

Braço Ótico com Controle Arduino para Medição do Índice de Refração

Ana Rita Moreira^{1,2}, C.A. Ramos^{1,2}, G. Vilão^{1,2}

¹Dep. de Física, ISEP, Instituto Politécnico do Porto, Rua Dr. António Bernardino de Almeida
431, 4249-015 Porto, Portugal

²NBIN/CIETI, ISEP, Instituto Politécnico do Porto, Rua Dr. António Bernardino de Almeida
431, 4249-015 Porto, Portugal
{1200851, CAR, GMR}@isep.ipp.pt

Resumo. A automação em contexto laboratorial tem reforçado a precisão e a reprodutibilidade das medições no domínio biomédico. Neste trabalho descreve-se um sistema robótico automatizado para determinar o índice de refração de tecidos biológicos através do ângulo de Brewster, integrando controlo motorizado, aquisição sensorial e análise computacional. O protótipo, composto por motores de passo controlados por Arduino e por um fotodetector com processamento em tempo real numa interface Python, realiza varrimentos angulares sincronizados e identifica autonomamente o ponto mínimo de refletância, completando todo o ciclo de medição. Em material de referência obteve-se um ângulo de Brewster de $56,2^\circ$ e um índice de 1,495 com erro inferior a 0,5%, enquanto nos ensaios com tecido muscular os valores variaram entre 1,375 e 1,393, refletindo a influência da orientação das fibras. Os resultados confirmam a precisão e a repetibilidade do sistema, demonstrando o seu potencial como solução acessível para caracterização ótica de tecidos biológicos.

Palavras-chave: Automação, Arduino, controlo de motores, medição ótica, ângulo de Brewster, índice de refração.

1 Introdução

A determinação do índice de refração em tecidos biológicos é um tema relevante na ótica biomédica, uma vez que esse parâmetro influencia fenómenos de absorção, dispersão e penetração da luz [1]. O conhecimento exato dessas propriedades é determinante para o desenvolvimento de aplicações clínicas e tecnológicas baseadas na interação luz-tecido, como terapias fotodinâmicas, diagnóstico por imagem e caracterização de lesões [2].

A integração entre robótica e automação de equipamentos tem impulsionado o desenvolvimento de sistemas experimentais capazes de executar tarefas complexas com precisão e reprodutibilidade consideráveis. Em contexto laboratorial, a automatização de processos de medição permite reduzir o erro humano, otimizar o tempo de aquisição de dados e aumentar a consistência dos resultados [3].

A medição do índice de refração de tecidos biológicos é um processo tradicionalmente dependente de equipamentos laboratoriais e do operador. Apesar da elevada precisão dos métodos laboratoriais tradicionais, a sua complexidade, custo e necessidade de condições laboratoriais controladas tornam a sua utilização limitada fora do contexto de investigação [2].

Neste enquadramento, a automatização da medição ótica surge como uma solução, combinando motores, um sensor ótico e uma interface de visualização instantânea de medições efetuadas e cálculo final de índice de refração. Com isto, é possível construir sistemas economicamente acessíveis, capazes de realizar medições de forma autónoma, repetível e adaptável a diferentes materiais.

O presente trabalho consistiu no desenvolvimento de um protótipo de medição automatizada, concebido para determinar o índice de refração de tecidos biológicos através do ângulo de Brewster. O protótipo é composto por um subsistema de controlo de movimento motorizado, um subsistema de aquisição sensorial ótica e um subsistema de monitorização e decisão computacional, implementado em Python.

O controlo é realizado por um microcontrolador Arduino, que coordena o movimento sincronizado de dois motores de passo e garante varrimentos angulares precisos, assegurando o posicionamento ideal para a deteção do ponto mínimo de refletância. Paralelamente, a interface Python processa os dados em tempo real, deteta automaticamente o ângulo de Brewster e calcula o índice de refração, completando um ciclo fechado de medição e análise.

2 A evolução das medições do índice de refração

A medição do índice de refração de tecidos biológicos tem sido amplamente estudada nas últimas décadas, devido à sua importância na caracterização ótica e na diferenciação entre tecidos saudáveis e patológicos [2]. Posto isto, diversas abordagens experimentais foram propostas, variando em complexidade e precisão.

A técnica de reflexão interna total (TIR), introduzida por Li e Xie [4], é uma das mais utilizadas na determinação do índice de refração de tecidos biológicos (Figura 1). O método consiste em medir o ângulo crítico de reflexão entre a amostra e um semicírculo de vidro, permitindo distinguir tecidos normais e patológicos em diferentes comprimentos de onda. Apesar da sua simplicidade, requer um contacto controlado entre amostra e substrato, o que pode comprometer a reprodutibilidade em tecidos irregulares.

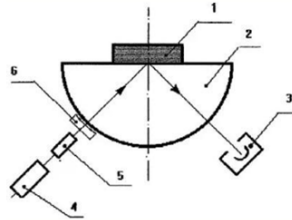


Fig. 1 - Método de medição do índice de refração do tecido biológico por reflexão interna total. 1-Amostra; 2- Lente semicilíndrica; 3- Detetor de fotões; 4- Laser; 5- Polarizadora; 6- Lente plano-côncava [4]

A espectrometria com esferas integradoras, desenvolvida por Shimojo et al. [5], tem sido empregue para medir refletância difusa e transmitância total em tecidos, possibilitando a obtenção simultânea dos coeficientes de absorção e dispersão reduzida (Figura 2). Quando associada a modelos de inversão numérica, permite calcular o índice de refração complexo com alta precisão, mas exige calibração rigorosa e equipamento dispendioso.

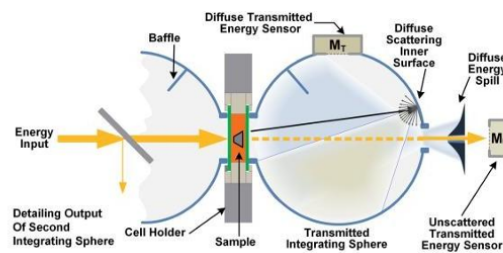


Fig. 2 - Esquema ilustrativo do sistema espectrométrico de esfera de integração dupla [5]

Dirckx et al. [6] desenvolveram uma técnica, que diz respeito a um método baseado num microscópio confocal, permitindo o cálculo do índice de refração, visto que é possível medir o caminho ótico numa amostra de espessura conhecida (Figura 3). No entanto, a medição da espessura dos tecidos é invasiva, pois requer a medição física da espessura do mesmo, pelo que esta é uma das grandes desvantagens desta técnica.

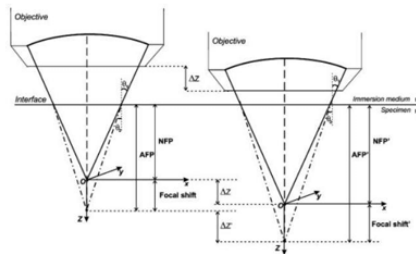


Fig. 3 - Esquema básico de uma lente objetiva de imersão [6]

Complementarmente, os métodos de simulação Monte Carlo (MC), descrito por Torres-García et al. [7], como o MCLTmx ou o FullMonteCUDA, são amplamente utilizados para prever a propagação da luz em meios biológicos complexos. Estas abordagens permitem modelar a distribuição da energia luminosa e avaliar o impacto da anisotropia, mas não são métodos diretos de medição e requerem elevada capacidade computacional [8].

Assim sendo, nenhuma das técnicas tradicionais integram de forma coesa as vertentes de controlo automatizado, aquisição sensorial ótica e tratamento automático dos dados num único sistema dedicado à medição do índice de refração de tecidos biológicos.

Neste contexto, o presente trabalho distingue-se pela implementação de um protótipo controlado por Arduino, capaz de realizar varrimentos angulares automáticos e identificar o ângulo de Brewster, aliando a simplicidade, precisão e portabilidade.

3 Materiais e métodos

O sistema desenvolvido (Figura 4) integra componentes óticos, eletrônicos e mecânicos controlados por microcontroladores Arduino Uno. Dois motores de passo NEMA 17, comandados por drivers DRV8825, asseguram o movimento angular preciso de um prato rotativo (goniómetro) e de um braço móvel que sustenta o fotodetector. O conjunto é alimentado por uma fonte industrial TDK-Lambda 24 V, estabilizada e regulada a 18 V para compatibilidade com os controladores.

O funcionamento do sistema desenvolvido é composto por três módulos principais:

1. Subsistema de controlo de movimento, responsável pela execução dos varrimentos angulares;
2. Subsistema de aquisição sensorial, encarregado da aquisição do sinal ótico;
3. Subsistema de monitorização dos dados adquiridos, responsável pela análise automática dos dados e posterior cálculo do índice de refração.

Esta divisão permite uma integração entre *hardware* e *software*, garantindo que cada componente execute uma função autónoma, mas sincronizada.

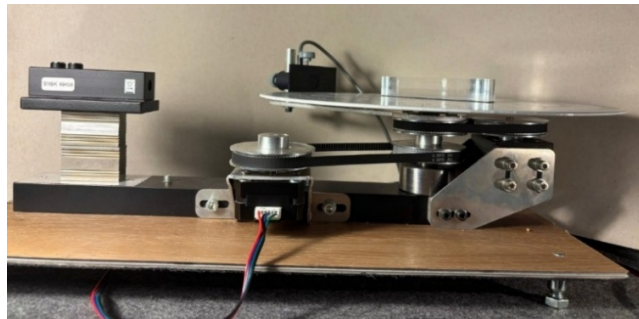


Fig. 4 - Protótipo mecânico do sistema de medição (vista lateral)

3.1 Subsistema de controlo de movimento

O controlo mecânico do sistema é realizado por dois motores de passo NEMA 17, cada um responsável por um componente do sistema (goniómetro e braço que contém o fotodetector): o primeiro controla o braço móvel que realiza varrimentos angulares entre 45° e 65° e o segundo comanda o goniómetro que avança 2° após cada ciclo de varrimento, simulando o comportamento de um manipulador com dois eixos coordenados. Ambos os motores são acionados por drivers DRV8825, configurados com um passo de $1,8^\circ$, no caso do goniómetro, e $0,45^\circ$, no caso do braço. O controlo é gerido por um

microcontrolador Arduino Uno, programado em linguagem C++ onde o sistema executa automaticamente as sequências de varrimento e reposicionamento. Assim sendo, o código implementa uma sequência de estados que gere automaticamente o ciclo de operação (Figura 5):

```

1
else if (c == 'C') { // Calibrar: PRATO → 48° CCW ; BRACO → 45° CW
  estado = CALIBRAR;

  // BRACO: mover +45° no sentido CW segundo BRACO_DIR_SIGN
  int bracoCalibSteps = (int)lround((93.0/ degPerStep) * BRACO_DIR_SIGN);
  braco.moveTo(bracoCalibSteps);

  // PRATO: mover +48° no sentido CCW segundo PRATO_DIR_SIGN
  int pratoCalibSteps = (int)lround((96/ degPerStepPrato) * PRATO_DIR_SIGN);
  pratoTargetPos = pratoCalibSteps;
  prato.moveTo(pratoTargetPos);
}

braco.move(1);

2
if (agora - ultimoPassoTime >= intervaloLeitura) {
  if (braco.currentPosition() - bracoSweepStartSteps >= bracoMaxSteps) {
    estado = VOLTAR_BRACO;
    braco.moveTo(bracoStartSteps); // voltar ao início do varrimento atual
  } else {
    estado = MOVER_BRACO;
  }
}

3
if (tensao > valorMaximoAtual) {
  valorMaximoAtual = tensao;
  anguloMaximoAtual = anguloAbs;
}

4
estado = VOLTAR_BRACO;
braco.moveTo(bracoStartSteps);

5
pratoTargetPos += PRATO_DIR_SIGN * pratoStepIncrement;
prato.moveTo(pratoTargetPos);

else if (c == 'P') {
  estado = FINALIZAR;

6
case FINALIZAR:
  Serial.print("R:");
  Serial.print(menorDosMaximos, 4);
  Serial.print(";A:");
  Serial.println(anguloDoMenorMaximo, 2);
  estado = ESPERA;
  break;

```

Fig. 5 – Diferentes etapas da automação do motor: 1- Inicialização dos motores colocando o braço na posição de 45° e o goniómetro na posição de 48°; 2- Execução do varrimento angular do braço entre 45° e 65°; 3- Detecção e registo de intensidades a cada incremento de 0,45°; 4- Retorno do braço à posição inicial; 5- Avanço do goniómetro em 1,8°; 6- Repetição do ciclo até o utilizador parar o sistema.

Este processo é executado de forma totalmente autónoma, sem necessidade de intervenção manual. O Arduino comunica continuamente com a interface Python através de porta serial, enviando dados de ângulo e intensidade luminosa, e recebendo comandos de controlo (iniciar, parar, reiniciar ou ajustar parâmetros de varrimento).

3.2 Subsistema de aquisição sensorial

A aquisição ótica é assegurada por um fotodetector acoplado a um amplificador operacional LM358, configurado com ganho de 100.

O fotodetector está fisicamente acoplado ao braço móvel, garantindo que a variação angular do sensor acompanha o feixe incidente sobre a amostra. O posicionamento preciso entre o laser emissor e o detetor é fundamental para a obtenção do ângulo de Brewster, ponto em que a componente p-polarizada da luz refletida é mínima.

Os sinais adquiridos são digitalizados e transmitidos via porta serial para o computador, onde são processados em tempo real. Durante o varrimento angular, o Arduino envia, em intervalos regulares, pares de dados (ângulo, intensidade), que representam a posição atual do braço e o valor de intensidade medido, Figura 6.

```

| case LER_DADOS: {
// Ângulo absoluto (0 passos = 45°)
float anguloAbs = 45.0 + (braco.currentPosition() * degPerStep);
// Ângulo relativo ao início do varrimento atual (também começa em 45° no gráfico)
float anguloRel = 45.0 + ((braco.currentPosition() - bracosweepStartSteps) * degPerStep);

float tensao = lerSensor();

// PARA O GRÁFICO: usa o relativo
Serial.print("A:");
Serial.print(anguloRel, 2);
Serial.print(";V:");
Serial.println(tensao, 4);

```

Fig. 6 – Leitura dos dados e representação gráfica

3.3 Subsistema de monitorização dos dados adquiridos

Foi desenvolvida uma interface computacional em Python, responsável pela comunicação serial com o Arduino e pela aquisição e tratamento dos dados experimentais. O *software*, criado com as bibliotecas PySerial, Matplotlib e SQLAlchemy, executando variadas funções. O sistema realiza automaticamente a deteção da porta *serial* e a sincronização com o microcontrolador Arduino, garantindo comunicação contínua e fiável. Durante o varrimento, é efetuada a aquisição em tempo real dos valores de intensidade luminosa e dos respetivos ângulos, sendo o sinal submetido a filtragem digital para reduzir o ruído e melhorar a estabilidade das medições.

```

def save_measurement(peaks, chosen_angle_deg, chosen_intensity_mv, refractive_index, meta,
                    theoretical_ri=None, error_ri=None, error_percent=None):
    """peaks: list((angle_deg, intensity_mv, sweep_index))"""
    if not peaks:
        raise ValueError("Sem picos para guardar.")
    if refractive_index is None:
        raise ValueError("Índice de refração inválido.")
    session = SessionLocal()
    try:
        m = Measurement(
            started_at=meta.get("started_at", datetime.utcnow()),
            ended_at=meta.get("ended_at", datetime.utcnow()),
            substance=meta.get("substance"),
            notes=meta.get("notes"),
            operator=meta.get("operator"),
            refractive_index=refractive_index,
            chosen_angle_deg=chosen_angle_deg,
            chosen_intensity_mv=chosen_intensity_mv,
            theoretical_ri=theoretical_ri,
            error_ri=error_ri,
            error_percent=error_percent,
            method_version=meta.get("method_version", "alg-v1.0"),
        )
        for i, (ang, inten, idx) in enumerate(peaks):
            m.peaks.append(Peak(angle_deg=ang, intensity_mv=inten, sweep_index=idx if idx is not None else 1))
        session.add(m)
        session.commit()
        return m.id
    finally:
        session.close()

```

Fig. 7 – Tratamento dos dados.

A aplicação identifica de forma automática os picos máximos de cada varrimento, executa um ajuste polinomial de 4.^a ordem e determina o ângulo de Brewster através da derivada da curva obtida, Figura 7. Por fim, o sistema realiza o cálculo imediato do índice de refração e armazena todos os resultados numa base de dados SQLite, assegurando a rastreabilidade e organização das medições.

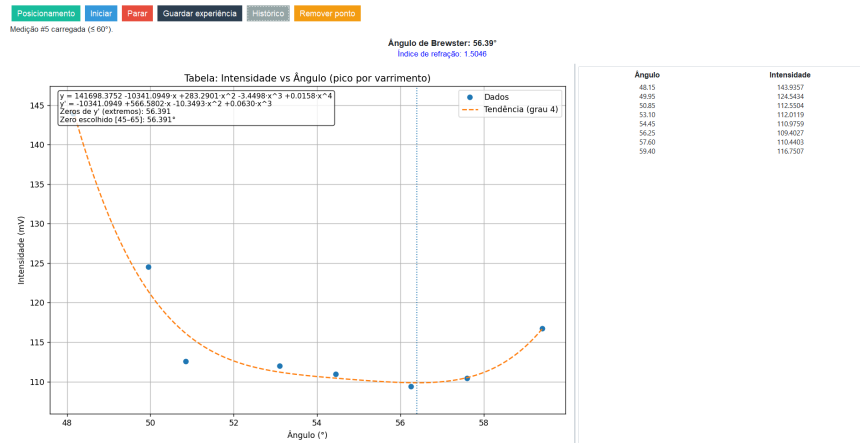


Fig. 8 - Interface desenvolvida para acompanhamento instantâneo das medições e processamento de dados. Gráfico que contém o pico máximo de intensidade de cada varrimento associado ao respetivo ângulo.

A interface (Figura 8) apresenta o gráfico de intensidade versus ângulo em tempo real e disponibiliza funções adicionais como guardar medições, aceder ao histórico (Figura 9), editar resultados e remover pontos do gráfico final desnecessários. Todo o processo, desde o posicionamento inicial até ao cálculo final do índice de refração, é executado de forma automática e interativa (Figura 10).

ID	Data/Hora	Amostra	Operador	n medido	n teórico	Erro absoluto	Erro relativo (%)	Ângulo	Intensidade	Notas
11	2025-09-03 14:04:05	Peito de Frango2	Rita	1.3880	1.3540	0.0340	2.51%	54.23	159.0394	
10	2025-09-03 14:03:28	Peito de Frango2	Rita	1.3754	1.3540	0.0214	1.58%	53.98	157.5817	
8	2025-09-03 13:51:02	Peito de Frango	Rita	1.3939	1.3949	0.0040	0.29%	54.29	159.0101	
6	2025-09-03 13:48:12	Peito de Frango	Rita	1.3951	1.3949	0.0002	0.01%	54.37	159.0663	Pequena subida por aumento de intensidade de
5	2025-09-03 13:44:25	Prisma4	Rita	1.4979	1.4900	0.0079	0.53%	56.27	159.4627	
2	2025-09-03 13:43:27	Prisma	Rita	1.4937	1.4900	0.0037	0.25%	56.20	156.2077	Pequeno desrescimento nos 61,2 graus, nao afetar
15	2025-08-14 17:08:34	Prisma Vermelho	Rita	1.0990	1.4900	0.3910	26.24%	47.70	251.2069	Laser não polarizado
14	2025-08-14 16:48:21	Prisma Azul	Rita	1.2482	1.4900	0.2418	16.23%	51.30	68.2114	Sem detetar picos corretos
13	2025-08-14 16:30:24	Peito de Frango Azul	Rita	1.0990	1.3500	0.2510	18.59%	47.70	67.7965	Intensidades muito baixas, picos não detetado
12	2025-08-14 16:09:26	Peito de Frango Vermelho	Rita	1.0990	1.3900	0.2910	20.94%	47.70	251.6238	Laser não polarizado
9	2025-08-14 13:16:56	Peito De Frango 2	Rita	1.3339	1.3540	0.0001	0.01%	53.55	170.7541	
7	2025-08-12 13:18:26	Peito de Frango	Rita	1.3994	1.3949	0.0045	0.32%	54.45	207.6655	
3	2025-08-10 17:12:31	Prisma2	Rita	1.4866	1.4900	0.0066	0.44%	56.25	216.0600	

Fig. 9 – Interface do histórico de medições realizadas

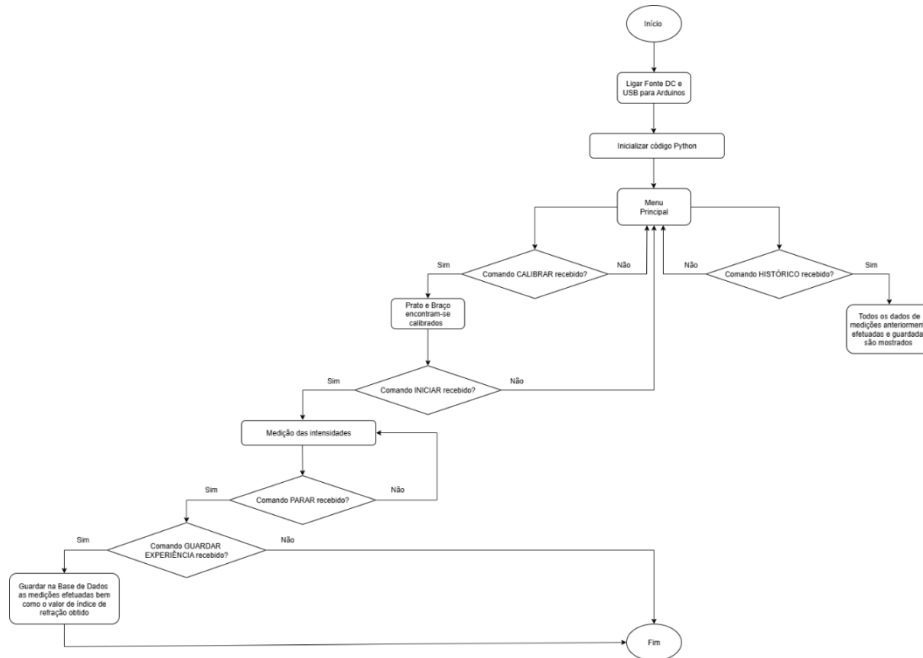


Fig. 10 - Fluxograma do funcionamento do sistema

4 Resultados e discussão

Nesta secção são apresentados e discutidos os resultados obtidos durante o desenvolvimento experimental do protótipo e a aplicação do método de medição automatizada do índice de refração. Inicia-se pela validação do sistema e do protocolo experimental, de modo a confirmar a precisão, estabilidade e reprodutibilidade do controlo robótico e da aquisição sensorial. Seguidamente, são analisados os resultados obtidos em diferentes amostras biológicas, considerando a influência da orientação das fibras musculares e a comparação com valores de referência descritos na literatura. Por fim, é discutido o comportamento espectral do sistema em função do comprimento de onda das fontes laser utilizadas.

4.1 Validação do sistema experimental

A primeira fase experimental teve como objetivo validar o protótipo desenvolvido, utilizando um semicírculo de acrílico como material de referência. A medição foi conduzida com o feixe laser verde (520 nm), e os valores de intensidade refletida foram registados em função do ângulo de incidência.

As curvas obtidas (Figura 10) apresentaram a morfologia característica do fenómeno de Brewster: a intensidade refletida diminuiu progressivamente até atingir um mínimo acentuado em torno de $56,2^\circ$, aumentando novamente para ângulos superiores. O ajuste polinomial de 4.^a ordem revelou um ângulo de Brewster de $56,2$, correspondendo a um

índice de refração experimental de $1,495 \pm 4,9\%$, em excelente concordância com o valor de referência do acrílico para o mesmo comprimento de onda ($n = 1,49$). A diferença relativa inferior a $0,5\%$ demonstra a exatidão e reprodutibilidade do protótipo, confirmando que o sistema ótico e o algoritmo de ajuste são capazes de identificar o ângulo mínimo de refletância com elevada precisão, mesmo na presença de ruído.

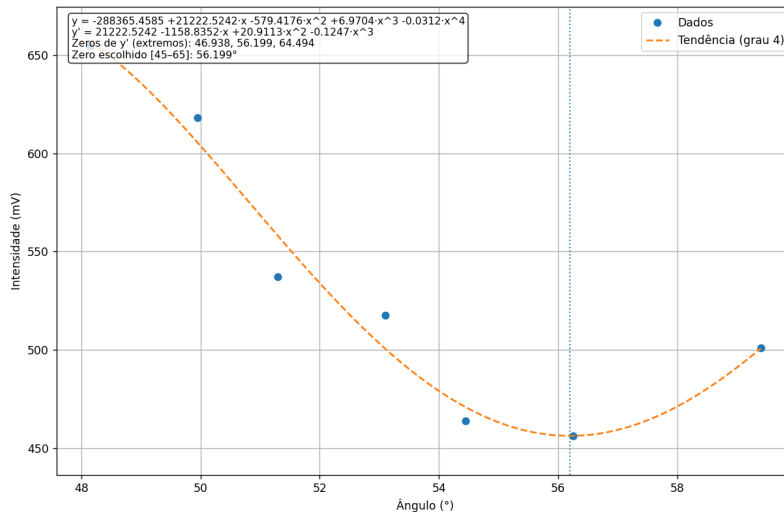


Fig. 11 - Picos de intensidade para o laser verde no semicírculo de acrílico

4.2 Medição em tecidos biológicos

Após a validação, o sistema foi aplicado à medição de amostras de tecido muscular de peito de frango, com o objetivo de analisar a influência da anisotropia das fibras no índice de refração. Foram realizadas medições com fibras orientadas horizontalmente e verticalmente em relação ao feixe incidente, utilizando o laser verde (520 nm).

Nos ensaios com fibras horizontais, as curvas de intensidade apresentaram vales bem definidos próximos de $54,3^\circ$, resultando em um índice de refração médio de $1,393 \pm 0,03$. Já para as fibras verticais, o ângulo mínimo situou-se em $54,1^\circ$, correspondendo a $n = 1,375 \pm 0,002$.

Os resultados confirmam o comportamento anisotrópico do tecido muscular, uma vez que a orientação das fibras afeta a propagação e reflexão da luz polarizada. O valor de índice de refração associado ao peito de frango com as fibras orientadas na horizontal encontra-se em concordância com os reportados por Sun e Sun no seu estudo[9], que determinaram índices de $1,3949$. Já o valor de índice de refração associado ao peito de frango com as fibras orientadas na vertical encontra-se ligeiramente acima ao reportado na teoria ($1,3540$).

5 Conclusão

O sistema desenvolvido demonstrou ser uma solução fiável, acessível e totalmente automatizada para a determinação do índice de refração de tecidos biológicos com base no ângulo de Brewster. A integração entre controlo motorizado, aquisição sensorial e análise computacional permitiu realizar medições precisas sem intervenção manual, assegurando elevada estabilidade e repetibilidade.

A inovação central do protótipo reside na combinação num único dispositivo de baixo custo de todas as etapas da medição, desde o varrimento angular até ao cálculo automático do índice de refração. Esta abordagem contrasta com métodos tradicionais que exigem equipamentos complexos, calibração rigorosa ou análises manuais. O sistema oferece ainda portabilidade e flexibilidade para utilização em contextos laboratoriais ou didáticos, podendo contribuir para técnicas biomédicas que dependem da caracterização ótica não invasiva de tecidos.

Como perspetiva futura, a incorporação de polarização controlada, fontes laser mais estáveis e sensores de maior sensibilidade poderá ampliar o desempenho e reduzir o tempo de aquisição. A aplicação do sistema a diferentes tipos de tecido e ensaios *in vivo* abre caminho ao desenvolvimento de ferramentas clínicas para diagnóstico ótico e análise de propriedades estruturais dos tecidos.

6 Referências

1. Sliney, D.H.: What is light? The visible spectrum and beyond. *Eye*. 30, 222–229 (2016).
2. Tuchin, V.V.: *Tissue Optics and Photonics: Light-Tissue Interaction*. JBPE. 98–134 (2015).
3. Holland, I., Davies, J.A.: Automation in the Life Science Research Laboratory. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 8, 571777 (2020).
4. Li, H., Xie, S.: Measurement method of the refractive index of biotissue by total internal reflection. *Appl. Opt., AO*. 35, 1793–1795 (1996).
5. Shimojo, Y., Nishimura, T., Hazama, H., Ozawa, T., Awazu, K.: Measurement of absorption and reduced scattering coefficients in Asian human epidermis, dermis, and subcutaneous fat tissues in the 400- to 1100-nm wavelength range for optical penetration depth and energy deposition analysis. *J. Biomed. Opt.* 25, 1 (2020).
6. Dirckx, J.J.J., Kuypers, L.C., Decraemer, W.F.: Refractive index of tissue measured with confocal microscopy. *J. Biomed. Opt.* 10, 044014 (2005). <https://doi.org/10.1117/1.1993487>.
7. Torres-García, E., Oros-Pantoja, R., Aranda-Lara, L., Vieyra-Reyes, P.: A new Monte Carlo code for light transport in biological tissue. *Med Biol Eng Comput.* 56, 649–655 (2018).
8. Leino, A.A., Pulkkinen, A., Tarvainen, T.: ValoMC: a Monte Carlo software and MATLAB toolbox for simulating light transport in biological tissue. *OSA Continuum*. 2, 957 (2019).
9. Sun, P., Sun, H.: Determination of the anisotropy complex refractive indices of chicken tissues *in vitro* at 650 nm. *J. Europ. Opt. Soc. Rap. Public.* 5, 10030 (2010).