
13	0,510			
14	0,516			
15	0,519			

Verifica-se portanto que para uma solução de 0.1g/ml, a percentagem de erro do sistema se encontra na casa dos 2.34%. A percentagem de erro do sistema é baixo isto porque realmente se verifica uma diferença substantiva relativamente ao sinal que se obtém e ao sinal para quando o ângulo de rotação é 0°.

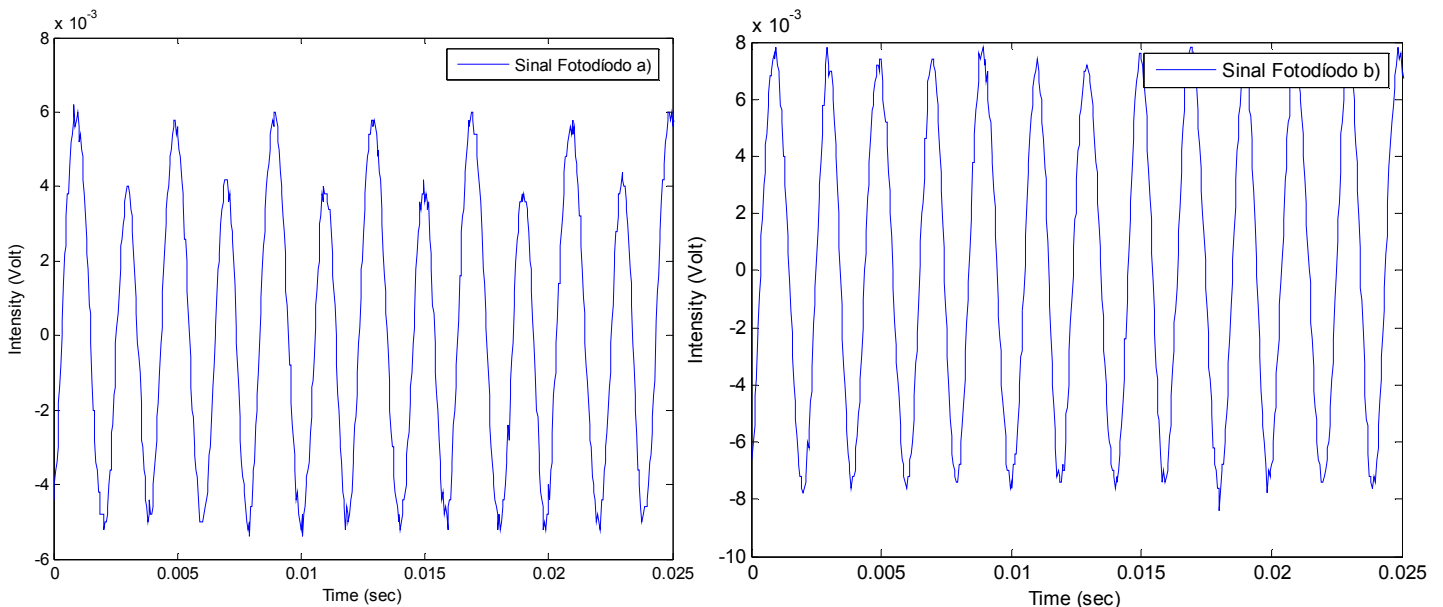


Figura 48 – Sinal fotodíodo 0.1g/ml (a) Sinal fotodíodo utilizando água destilada (b)

Já para concentrações a partir de 8mg/ml, a diferença de sinal que se encontra para um $\alpha=0^\circ$ e $\alpha=0.0042^\circ$ é praticamente indistinguível (Figura 49).

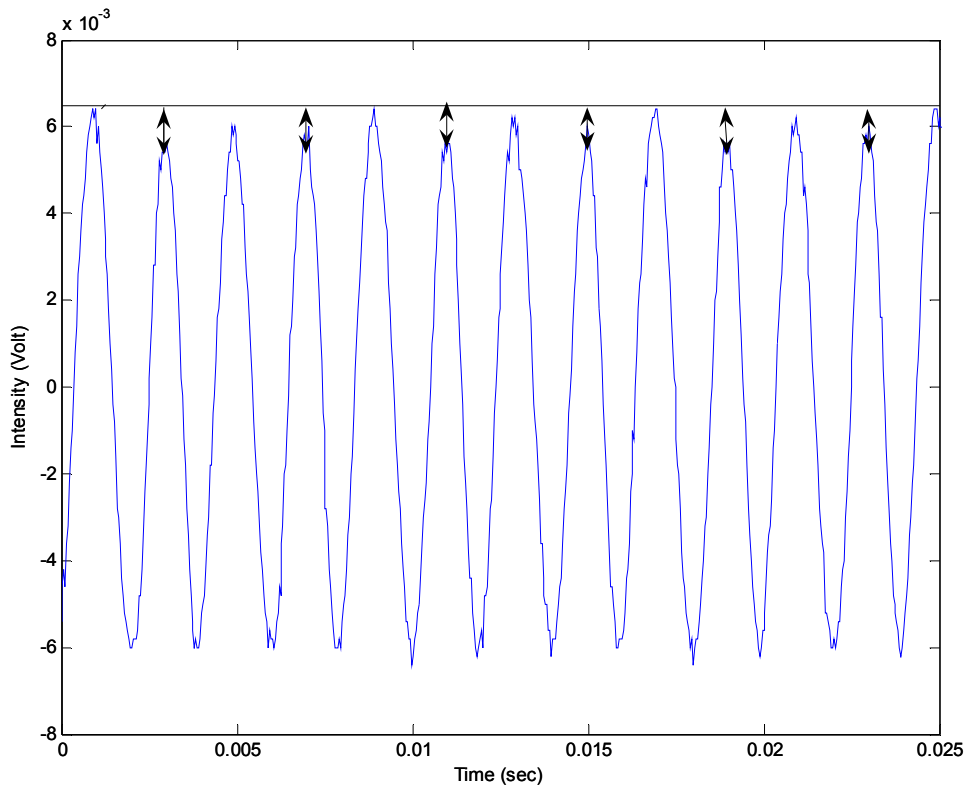


Figura 49 – Sinal fotodíodo 8mg/ml

Não obstante, as medições obtidas para esta solução têm um valor médio de 0.044° (Figura 50).

$$[\alpha]_{\lambda}^{\theta} = \frac{\alpha}{l \cdot c} \Leftrightarrow 52.8 = \frac{\alpha}{0.1 \times 0.008} \Leftrightarrow \alpha = 0.042^\circ$$

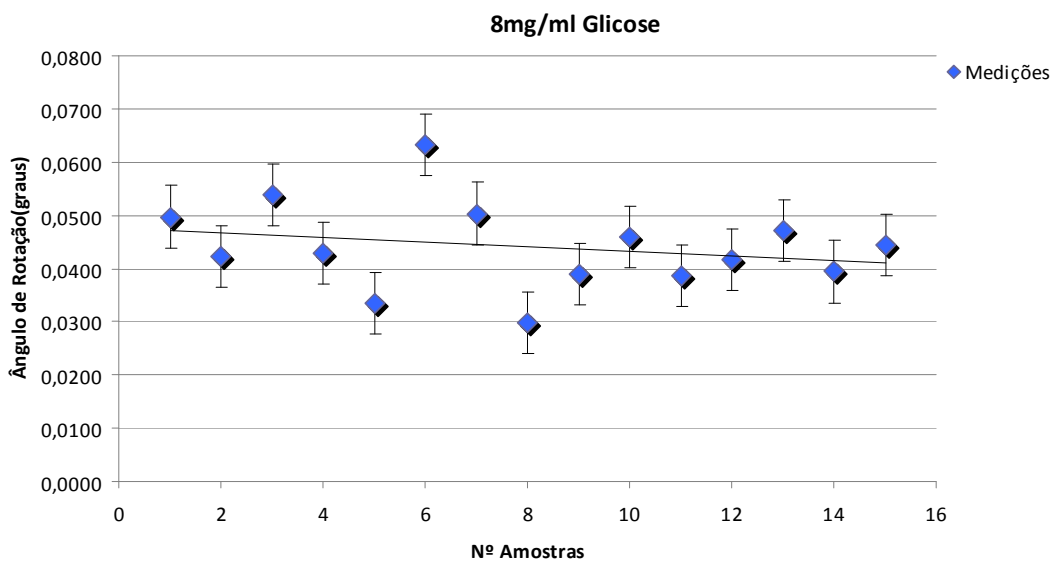


Figura 50 – Rotação obtida para 8mg/ml de glicose

Sensor de Glicose Polarimétrico

Tabela 11 – Resultados para concentração de glicose 8mg/ml

Nº Amostras	Rotação Medida α	Valor Médio α	Rotação Esperada α	Desv. Pad.	%Erro
1	0,050°	0,044°	0,042°	0,002°	5,091
2	0,042°				
3	0,054°				
4	0,043°				
5	0,033°				
6	0,063°				
7	0,050°				
8	0,030°				
9	0,039°				
10	0,046°				
11	0,039°				
12	0,042°				
13	0,047°				
14	0,039°				
15	0,044°				

Para 6mg/ml, a percentagem de erro obtido começa a ser elevada, uma vez que a rotação que se espera observar já se encontra na casa dos 0.032°.

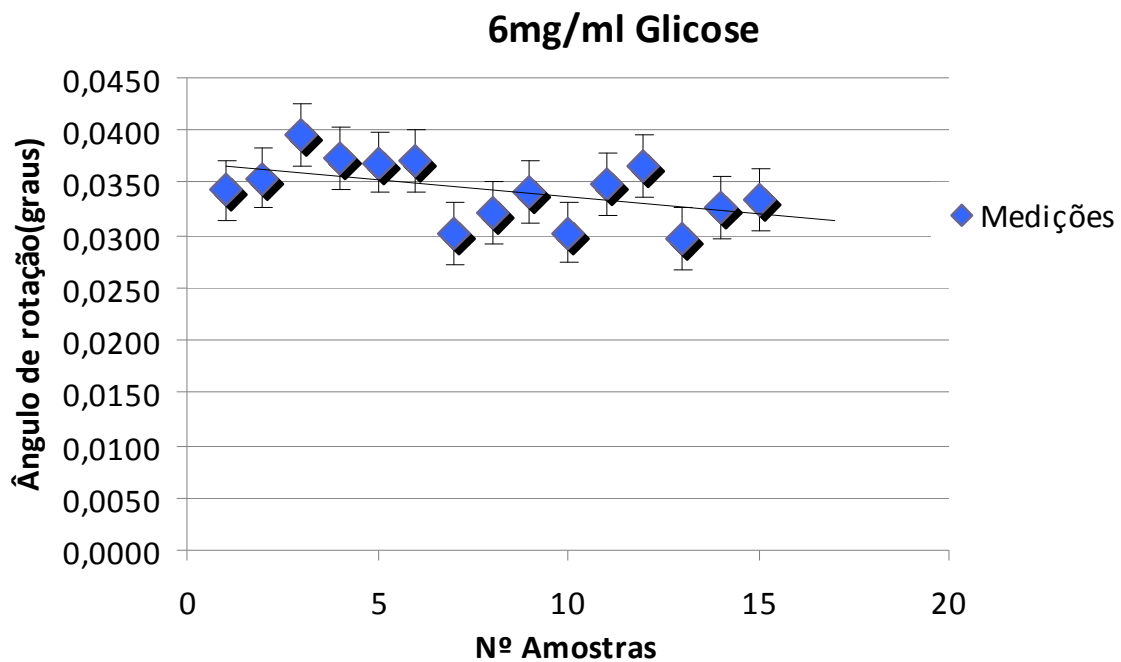


Figura 51 – Rotação obtida para 6mg/ml de glicose.

Na tabela 12, encontram-se os valores registados para esta solução.

Tabela 12 – Tabela resultados para concentração de glicose 6mg/ml

Nº Amostras	Rotação Medida α	Valor Médio α	Rotação Esperada α°	Desv. Pad.	%Erro
1	0,0343°	0,034°	0,032°	0,002°	10,112
2	0,0355°				
3	0,0396°				
4	0,0374°				
5	0,0370°				
6	0,0371°				
7	0,0302°				
8	0,0322°				
9	0,0341°				
10	0,0303°				
11	0,0349°				
12	0,0367°				
13	0,0297°				
14	0,0327°				
15	0,0335°				

5.2 -Resultados bebidas comerciais

Para determinar o ângulo de rotação de cada uma das bebidas comerciais abaixo indicadas (Figura 52), procedeu-se da mesma forma que em 5.2.1. A única diferença para as soluções de glicose encontra-se na rotação específica das substâncias existentes, uma vez que o composto das bebidas é geralmente constituído por diferentes percentagens de frutose/sacarose.

Como a rotação específica de uma amostra de glicose quando é dissolvida em água, diminui o seu poder rotatório específico de 112° para um valor de +52,8° para os casos da sacarose e da frutose têm-se +66.5° e -92.0° respectivamente.



Figura 52 – Bebidas Comerciais analisadas

5.2.1 - Ice-tea / 7Up

Observando os dois rótulos (Figura 53), verifica-se que em 100mg/ml de solução a bebida 7-Up contem 11,2g de açúcares, enquanto que o Ice-tea apenas contém 7g.

Ao efectuar as medições verificou-se que o ângulo de rotação médio observado para o Ice-tea foi de sensivelmente 0.2945° e para a 7-Up foi de 0.7533° .



Figura 53 – Rótulos Ice-Tea / 7 Up

A expressão utilizada para o cálculo da concentração de sacarose em cada uma das bebidas é:

7-UP:

$$c = \frac{\alpha}{l \cdot [\alpha]_d^\theta} \Leftrightarrow c = \frac{0.7553}{0.1 \times 66.5} \approx 11.3 \text{ g} / 100 \text{ ml}$$

Ice-Tea:

$$c = \frac{\alpha}{l \cdot [\alpha]_d^\theta} \Leftrightarrow c = \frac{0.2945}{0.1 \times 66.5} \approx 4.43 \text{ g} / 100 \text{ ml}$$

Efectuando os cálculos teóricos, era previsível observar-se para a 7-up uma rotação de 0.7448° , e para o Ice-tea uma rotação de 0.4655° . Contudo verificou-se que os valores para a solução de Ice-tea diferiam dos valores obtidos pelo polarimetro. Uma possível razão de isto acontecer é o facto de estas 7g de açúcar poderem conter diferentes percentagens de elementos de frutose/sacarose.

Sensor de Glicose Polarimétrico

Segue-se então a tabela 13, onde estão representados os valores que se obtiveram para estas duas bebidas:

Tabela 13 – Tabela de resultados das bebidas comerciais Ice-tea/ 7 Up

Nº Amostras	Ice-Tea	Valor Médio α	Desv.Pad.	7-Up	Valor Médio	Desv.Pad.
1	0,2802°	0,2945°	0,0151°	0,7643°	0,7533°	0,0140°
2	0,3001°			0,7535°		
3	0,3169°			0,7402°		
4	0,3179°			0,7645°		
5	0,3047°			0,7752°		
6	0,2988°			0,7629°		
7	0,3024°			0,7506°		
8	0,2896°			0,7458°		
9	0,2832°			0,7498°		
10	0,292°			0,7245°		
11	0,2882°			0,7684°		
12	0,2705°			0,7652°		
13	0,3088°			0,7418°		
14	0,2674°			0,7575°		
15	0,297°			0,7356°		

A Figura 54, dá-nos uma noção das diferenças de concentrações existentes nas duas bebidas, onde se verifica que para a 7-Up a rotação observada é de 0.7533°, que corresponde a 11,3g/100ml o que confirma os valores presentes no rótulo. Para a solução de Ice-tea apenas se obtêm uma concentração na casa dos 4g/100ml.

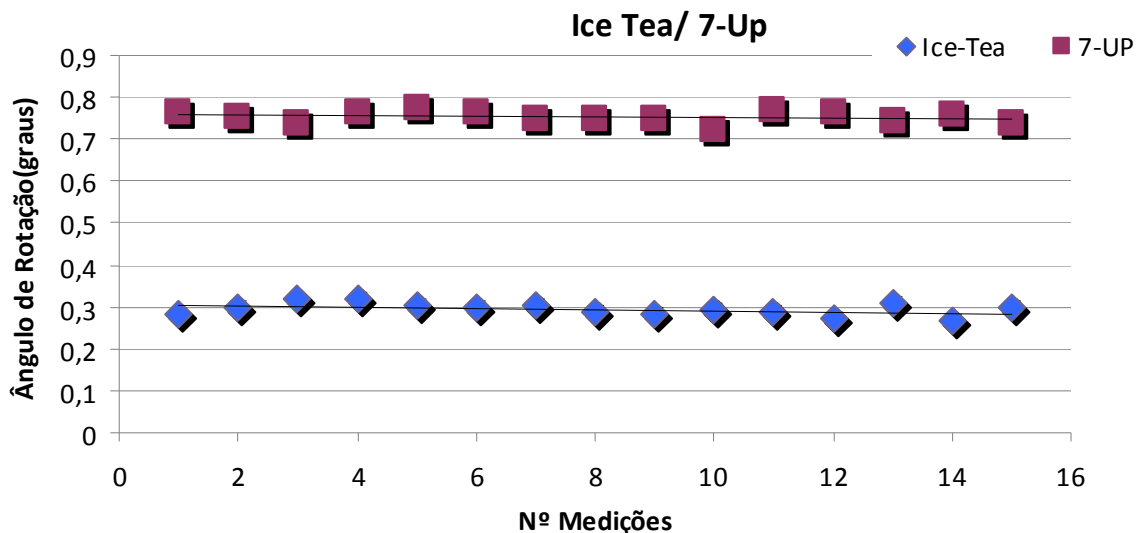


Figura 54 – Medições Obtidas para Icetea / 7 Up

5.2.3 - Compal Fresh

A bebida comercial Compal Fresh, foi deixada para último pois apresenta um ângulo de rotação negativo, o que significa que é maioritariamente composta por frutose.

No rótulo, pode ler-se que em 100 ml de solução existem 9,5g de glicídios.



Figura 55 – Rotulo Compal Fresh

Após se ter determinado o poder rotatório específico dos glicídios que existem no Compal fresh, observados na tabela 14, constatou-se a rotação negativa de que se falou anteriormente, o que se traduz pelo facto das substâncias presentes na solução não conterem sacarose, apenas frutose.

Tabela 14 – Resultados obtidos para bebida comercial Compal Fresh

Nº Amostras	Compal Fresh	Valor Médio	Desv.Pad.
1	-0,278°	-0,2537°	0,0170°
2	-0,2657°		
3	-0,2237°		
4	-0,2306°		
5	-0,2435°		
6	-0,2488°		
7	-0,2319°		
8	-0,2644°		
9	-0,2593°		
10	-0,2702°		
11	-0,2461°		
12	-0,2565°		
13	-0,2585°		
14	-0,2473°		
15	-0,2805°		

Sensor de Glicose Polarimétrico

Para calcular então a rotação específica desta solução, efectuaram-se aos seguintes cálculos:

$$[\alpha]_{\lambda}^{\theta} = \frac{\alpha}{l.c} \Leftrightarrow [\alpha]_{\lambda}^{\theta} = \frac{-0.2537}{0.1 \times 0.095} \Leftrightarrow \alpha = -26.69^{\circ}$$

Verifica-se portanto que o valor obtido ($-26,69^{\circ}$) se situa no valor intermédio dos poderes rotatórios da glicose e da frutose.

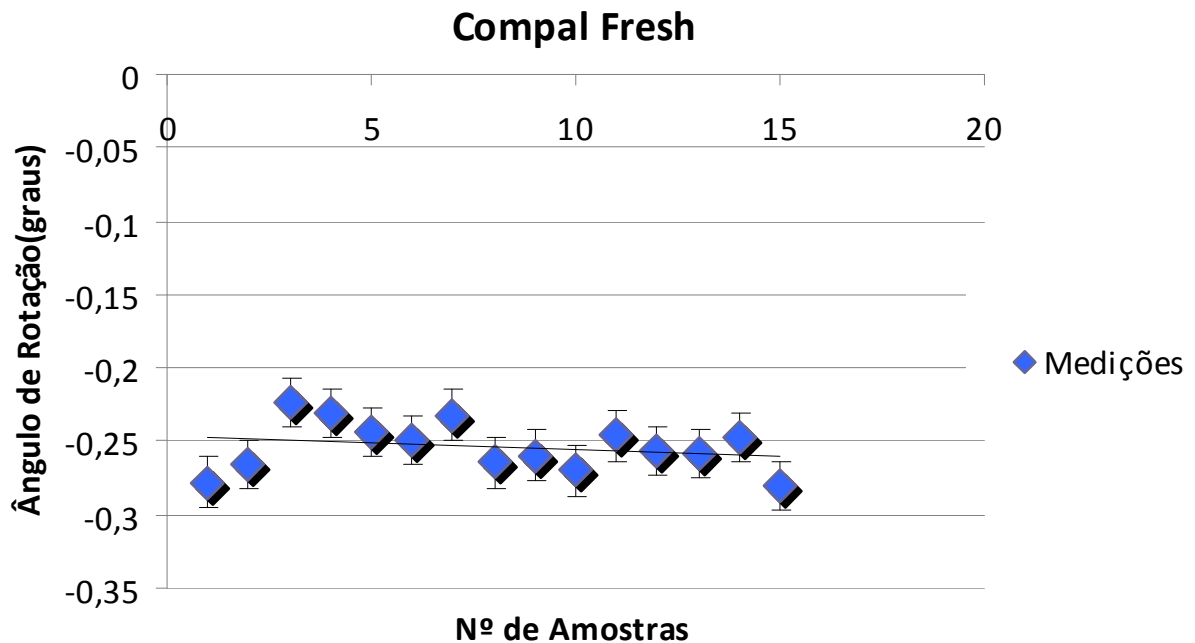


Figura 56 – Rotação obtida para Compal Fresh

Por fim e, para demonstrar a relação existente entre os diversos ângulos de rotação obtidos e a concentração de glicose presente para um sinal de 125Hz, um coeficiente de correlação de 0.94476 indica uma boa resposta linear, com um desvio médio 0.09243° (Figura 57).

Sensor de Glicose Polarimétrico

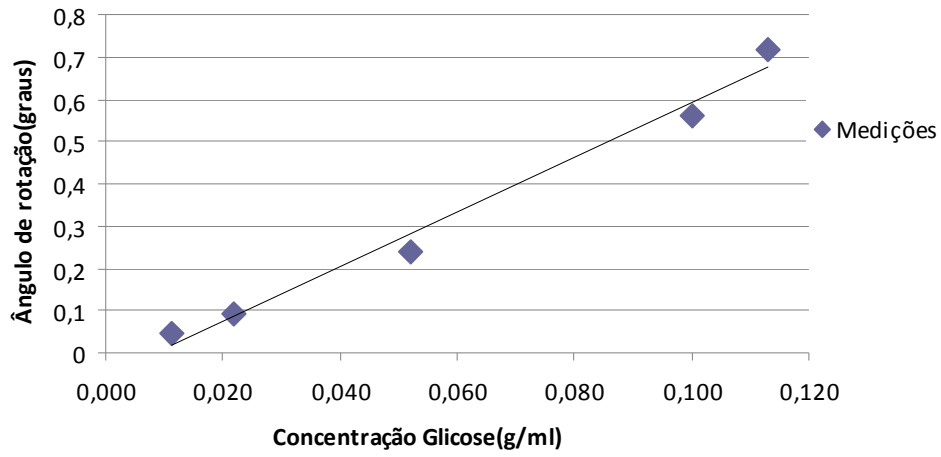


Figura 57 – Relação obtida entre o ângulo de rotação da glicose e a sua concentração para uma frequência de 125Hz.

Capítulo 6 – Conclusões

6.1 – Conclusões

Esta dissertação apresentou um sistema de detecção de glicose polarimétrico que utiliza um modelo de polarização baseado num cristal líquido que é impulsionado por um sinal sinusoidal. Foi utilizado um algoritmo de processamento de sinais para extracção do ângulo de rotação de polarização introduzida pela amostra de glicose.

Foi demonstrado experimentalmente que o sistema desenvolvido é capaz de medir as concentrações de glicose na resolução de 8mg / ml para uma frequência do sinal de 125Hz com um percurso óptico de 1 cm. As características de linearidade e sensibilidade do sistema desenvolvido são comparáveis aos relatados em estudos anteriores que adoptam técnicas de alta sensibilidade para determinação de fases. Consequentemente, o sistema proposto tem um potencial considerável para monitorização de aplicações de glicose de forma não invasiva.

As principais fontes de erros ou ruído de sinal, no presente estudo podem ser causados pela não perfeita variação sinusoidal da retardância fase na placa onda variações de o ângulo de rotação causada por temperatura e perturbações da solução de glicose.

O sistema proposto tem muitas características vantajosas. Em comparação com moduladores electro-ópticos convencionais, nomeadamente o modelador de *Faraday* tem uma estrutura simples, tem menos elementos ópticos, pode ser mais compacto opera a baixas tensões e tem baixas necessidades de consumo de energia. O sistema proposto permite medições de variação de fase que não são afectadas pela variação da intensidade do sinal. Finalmente, o modulador de cristal líquido é simples para fabricar e integrar, mas é também mais barato do que o seu homólogo modulador *Faraday*.

6.2 – Trabalho Futuro

Apesar do sistema proposto ser bem sucedido para medir as concentrações de glicose, há ainda lugar para melhoria. Aumentar a resolução do polarímetro de forma a alcançar uma maior precisão para quantidades inferiores a 6mg/ml de glicose. Para isso

Sensor de Glicose Polarimétrico

será necessário encontrar um melhor método de calibração. Outra finalidade passa por desenvolver um polarímetro compacto e de baixo custo com base nos modelos apresentados. Nomeadamente no que se refere ao processamento digital de sinal que pode ser feito em módulos de hardware de forma simples evitando desta forma a necessidade do uso do computador.

Bibliografia

- [1] J.E. Shaw, R.A. Sicree, P.Z. Zimmet: Global estimates of the prevalence of diabetes for 2010 and 2030,
- [2] McNichols, R.J. and G.L. Cote, "Optical glucose sensing in biological fluids: An overview", *Journal of Biomedical Optics*
- [3] B.D. Cameron, G.L. Cote', *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 44 (1997) 1221.
- [4] B. Rabinovitch, W.F. March, R.L. Adams, *Diabetes Care* 5 (1982) 254.
- [5] L.M. Blinov, V.G. Chigrinov, *Electrooptic Effects in Liquid Crystal Materials*, Springer, New York, 1994.
- [6] Z. Zhuang, S.W. Suh, J.S. Patel, *Opt. Lett.* 24 (10) (1999) 694.
- [7] M. Martinelli, R.A. Chipman, *J. Lightwave Technol.* 21 (9) (2003) 2089.
- [8] J.M. Bueno, V.M. Fernando, *Appl. Opt.* 41 (1) (2002) 116
- [9] C. Ye, *Opt. Eng.* 34 (10) (1995) 3031.
- [10] C. Ye, E. Keranen, *J. Opt. Soc. Am. A* 14 (3) (1997) 682.
- [11] Keiser, G. "Optical Fiber Communications" McGraw-Hill, 2000.
- [12] P. Yeh, C. Gu, *Optics of Liquid Crystal Displays*, Wiley, New York, 1999
- [13] SANTOS, J.C.; TAPLAMACIOGLU, M. C.; HIDAHA, K. Pockels High-Voltage Measurement System, New York, v.15, n.1, p.8-13, 2000.
- [14] Waynant R. W. & Chenault, V. M., *Overview of Non-Invasive Fluid Glucose Measurement Using optical Techines to Maintain Glucose Control in Diabetes Mellitus*, volume 2 n° 2, USA, 1998.
- [15] Mcnichols, R. J., Cameron B. D., Coté, G. L., *Development of a Non- invasive Polarimetric Glucose Sensor*, volume 2 n° 2, USA, 1998.
- [16] Jang, S. & Fox, M. D., *Optical Sensor Using the Magnetic Optical Rotatory Effect of Glucose*, volume 2 n° 2, USA, 1998

- [17] K.-U. Jagemann, C. Fischbacher, K. Danzer, U.A. Muller, B. Mertes, "Application of Near-Infrared Spectroscopy for Non-Invasive Determination of Blood/Tissue Glucose Using Neural Networks," Zeitschrift fur Physikalische Chemie 1995: Bd. 191, 179-190.
- [18] J.N. Roe and B.R. Smoller, "Rev view of Bloodless Glucose Measurement" Submitted for Publication.
- [19] Noninvasive and Minimally-Invasive Optical Monitoring Technologies^{1,2}
Gerard L. Cote
- [20] Sitio Online: <http://jn.nutrition.org/content/131/5/1596S.full>
- [21] D. F. Nelson, "The Modulation of Laser Light", Scientific American (Junho 1968)
- [22] Scott J. Woltman, Gregory Philip Crawford, Gregory D. Jay, Liquid crystals: frontiers in biomedical applications
- [23] Yu-Lung Lo, Tsung-Chih Yu , Optics Communications, Volume 259, Issue 1, 1 March 2006, Pages 40-48

Anexo A

Neste anexo, encontra-se o ficheiro polarimetro.m código em Matlab relativo ao simulador utilizado para descrever o sistema polarimétrico.

Anexo A.1 – Polarimetro.m

```
%initosciloscopio
f=125; %% Freq. a introduzir gerador de funções.
close all
timebase=10E-3;
fs=1/(timebase/250);
t_end=10*timebase;

Tm=fzero('0.5*(besselj(1,x)-besselj(3,x))-besselj(2,x)',1.57);
fase_teor= 359.0290*pi/180;
TDC=0;
alfa= 0.0422*pi/180;
fss=50E3;
t=0:1/fss:t_end;

%% Obter sinal no fotodíodo por simulação
gama=TDC+Tm*cos(4*pi*f*t+fase_teor);
Isim=zeros(1,length(gama));
Ein=[1;1];

% O eixo X e Y ficam definidos partir dos eixos do cristal. Eixo X faz
% 45° com o eixo rápido do cristal
close all
thetaP0=0*pi/180;
thetaP90=0*pi/180;
thetaL0=0*pi/180;
thetaL90=0*pi/180;

%-----
% 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;

Isim(ii)=real(sum(Eout.*conj(Eout))); %proporcional à intensidade
end
% figure;
% plot(t,Isim,'b',t,Iteoria,'r.')
% title('Simulação vs Teoria')

%Isim_norm=Isim-mean(Isim);Isim_norm=Isim_norm/max(Isim_norm);

%% Obter sinal no fotodíodo através do Osciloscópio
[t,Iosc]=lab_tek2024(deviceObj,timebase);
%Iosc=Iosc-mean(Iosc);Iosc=Iosc/max(Iosc);
%
% figure
% plot(t,Iosc,t,Iteoria_norm)
% title('Sinal Osciloscópio vs Teoria')

t=t-t(1);

%%
%I=Iteoria;K=1;clear Isim;
%I=Iosc; K=1.7023; clear Iosc;
I=Iosc; K=4.7023; clear Iosc;
```

```

%I=Iosc; K=6.5023; clear Iosc;
%plot(t,I,')

plot(t,I)
xlabel("Time (sec)")
ylabel('Intensity (Volt)')
legend('Sinal Fotodiodo')
hold on

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Filtro Passa Banda%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

N=5;
Wp=[(f*4*0.9)/(fs/2), (f*4*1.1)/(fs/2)];

%[z, p, k]=butter (N,Wp);
[b, a]=butter (N, Wp);
I1=filter(b,a,I);
I1=I1';
%I1(1:end-1)=I1(2:end);

h1=figure;
subplot(2,2,1)
plot(t,I1)
hold on
% I1 teste=besselj(2,Tm)*cos(8*pi*f*t+fase_teor*2)*cos(2*alfa);
% plot(t,I1 teste,'r')
title('I1')
% legend('calc','teor')

defase;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Filtro Passa Baixo%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

I1=I1';
I1linha=I1.*Carrier8;
    
```

```

I1linha=teste=besselj(2,Tm)*(1/2+1/2*cos(16*pi*f*t+fase_teor*4))*cos(2*alfa);

fc=f*2;
order = 8; % Filter order
[B,A] = butter(order,2*fc/fs,'low');
%[h,w]=freqz(B,A,1024);
I1_duas_linhas=filter(B,A,I1linha);
I1_duas_linhas=I1_duas_linhas*K;

I1_duas_linhas_teste=(1/2)*besselj(2,Tm)*cos(2*alfa);

figure(h1)
subplot(2,2,2)
plot(t,I1_duas_linhas,'b')
hold on
% plot(t,I1_duas_linhas_teste,'r')
title('I1 ''')
xlabel('Time')
ylabel('Intensity');
% legend('calc','teor')

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Filtro Passa Banda%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%I=I';

Ilinha=I.*Carrier4;
N=5;
Wp=[(f*4*0.9)/(fs/2), (f*4*1.1)/(fs/2)];

% [z, p, k]=butter (N,Wp);
[b, a]=butter (N, Wp);
I2=filter(b,a,Ilinha);
I2(1:end-1)=I2(2:end);

I2teste=(1/2)*(besselj(1,Tm)-besselj(3,Tm)).*cos(8*pi*f*t+fase_teor*2)*sin(2*alfa);
    
```

```

figure(h1)
subplot(2,2,3)
plot(t,I2,'b')
hold on
% plot(t,I2teste,'r')
title('I2')
legend('calc','teor')
%%
%%Filtro Passa Baixo

I2linha=I2.*Carrier8;

%I2linha_teste=(1/4)*(besselj(1,Tm)-
besselj(3,Tm))*(1+cos(16*pi*f*t+fase_teor*4))*sin(2*alfa);
% figure
% plot(t,I2linha,t,I2linha_teste)

fc=f*2;
order = 8; % Filter order
[B,A] = butter(order,2*fc/fs,'low');
I2_duas_linhas=filter(B,A,I2linha);
I2_duas_linhas_teste=0.25*(besselj(1,Tm)- besselj(3,Tm))* sin(2*alfa);

figure(h1)
subplot(2,2,4)
plot(t,I2_duas_linhas,'b')
hold on
% plot(t,I2_duas_linhas_teste,'r')
title('I2''')
% legend('calc','teor')
fullscreen = get(0,'ScreenSize');
set(h1,'Position',fullscreen)
%% Determinação de alfa
alfa_calculado=1/2*atan(mean(I2_duas_linhas(end-30:end-2))/mean(I1_duas_linhas(end-
30:end-2)));
display('alfa calculado')

```

```
alfa_calculado*180/pi  
percentagem_erro=abs((alfa_calculado-alfa)/alfa)*100 %em percentagem
```

Anexo A.2 – defase.m

Neste anexo, encontra-se o ficheiro defase.m responsável pelo ajuste de fase do sinal proveniente do fotodíodo com os sinais do algoritmo de processamento de sinal.

```
Carrier8=I1/max(I1(end-2*round((1/f)/(1/fs)):end));  
derivadacarrier8=diff(Carrier8);  
if derivadacarrier8(end-10)>0  
    fase=(-acos(Carrier8(end-10))-8*pi*f*t(end-10));  
else  
    fase=(acos(Carrier8(end-10))-8*pi*f*t(end-10));  
end  
fase=fase-floor(fase/(2*pi))*2*pi+2*pi;  
%fase=fase-floor(fase/(2*pi))*2*pi+6*pi;  
fase=fase/2;  
figure  
Carrier4=cos(4*pi*f*t+fase);  
Carrier8=cos(8*pi*f*t+2*fase);  
plot(t,Carrier4,t,cos(4*pi*f*t+fase_teor));  
title('Carrier 4 vs teoria')  
figure  
plot(t,Carrier8,t,cos(8*pi*f*t+fase_teor*2))  
title('Carrier 8 vs Teoria')  
aux=(I-mean(I))/max(I-mean(I));  
figure  
plot(t(1:400),Carrier4(1:400),t(1:400),aux(1:400),'r')  
%plot(t(1:400),Carrier4(1:400),t(1:400),aux(1:400),'')  
title('Carrier 4 vs I')  
legend('Sinal Teórico','Sinal Fotodíodo')  
xlabel('Time (sec)');  
ylabel('Intensity (Volt)');  
clear aux
```

Anexo A.3 – *poli.m*

Este anexo contém o código relativo à aplicação que se utiliza para fazer a interface entre o Matlab e o PIC.

```
function varargout = Poli(varargin)
% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn', @Poli_OpeningFcn, ...
    'gui_OutputFcn', @Poli_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [], ...
    'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

% --- Executes just before Poli is made visible.
function Poli_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
function varargout = Poli_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;
function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
polarimetrov3(hObject, eventdata, handles)
function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
function edit6_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
delay=500*1e-3;
```

```
flag=0;
b=get(handles.pushbutton4,'Value');
if b==1
set(handles.pushbutton4,'String','ON');
s = serial('COM14','BAUD',9600);
fopen(s);

g=1;
while g
    e=get(handles.pushbutton7,'Value');

    if e==1
        read='0';
        vel=get(handles.edit4,'String');
        steps=get(handles.edit5,'String');
        diret='L';
        modo=int2str(get(handles.radiobutton8,'value'));
        combinedL = strcat(vel,steps,diret,modo,read);
        fprintf(s,'%s',combinedL);
        pause(delay);
        pause(delay);
        pause(delay);
    end
    d=get(handles.pushbutton8,'Value');
    if d==1
        read='0';
        vel=get(handles.edit4,'String');
        steps=get(handles.edit5,'String');
        direction='R';
        modo=int2str(get(handles.radiobutton8,'value'));
        combinedR = strcat(vel,steps,direction,modo,read);
        fprintf(s,'%s',combinedR);
        pause(delay);
        pause(delay);
        pause(delay);
    end
    pause(delay);
end
```

```
read=get(handles.pushbutton9,'Value');
    if read==1
        vel='00';
        steps='00';
        direction='R';
        modo='0';
        read='1';
        combinedR = strcat(vel,steps,direction,modo,read);
        fprintf(s,'%s',combinedR);
        pause(delay);
        leitura=fread(s);
        pause(delay);
        pause(delay);
        pause(delay);
        L = char(leitura);
        XXX=double(L);
        set(handles.listbox1,'String',L);
        x=1:1:512;
        plot(XXX,x);
        pause(delay);
        pause(delay);
    end

    if get(hObject,'Value')==0
        fclose(s);
        delete(s);
        break;
    end
end
else
    set(handles.pushbutton4,'String','OFF');
end

% --- Executes on mouse press over axes background.
function axes11_ButtonDownFcn(hObject, eventdata, handles)
function edit7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes on button press in pushbutton5.
```

Sensor de Glicose Polarimétrico

```
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes on button press in pushbutton7.
function pushbutton7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes on button press in pushbutton8.
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

Anexo B

Neste anexo, encontra-se o ficheiro *stepper.c* responsável pelo controlo do motor de passo, bem como geração de sinais para posterior aplicação ao cristal líquido.

Anexo B.1 – *stepper.m*

```
#include <18F4431.h>
#DEVICE ADC=10
#fuses NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,INTRC_IO
#use delay(clock=1000000)
#use rs232(baud=9600, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7)
#define SAMPLES 200

#use fast_IO(b)
#BYTE port_b = 0xF81

BYTE const POSITIONS[4] = {0b0001,
                           0b0011,
                           0b0010,
                           0b0000};

#include<stdlib.h>
#include<string.h>
#include<stdio.h>
#include <ltc1298.c>
#include "lcd_rohs_breadboard.c"

void get_string(char* s, unsigned int8 max) {
    unsigned int8 len;
    char c;

    --max;
    len=0;
    do {
        c=getc();
        if(c==8) { // Backspace
            if(len>0) {
                len--;
                putc(c);
                putc(' ');
                putc(c);
            }
        } else if ((c>=' ')&&(c<='~'))
            if(len<=max) {
                s[len++]=c;
                putc(c);
            }
    } while(1);
}
```

```

    }
    } while(c!=13);
    s[len]=0;
}

void drive_stepper(BYTE speed, char dir, BYTE steps) {

    static BYTE stepper_state = 0;
    BYTE i;
    for(i=0; i<steps; ++i) {

        port_b = POSITIONS[ stepper_state ];
        delay_ms(speed);
        if(dir!='R'){
            stepper_state=(stepper_state+1)&(sizeof(POSITIONS)-1);
        }
        else{
            stepper_state=(stepper_state-1)&(sizeof(POSITIONS)-1);
        }
    }
}

void use_switch_1(BYTE speed, char dir, BYTE steps){
    while(TRUE){
        if(!input(PIN_B5)){
            printf lcd_putc,"\n\r Botao Esquerdo: \n\r");
            drive_stepper(speed, 'L', steps);
        }
        if(!input(PIN_B4)){
            printf("\n\r Botao Direito: \n\r");
            drive_stepper(speed, 'R', steps);
        }
        if(kbhit()){
            lcd_putc("entrei");
            break;
        }
    }
}

void main() {

    int16 results[SAMPLES];
    BYTE speed, steps,modo,read;
    char buf[50]={32,32,32,32,32};
    char stringSpeed[18]={32,32};
    char stringSteps[18]={32,32};
    char dir[18]={32};

    char mod[18]={32};
    char rd[18]={32};
    int i;
    float volt;
    speed=100;
    steps=40;
    set_tris_b(0xF0);

```

```
lcd_init();
setup_ccp1(CCP_PWM);
setup_adc_ports( ALL_ANALOG );
setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL );
set_adc_channel( 0 );
setup_timer_2(T2_DIV_BY_16,124,1);
set_pwm1_duty(62);

while(TRUE){

    if(kbhit()){
        for(i=0;i<7;++i){
            buf[i]=fgetc();
            putc(buf[i]);
        }
        // printf("string:%s\n",buf);
        // printf(lcd_putc, "Buf      :%s\n",buf);
        for(i=0;i<2;++i)
        {
            stringSpeed[i]=buf[i];
            delay_us(500);
            stringSteps[i]=buf[i+2];
            delay_us(500);
        }
        for(i=0;i<1;++i)
        {
            dir[i]=buf[i+4];
            mod[i]=buf[i+5];
            rd[i]=buf[i+6];
        }

        speed=atoi(stringSpeed);
        steps=atoi(stringSteps);
        modo=atoi(mod);
        if(modo==1 && rd[0]=='0'){

            lcd_gotoxy(1,1);
            printf(lcd_putc, "Spd:%s\n",stringSpeed);
            lcd_gotoxy(1,-1);
            printf(lcd_putc, "Stps:%s\n",stringSteps);
            lcd_gotoxy(11,1);
            printf(lcd_putc, "dir:%u\n",dir[0]);
            lcd_gotoxy(12,-1);
            lcd_putc("Busy");

            if(dir[0]=='R'){
                drive_stepper(speed,'R',steps);
            }
            else{
                drive_stepper(speed,'L',steps);
            }

            lcd_gotoxy(12,-1);
            lcd_putc("free");
        }
    }
}
```

```
if(modo==0&& rd[0]=='0'){
    lcd_gotoxy(1,1);
    lcd_putc("\fModo Manual: \n");
    lcd_gotoxy(-1,1);
    printf(lcd_putc, "Spd:%s\n",speed);
    lcd_gotoxy(-1,12);
    printf(lcd_putc, "Stps:%s\n",steps);
    use_switch_1(speed,dir,steps);
}
if(rd[0]=='1'){
    //lcd_gotoxy(12,-1);
    //lcd_putc("Busy");
    //squarew();

    for(i = 0; i < SAMPLES; i++){
        delay_us(50);
        results[i] = read_adc();
    }
    delay_ms(1);
    for(i = 0; i < SAMPLES; i++){
        volt=((float)results[i]/1023)*5;
        delay_ms(1);
        printf("V: %1f",volt);
    }
}
```