

Caracterização e Mitigação da Influência da Temperatura na Fonte de Luz de Biossensores de Ressonância de Plasmons de Superfície Baseados em Smartphones

Gabriel Pereira da Nóbrega* Mateus Santos Valença*
 Thomas Mateus Santana Nunes*
 Thierry Marcelino Passerat de Silans**
 Carlos Alberto de Souza Filho*

* *Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal da Paraíba, PB (e-mail:calberto@cear.ufpb.br)*

** *Departamento de Física, Universidade Federal da Paraíba, PB (e-mail:thierry@otica.ufpb.br).*

Abstract: This article proposes the characterization and control of the wavelength of the wave beam emitted by the light source of Surface Plasmon Resonance biosensors based in smartphones. The characterization was achieved through the study of the wave beam emitted by the smartphone screen in function of the alterations in the environment temperature and changes of the color components of the image used to generate the light source. Changes in intensity and wavelength (λ) of the light emitted were analyzed. From this study was developed a control strategy to keep the value of λ constant even with the change of T. The proposed controller modifies the value of the R component to keep the chosen wavelength value. With the proposed technique it was possible to obtain a variation less than $1.8 \times 10^{-3}nm$ for the wavelength of the light emitted within the analyzed temperature range.

Resumo: Este artigo propõe a caracterização e controle do comprimento de onda do feixe emitido pela fonte de luz de biossensores de Ressonância de Plasmons de Superfície baseados em *smartphones*. A caracterização foi realizada através do estudo do feixe de luz emitido pela tela do *smartphone* em função de alterações na temperatura ambiente (T) e mudanças nas componentes de cores da imagem utilizada para gerar a fonte de luz. Foram analisadas as mudanças de intensidade e valor do comprimento de onda (λ) da luz emitida. A partir deste estudo foi desenvolvido uma estratégia de controle para manter o valor de λ constante mesmo com mudança de T. O controlador proposto modifica o valor da componente R para manter o valor de comprimento de onda escolhido. Com a técnica proposta foi possível obter uma variação menor que $1,8 \times 10^{-3}nm$ para o comprimento de onda da luz emitida dentro da faixa de temperatura analisada.

Keywords: Surface Plasmon Resonance; biosensors; wavelength; smartphone; light source control

Palavras-chaves: Ressonância de Plasmon de Superfície; biossensores; *smartphone*; comprimento de onda; controle da fonte de luz.

1. INTRODUÇÃO

Os sensores baseados no princípio RPS (Ressonância de Plásmos de Superfície) são caracterizados pelo uso da técnica de medição óptica e largamente estudados e usados como uma plataforma para o desenvolvimento de biossensores. Esses sensores desempenham papéis importantes na detecção do índice de refração (IR) e se destacam pelo alto grau de sensibilidade, medição em tempo real de interações biomoleculares, imunidade a interferência eletromagnética e na utilização de bioensaios livres de marcadores. Além disso, eles conquistaram cada vez mais espaço em diversos campos da ciência, tal como em pesquisas bioquímicas, nas detecções de quantidades físicas e aplicações médicas

(Zhang et al., 2015). Algumas aplicações para o biossensor RPS são: Análise da qualidade de alimentos; Monitoramento de condições crônicas; Rastreamento de fármacos e suas ações; Dosagem de níveis de oxigênio ou glicose no sangue; Análises genéticas, entre outras.

O uso de *smartphones* como instrumentos voltados para análises laboratoriais tem se tornado uma tendência recentemente. Isto traz uma redução de custo e tamanho e facilidade no transporte, o que torna viável a medição em locais remotos e utilização por usuários finais. Por esta razão o desenvolvimento de biossensores baseados em *smartphone* é crescente e cada vez mais foco de interesse de pesquisas.

Dentre as diversas aplicações existentes com *smartphones* pode-se citar: biossensores baseados em Ressonância de Plasmon de Superfície (RPS) (Souza Filho et al., 2014; Preechaburana et al., 2012), detecção do pesticida glifosato utilizando biossensor RPS (d. Silva Freire et al., 2019), análise de interações cinéticas entre proteínas (Liu et al., 2019), um sensor de temperatura (Lu et al., 2019), a detecção de anticorpos da hepatite C utilizando potenciostato eletroquímico (Aronoff-Spencer et al., 2016), análise de qualidade da água (Srivastava et al., 2018), detecção de ácido láctico no suor ou saliva (Roda et al., 2014), facilitação de imunoenaios através do biossensor GMR (Choi et al., 2016).

Pode-se encontrar várias configurações de biossensores RPS baseados em *smartphone* (Alawsi and Al-Bawi, 2019). O método apresentado em (Pan et al., 2018) consiste em uma medição sensível a posição para rastreamento de sinais RPS em nano-estruturas metálicas com uma pequena mudança no índice de refração do ambiente através de uma luz externa de tungstênio que atravessa o *biochip* RPS, refletindo em uma grade metálica e um espectrômetro captura o sinal luminoso e o *smartphone* captura a imagem da difração de primeira ordem. Os comprimentos de onda coletados pelo espectrômetro são provenientes da componente de luz vermelha que podem ser analisados para detectar a mudança do pico do sinal e saber se houve um deslocamento. Diferente de (Zhang et al., 2018) que usa a luz proveniente do *flash* traseiro do *smartphone* como fonte de luz para o biossensor eliminando o uso de equipamentos externos e diminuindo bastante o tamanho físico da montagem. A montagem utilizou o *biochip* RPS numa distância de 5,1cm do *flash* com uma inclinação próxima de 5° para permitir o efeito RPS. O autor compara seu resultado com outros provenientes de equipamentos que utilizam a luz externa.

Já a solução proposta por (Liu et al., 2015) utiliza um cabo de fibra óptica que vai do *flash* traseiro até a câmera traseira do *smartphone*, e entre os dois está o biossensor. Esta configuração permite que o *software* criado plote a intensidade relativa da luz na tela do celular durante os experimentos, que foi caracterizado através do uso de uma mesma solução, porém com diferentes índices de refração. Este equipamento foi comparado a um de bancada convencional revelando uma maior resolução e limite de detecção com um peso até 62,5x menor e, consequentemente, de menor custo.

Um problema que afeta diretamente a sensibilidade dos biossensores RPS é a temperatura. Ela é uma variável que atinge todos os componentes básicos de um biossensor. Dentre eles, pode-se afirmar que a temperatura afeta a intensidade do sinal e o comprimento de onda da luz emitida (Souza Filho et al., 2017); a abertura do feixe de luz, o foco determinado pelo conjunto óptico, as características físicas dos materiais que formam o *biochip* - modificando a condição de ressonância- (C. A. Souza Filho, 2017); na conversão analógico-digital do sinal; na fixação da substância do transdutor físico químico como também nas relações moleculares (Naimushin et al., 2003).

A busca por minimizar a influência da temperatura em biossensores RPS tem motivado diversas pesquisas científicas. Uma técnica de correção do efeito da temperatura é apresentada em (Zhang et al., 2007). Nessa obra o autor

propôs uma função de auto-referência em sensores de ressonância de plasmon de superfície de fibra óptica. Na fibra, foram fabricadas duas seções de RPS. A primeira seção é revestida por um material de gel de silicone com um coeficiente termo-óptico muito grande, sendo usada como referência. A segunda seção é utilizada como camada sensível para a detecção da substância desejada. Nos testes reais é realizada a medição simultânea do comprimento de onda da camada sensora e da camada de referência. O valor do comprimento de onda da camada sensora é utilizado para compensar o efeito da temperatura na camada sensível.

Em (Zhang et al., 2019) é proposto um sensor RPS de fibra altamente sensível baseado em uma estrutura lateralmente polida modificada por grafeno para monitoramento contínuo de glicose implantável no corpo humano, com auto-compensação de temperatura usando uma grade de difração de longo período em fibra óptica (LPFG - long-period fiber grating). O LPFG agiu relativamente insensível às mudanças ambientais do IR (ou seja, alteração na concentração de glicose) nos experimentos, mas era sensível a mudanças na temperatura ambiente. Enquanto o RPS exibiu sensibilidade para ambas as alterações. Assim, a temperatura da solução pode ser obtida pelo LPFG e a variação do comprimento de onda da ressonância causada pela temperatura pode ser compensada.

Em contrapartida com as soluções acima, as quais usou-se alguma estrutura a mais para a mitigação da influência da temperatura nos sensores RPS, (Pang et al., 2019) desenvolveu um método de simulação em múltiplas escalas que utiliza teoria funcional da densidade e dinâmica molecular para explorar os mecanismos teóricos e efeitos fototérmicos em sensores RPS com nano-interfaces de grafeno/Au. Ao fazer isso, estabeleceu-se a relação entre as temperaturas e as constantes dielétricas dos filmes de Au e grafeno. O desempenho de detecção desta plataforma RPS com nano-interfaces de grafeno/Au foi então analisado com a alteração da espessura da camada e constantes dielétricas. Por fim, determinou-se que os sistemas RPS com empilhamento AA-Triclínico e 1L-Triclínico de grafeno/Au têm sensibilidade relativamente alta e menos perda de precisão com fortes efeitos fototérmicos, além de possuírem grandes faixas de temperatura disponíveis e excelentes desempenhos de detecção para aplicações de ressonância plasmônica de superfície. (Michelotti and Descrovi, 2011) seguem uma linha semelhante e relatam a caracterização experimental da sensibilidade térmica de biossensores com base no acoplamento de ondas de superfície de Bloch (BSW) em cristais fotônicos unidimensionais (1DPC) de nitreto de silício amorfo / silício. Os resultados mostrados revelaram que as ligas de silício compensam o efeito termo-óptico que ocorre no meio externo e indicam que uma classe de biossensores insensíveis à temperatura pode ser fabricada.

Em (Liu et al., 2019) foi proposto um biossensor portátil baseado em *smartphone* com compensação de temperatura, através da utilização de um canal de referência e canal de controle, a fim de aumentar a precisão e a confiabilidade do sensor.

Apesar dos avanços obtidos em biossensores com *smartphones* ainda existem vários desafios a serem superados. Dentre os desafios existentes pode-se citar: a redução de com-

ponentes ópticos, superar barreiras quanto a necessidade de processamento de imagem, reduzir o uso de circuitos eletrônicos externos e desenvolver técnicas de compensação da influência da temperatura.

As soluções encontradas na literatura para minimização do efeito da temperatura não consideram a variação do espectro de luz emitido. Em (Souza Filho et al., 2017) foi realizado um estudo que demonstrou que a alteração do comprimento de onda da fonte de luz afeta mais os componentes do biossensor do que a variação da temperatura. A alteração no comprimento de onda modifica a abertura do feixe de luz, os índices de refração dos materiais que compõem o *biochip* e a eficiência quântica do fotodetector (Souza Filho et al., 2017). Isto faz com que o índice de refração efetivo ou espessura da camada medida pelo biossensor sejam modificados. Dependendo da aplicação esta modificação pode gerar: alteração na medida de concentração da substância analisada; valores de índices de refração alterados o que indicaria, por exemplo, se a qualidade da água ou combustível está em padrões inaceitáveis; medições de tempos de reações químicas diferentes; identificação incorreta da substância; determinação de espessura incorreta; exames com falsos negativos ou falsos positivos. Desta forma, o controle do comprimento de onda em biossensores RPS que utilizam interrogação angular se torna essencial.

Diante do contexto apresentado, este trabalho propõe a caracterização do biossensor RPS baseado em *smartphone*, para identificar o efeito causado na alteração da fonte de luz com relação a mudança de temperatura. Além disso, é proposta uma estratégia de compensação do comprimento de onda para minimizar os efeitos causados pela temperatura no espectro emitido pela fonte de luz.

2. BIOSSENSORES BASEADOS EM RESSONÂNCIA DE PLASMON DE SUPERFÍCIE

O efeito de ressonância de plasmons de superfície surge através da excitação de uma interface metal-dielétrico por uma fonte luminosa. Quando o feixe de luz atinge a interface entre o dielétrico e o metal, cria um campo elétrico evanescente que penetra a interface do metal. Este campo excita os elétrons livres provocando uma oscilação de cargas na superfície metálica. Na condição de ressonância a oscilação é mantida, fazendo com que parte da energia luminosa incidente seja absorvida pelo meio. Desta forma, é possível identificar a condição de ressonância através da ausência de luz refletida. Esta condição de ressonância é fortemente dependente das características dos materiais que formam a interface, como índice de refração e espessura das camadas. Logo, alterações sobre a camada de metal implicam em modificações na luz refletida. Isto permite que diferentes substâncias e biomoléculas possam ser identificadas com precisão (Raether, 2013).

2.1 Modelo do Biossensor

O modelo do biossensor proposto neste trabalho é uma adequação do modelo sugerido por (Souza Filho et al., 2017; C. A. Souza Filho, 2017) para o biossensores RPS baseados em *smartphone*. O modelo proposto para o biossensor utilizado pode ser representado pelo diagrama de blocos da Figura 1.

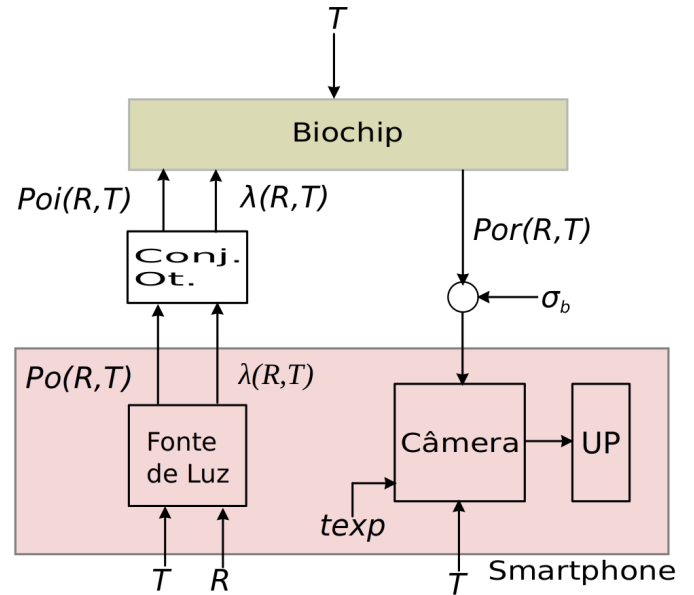


Figura 1. Diagrama de bloco do modelo de biossensor RPS com *smartphone*.

O modelo proposto é adequado a biossensores baseados em *smartphone* que utilizam a tela como fonte de luz, analisando o sinal de luz refletido pelo transdutor físico químico. A fonte de luz, a câmera e a unidade de processamento fazem parte do *smartphone*.

Para estes biossensores, a fonte de luz é gerada através de uma imagem gerada na tela do *smartphone*. A potência óptica da luz gerada (Po), depende do brilho da tela e das componentes RGB (ou outro padrão de cores) utilizada para formar a imagem. Neste trabalho o brilho da tela é mantido constante e a imagem gerada é um vermelho puro, modificando-se portanto apenas a componente R da imagem. O comprimento de onda da luz emitida (λ) também pode ser modificado através do valor de R. A temperatura sobre a qual o biossensor está submetido, afeta tanto a intensidade quanto o comprimento de onda da luz emitida. A luz emitida pela tela pode passar por um conjunto óptico para colimação, polarização e ajuste de foco. A temperatura pode causar dilatação no *biochip* provocando um deslocamento na curva RPS. Além disso, o valor de T afeta o índice de refração dos materiais que compõem o *biochip* alterando o coeficiente de reflexão e consequentemente a luz refletida (Por). A luz refletida é afetada por ruídos representados aqui por σ_b .

A imagem captada pela câmera é afetada pela temperatura e pelo comprimento de onda da luz que alteram a sensibilidade do fotodetector. Modificando-se o tempo de integração da câmera, pode-se alterar o valor da intensidade e do ruído presente na imagem captada. Neste modelo, foram omitidos os blocos referentes ao condicionamento de sinal e conversão analógico digital. Isto foi necessário, pois a arquitetura interna para processamento da imagem e comunicação com o processador do *smartphone* é proprietária e logo não disponível. Entretanto, pode-se considerar que o ruído eletrônico e de quantização estão representados internamente no bloco correspondente a câmera. Os blocos referentes ao conjunto óptico, *biochip* e câmera foram modelados em (Souza Filho et al., 2017). Neste artigo

caracteriza-se o comportamento da fonte de luz gerada pela tela do *smartphone*.

3. DESCRIÇÃO DA PLATAFORMA

O biossensor utilizado neste trabalho é uma adaptação do projeto desenvolvido por (Souza Filho et al., 2014). A plataforma desenvolvida está ilustrada na Figura 2.

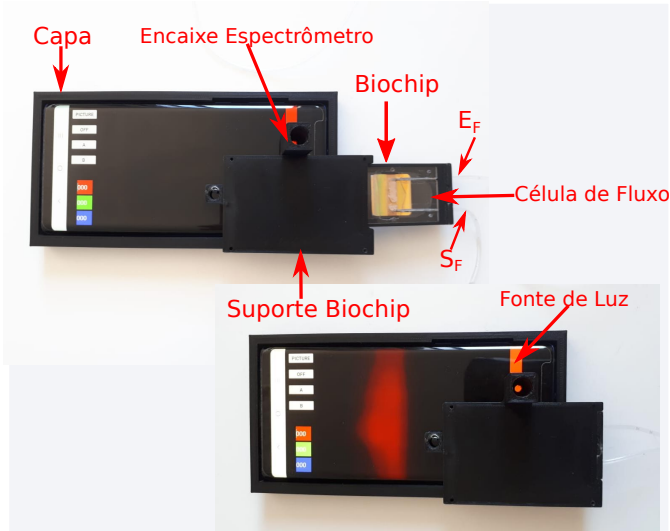


Figura 2. Biossensor baseado em *smartphone* utilizado.

A plataforma foi impressa numa impressora 3D na forma de uma capa para o *smartphone*, onde se encaixa o suporte do *biochip*. Foram utilizados neste trabalho o *biochip* da VIR (Thirstrup et al., 2004) e o *smartphone* Galaxy Note 9. O *biochip* utilizado é colocado em um suporte removível projetado para ser acoplado ao suporte fixado na capa. Sobre o *biochip* é colocada uma célula de fluxo que permite a inserção do fluido a ser analisado pelo biossensor. O fluido é inserido através do canal de entrada E_F da célula de fluxo, que o direciona até a região sensora do *biochip* fazendo-o retornar através do canal de saída S_F .

No suporte do biochip foi realizada uma adequação para os experimentos de caracterização, com a colocação de um encaixe para o espectrômetro alinhado com a fonte de luz proveniente da imagem gerada na tela do *smartphone*.

Para o controle da fonte de luz foi utilizado um aplicativo desenvolvido no *software* Android Studio. A fonte de luz do biossensor é gerada na própria tela do *smartphone* através de uma figura retangular que está na mesma posição da entrada de luz do *biochip*. Foram adicionados controles que permitem alterar as componentes RGB da imagem utilizada como fonte de luz. Dessa forma, é possível modificar em tempo de execução a fonte de luz gerada. O aplicativo desenvolvido captura a imagem refletida pelo *biochip* e armazena na memória para posterior análise.

4. CONTROLE DA FONTE DE LUZ

A estratégia proposta para compensar a variação do comprimento de onda da fonte de luz, foi adaptada de (Souza Filho et al., 2017) onde modifica-se o valor da corrente de injeção do diodo *laser* para compensar a variação do

comprimento de onda causada pela mudança na temperatura. Soluções de biossensores com *smartphones* utilizam ou a tela ou o *led* como fonte de luz. Nas configurações que utilizam a tela, a fonte de luz é criada através de uma imagem gerada com dimensões e posição de acordo com o *biochip* utilizado. O *biochip* da VIR utilizado neste trabalho foi projetado para operar em comprimento de onda dentro do espectro de luz vermelha. Desta forma, para alterar a intensidade e comprimento de onda da fonte de luz é preciso alterar o valor da componente R da imagem gerada. A solução proposta neste trabalho pode ser representada pelo controlador ilustrado na Figura 3.

Para realizar a compensação do comprimento de onda (λ), mede-se o valor da temperatura atual (T) e modifica-se o valor da componente de luz vermelha (R) para ajustar o valor de (λ) ao valor do comprimento de onda desejado (λ_{des}). O valor de R é modificado variando-se a componente R do padrão de cores RGB da imagem utilizada como fonte de luz.

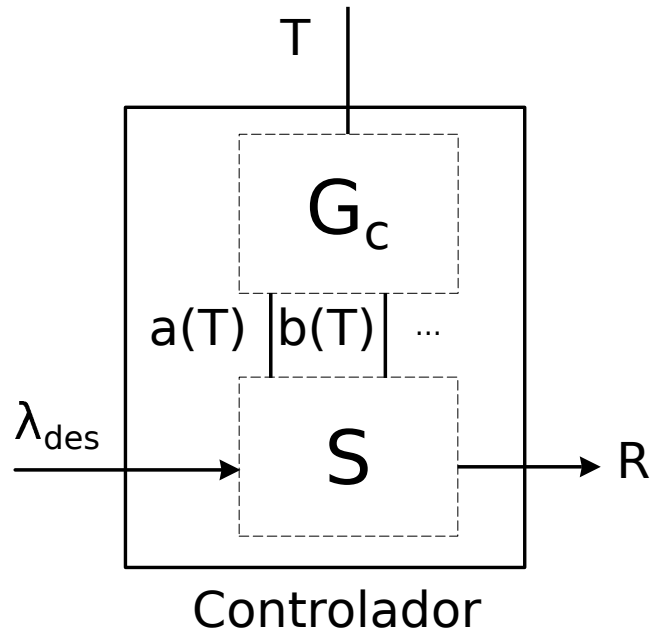


Figura 3. Diagrama de blocos do controlador do comprimento de onda da fonte de luz.

Na solução proposta, é necessário inicialmente conhecer o comportamento da fonte de luz em função da temperatura e da modificação da imagem gerada.

Para cada valor de temperatura o comportamento do comprimento de onda máximo $\lambda_{M\acute{a}x}$ é ajustado por um polinômio em função do valor da componente R. Neste trabalho utilizou-se um polinômio de segunda ordem para aproximar o comportamento de $\lambda_{M\acute{a}x}$ em função de R , que pode ser calculado através da equação (1).

$$\lambda_{M\acute{a}x} = a(T).R^2 + b(T).R + c(T) \quad (1)$$

Os coeficientes do polinômio (a, b, c) são dependentes da temperatura. Os comportamentos dos coeficientes em função de T também podem ser aproximados por polinômios de ordem n .

O valor da lido da temperatura ambiente T é utilizado pelo gerador de coeficientes G_c , ilustrado na Figura 3, para determinar os coeficientes da equação 1. O bloco S , ilustrado na Figura 3, recebe os valores dos coeficientes e utiliza a equação (1) modificando o valor da componente R até que o valor de $\lambda_{M\acute{a}x}$ seja igual ao valor desejado (λ_{des}).

5. RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Inicialmente realizou-se uma série de experimentos para caracteriza o do biossensor em fun o da temperatura, com objetivo de determinar a lei de controle para compensar a varia o do comprimento de onda existente na fonte de luz.

O biossensor com *smartphone*, descrito na se o 3, foi colocado em uma plataforma que possui câmara interna com temperatura controlada. Esta plataforma se comunica com um computador pessoal, onde por meio de uma interface gráfica   possível escolher o valor de temperatura desejado e monitorar os valores atuais de T no interior da plataforma. No interior da plataforma foi inserido um espectrômetro da Ocean Optics USB2000+ para aquisi o do espectro da fonte de luz.

O *smartphone* foi conectado a um computador pessoal (PC) através de um cabo USB com objetivo de permitir a mudança dos valores da componente R da fonte de luz. No computador pessoal foi utilizado o aplicativo Scrcpy executado no Kubuntu 18.04 para espelhamento da tela do *smartphone*, permitindo o controle do aplicativo do biossensor através do PC. Isto foi necessário, devido ao fato de não ser possível manipular o *smartphone* no interior da plataforma de controle de temperatura.

Para cada valor de temperatura estipulado, o valor da componente R da imagem que gera a fonte de luz foi modificado de forma decrescente entre 255 e 0 em intervalos de 15. Inicialmente, selecionava-se o valor para temperatura desejada e esperava-se até que o valor da temperatura interna da câmara controlada estabilizasse. Em seguida modificava-se através do PC o valor da componente R da imagem utilizada como fonte de luz. Para cada valor de R foram adquiridas 800 curvas do espectrômetro. O procedimento descrito foi realizado para temperaturas em torno de 20  C e 40  C, com intervalos de aproximadamente 5  C. Para minimizar a influência do ruído existente, em cada valor de R e T , foi utilizada para análise dos dados e caracteriza o do biossensor a média das 800 curvas capturadas do espectrômetro e das 20 curvas do biossensor.

5.1 Varia o da irradiância

Para avaliar o impacto da modifica o do valor de R na intensidade de luz emitida pela tela do *smartphone*, foram traçados os comportamentos da intensidade máxima da curva média calculada através dos dados adquiridos pelo espectrômetro para cada R . Os resultados obtidos para diferentes temperaturas estão ilustrados na Figura 4.

Pode-se observar na Figura 4, que a intensidade luminosa apresenta um comportamento exponencial em fun o do valor da componente R . Este comportamento   similar ao obtido para diodo *laser* e led quando modifica-se o valor da corrente de inje o.

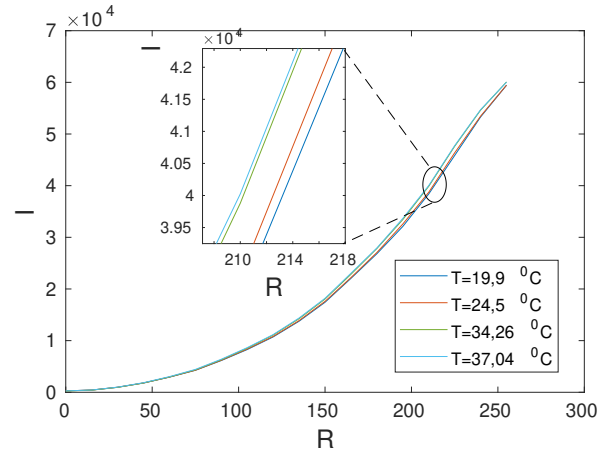


Figura 4. Varia o da intensidade luminosa da fonte de luz em fun o do valor da componente R .

A Figura 5 ilustra o comportamento da irradiância pela temperatura obtido para componente $R = 255$. Verifica-se que um aumento da temperatura provoca um acréscimo no valor da intensidade luminosa com comportamento aproximadamente linear. A partir dos dados experimentais obtidos, realizou-se um ajuste de curva para um polinômio de primeira ordem do tipo $I = aT + b$. Os coeficientes obtidos foram $a = 79$ e $b = 5,7 \times 10^4$. A Figura 5 ilustra os valores reais e a curva ajustada.

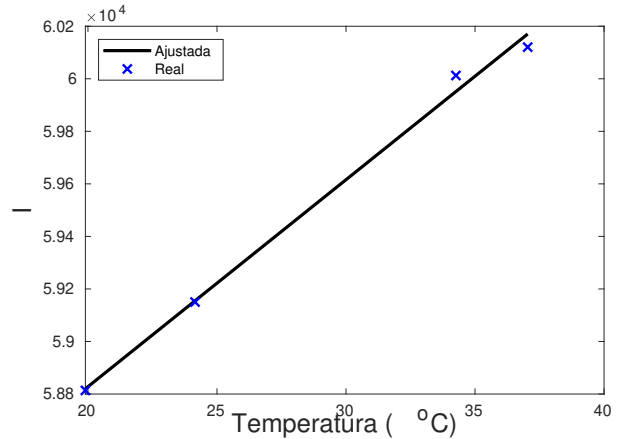


Figura 5. Varia o da intensidade de luz emitida em fun o da temperatura para $R=255$.

5.2 Varia o do Espectro

Para avaliar como o espectro da fonte de luz gerada pela tela do *smartphone* sofre varia o em rela o   mudança de temperatura, foram analisadas as curvas captadas pelo espectrômetro para uma mesma componente R do padrão de cores RGB da imagem gerada. Os resultados obtidos para a componente $R = 255$, que corresponde a intensidade máxima, estão ilustrados na Figura 6.

Pode-se verificar na Figura 6, que ao modificar o valor de temperatura ocorrem mudanças nas curvas do espectro emitido. A varia o da intensidade   mais nítida do que uma mudança no comprimento de onda λ . Utilizando-se o valor do comprimento de onda que possui maior

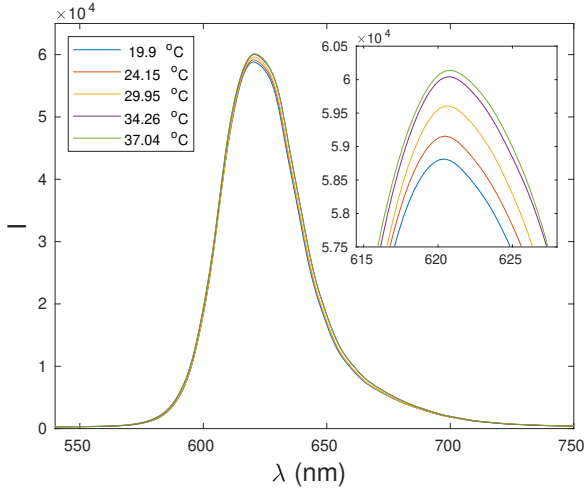


Figura 6. Modificação do espectro de luz emitido pela tela em função da temperatura.

intensidade de luz emitida para cada curva ($\lambda_{M\acute{a}x}$), obtém-se o comportamento ilustrado na Figura 7.

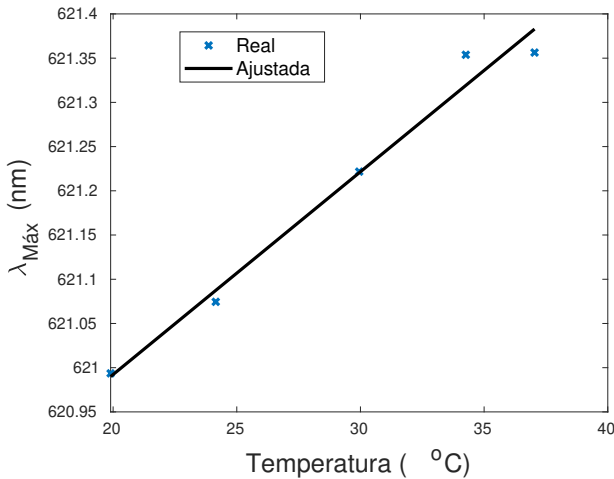


Figura 7. Evolução do valor do comprimento de onda de maior intensidade em função da temperatura.

É possível observar na Figura 7, que existe um acréscimo no valor do comprimento de onda com o aumento do valor da temperatura. O comportamento obtido é praticamente linear, podendo-se aproximar por um polinômio de primeira ordem. Realizando-se um ajuste de curvas obtém-se os coeficientes $a = 0,023$ e $b = 6,2 \times 10^2$. A sensibilidade com relação a temperatura obtida foi de $0,023nm/^\circ C$, o que é bem inferior ao obtido anteriormente para o diodo laser de $0,138nm/^\circ C$ (Souza Filho et al., 2017). Esta diferença pode ser justificada em função da tela do *smartphone* possuir uma temperatura relativamente elevada quando exposta ao brilho máximo. Nos experimentos realizados a temperatura da tela foi superior a $36^\circ C$, fazendo com que a temperatura ambiente não influencie tanto na temperatura da tela. Consequentemente, os efeitos causados para mudança na intensidade de luz e comprimento de onda emitido são menores.

Com objetivo de verificar como a mudança da componente R seria capaz de modificar o comprimento de onda, foram

analisados os valores de comprimento de onda na intensidade máxima de luz emitida para um mesmo valor de temperatura. Os resultados obtidos para a temperatura de $24,15^\circ C$ estão ilustrados na Figura 8.

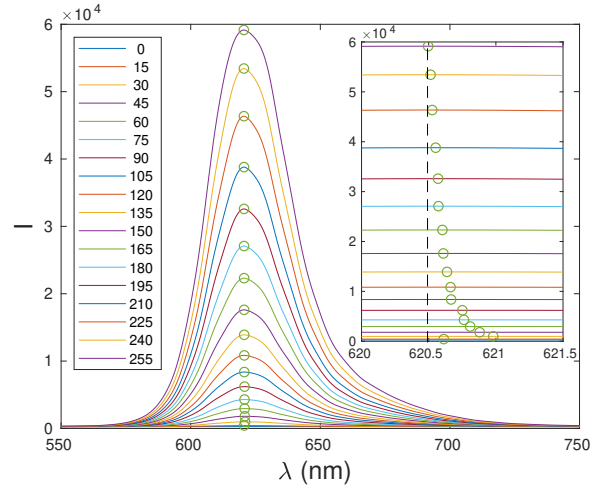


Figura 8. Modificação no espectro de luz emitido em função do valor da componente R da imagem utilizada como fonte de luz.

Analisando-se as curvas ilustradas na Figura 8, identifica-se um pequeno deslocamento no espectro com a mudança na componente R. Utilizando-se a técnica de ajuste polinomial de segunda ordem, foram identificados os valores do comprimento de onda para intensidade máxima em cada curva obtida. O comportamento da variação do comprimento de onda máximo em função da componente R em cada valor de temperatura está ilustrado na Figura 9.

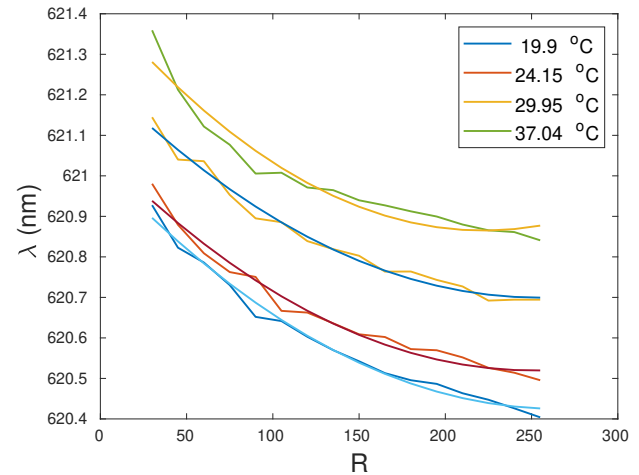


Figura 9. Variação do comprimento de onda com maior intensidade emitida em função do valor de R: curvas reais e curvas ajustadas.

Ao examinar a Figura 9, observa-se que o valor do comprimento de onda no pico de intensidade diminui com o incremento da componente R. Para cada temperatura, o comportamento de $\lambda_{M\acute{a}x}$ em função de R foi aproximado por um polinômio de segunda ordem de acordo com a equação (1). Os valores dos coeficientes da equação (1) em função da temperatura foram aproximados por polinômios

de ordem 3, obtendo-se : $a(T) = 2,9068 \cdot 10^{-09} \cdot T^3 - 2,2046 \cdot 10^{-07} \cdot T^2 + 5,4386 \cdot 10^{-06} \cdot T - 3,5317 \cdot 10^{-05}$, $b(T) = -4,8237 \cdot 10^{-07} \cdot T^3 + 3,2193 \cdot 10^{-05} \cdot T^2 - 6,5481 \cdot 10^{-04} \cdot T - 4,3013 \cdot 10^{-04}$ e $c(T) = -1,1899 \cdot 10^{-04} \cdot T^3 + 0,0107 \cdot T^2 - 0,2907 \cdot T + 623,4899$.

5.3 Controle e compensação do comprimento de onda

Com o biossensor caracterizado e conhecido seu comportamento em função de T e valor de R, implementou-se a técnica de compensação de comprimento de onda proposta neste trabalho que foi descrita na seção 4. O valor de temperatura é obtido através do sensor LM35 existente no interior da câmara controlada, sendo disponibilizado ao usuário pela interface gráfica existente. O valor de T é inserido no aplicativo do *smartphone*, que ajusta o valor da componente R para corrigir o comprimento de onda.

Para avaliar a técnica de controle do comprimento de onda, comparou-se a variação do espectro de luz emitido pela tela do *smartphone* com e sem o uso da técnica proposta. Os resultados obtidos estão ilustrados na Figura 10.

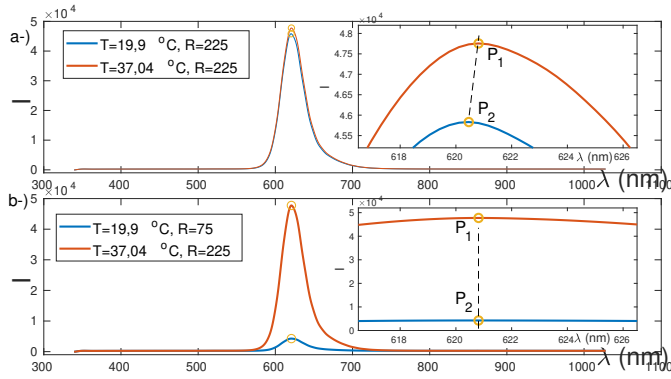


Figura 10. Modificação do espectro de luz emitido em função da temperatura: a-) sem a técnica de compensação proposta; b-) com a técnica de compensação proposta.

No primeiro cenário considera-se o biossensor sem utilização da técnica de controle proposta com *smartphone*, onde a fonte de luz é gerada por uma imagem fixa. Se o biossensor estiver em um ponto de operação P_1 (a uma temperatura de $T = 37,04^\circ C$ e a fonte de Luz gerada com imagem com componente $R = 225$) e existir uma mudança na temperatura ambiente para $T = 19,9^\circ C$ o espectro emitido sofre uma alteração deslocando o ponto de operação para P_2 ($T = 19,9^\circ C$ e $R = 225$). Observa-se no gráfico inserido na Figura 10.a que existe uma diminuição na intensidade e no comprimento de onda do feixe de luz emitido. A alteração da temperatura gera uma variação de $\lambda_1 = 620,87nm$ para $\lambda_2 = 620,45nm$.

No segundo cenário, utiliza-se a técnica de compensação proposta com valor de comprimento de onda desejado $\lambda_{des} = 620,87nm$. Se o biossensor estiver no ponto de operação P_1 ($T = 37,04^\circ C$ e $R = 225$) e existir uma variação na temperatura para $T = 19,9^\circ C$, o controlador modifica a imagem gerada alterando o valor componente vermelha para $R = 75$ ($P_2 \rightarrow T = 19,9^\circ C$ e $R = 75$). Observa-se na Figura 10.b que existe uma mudança na intensidade do espectro emitido. Entretanto, o valor do comprimento de onda manteve-se constante ($\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda_{des} = 620,87nm$,

comprovando a eficácia da técnica proposta. A Figura 11 ilustra a evolução do comportamento do comprimento de onda da luz emitida para temperaturas variando entre $19,9^\circ C$ e $37,04^\circ C$.

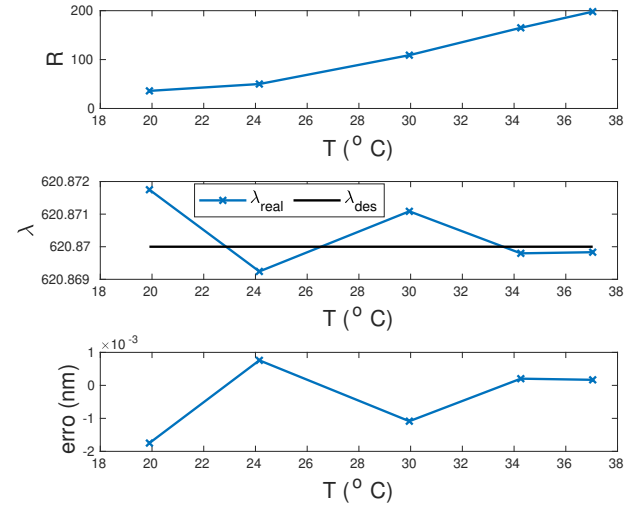


Figura 11. Evolução do valor da R, do comprimento de onda real e erro obtido em função de T para estratégia de controle proposta

No primeiro gráfico da Figura 11 observa-se que o controlador incrementa o valor de R com o aumento de T, para corrigir o valor do comprimento de onda. O valor do comprimento de onda λ permaneceu próximo ao valor de referência estabelecido $\lambda_{des} = 620,87nm$, com erro na ordem de $1,8 \times 10^{-3}nm$. A precisão do controle proposto está limitada ao incremento mínimo que se pode realizar no valor de R. O padrão do sistema de cores RGB aplicado usa 7 bits para codificação das componentes, variando-se de 1-255 em valores inteiros. Logo o menor incremento possível é de 1.

6. CONCLUSÃO

Neste artigo desenvolveu-se uma técnica para o controle do comprimento de onda da luz emitida através da caracterização do biossensor em função do valor da temperatura (T) e componente (R). A variação obtida no espectro em função da mudança da temperatura é bem inferior aos resultados obtidos anteriormente para o diodo *laser*. Isto pode ser justificado pelo fato da tela do *smartphone* apresentar um aquecimento considerável quando utilizada no brilho máximo. Durante os experimentos realizados a temperatura da tela foi superior a $36^\circ C$. Desta forma, a influência de uma temperatura ambiente inferior à $40^\circ C$ sobre a tela não é tão significativa. Embora haja uma vantagem, o uso do brilho máximo acarreta o aumento do consumo da bateria, o que reduziria o tempo de operação. Com a utilização da técnica proposta foi possível realizar o controle do comprimento de onda do feixe de luz emitido pelo *smartphone* com um erro inferior à $1,8 \times 10^{-3}nm$. No trabalho desenvolvido obteve-se o valor da temperatura a partir da plataforma de controle externa ao *smartphone*, sendo necessário inserir este valor no aplicativo manual-

mente. Como continuidade deste trabalho pretende-se implementar o controle automático no próprio aplicativo, através da leitura da temperatura ambiente. Além disso pretende-se verificar o comportamento da técnica proposta utilizando diferentes brilhos da tela. Outra possibilidade é utilizar como fonte de luz imagens de cores diferentes ou uma luz branca, verificando o impacto das outras componentes no sistema.

REFERÊNCIAS

- Alawsi, T. and Al-Bawi, Z. (2019). A review of smartphone point-of-care adapter design. *Engineering Reports*, 1(2), e12039.
- Aronoff-Spencer, E., Venkatesh, A., Sun, A., Brickner, H., Looney, D., and Hall, D.A. (2016). Detection of hepatitis c core antibody by dual-affinity yeast chimera and smartphone-based electrochemical sensing. *Biosensors and Bioelectronics*, 86, 690 – 696. doi:https://doi.org/10.1016/j.bios.2016.07.023.
- C. A. Souza Filho, A. M. N. Lima, F.H.N. (2017). *Contribuição ao Projeto de Sistemas Multianalíticos Baseados em Ressonância de Plasmons de Superfície*. Ph.D. thesis, Universidade Federal de Campina Grande.
- Choi, J., Gani, A.W., Bechstein, D.J., Lee, J.R., Utz, P.J., and Wang, S.X. (2016). Portable, one-step, and rapid gmr biosensor platform with smartphone interface. *Biosensors and Bioelectronics*, 85, 1 – 7. doi:https://doi.org/10.1016/j.bios.2016.04.046.
- d. Silva Freire, C., da Silva Moreira, C., de Souza Filho, C.A., Moreno Santa Cruz, R., Falqueto, A., Valle, A.L., Goulart Filho, L.R., Souto de Medeiros, E., and d. Nascimento Ferreira, K. (2019). Application of a smartphone-based spr platform for glyphosate detection. In *2019 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*, 1–6.
- Liu, Y., Li, P., Zhang, N., Chen, S., Liu, Z., and Guang, J. (2019). A compact biosensor for binding kinetics analysis of protein–protein interaction. *IEEE Sensors Journal*, 19(24), 11955–11960. doi:10.1109/JSEN.2019.2938655.
- Liu, Y., Li, P., Zhang, N., Chen, S., Liu, Z., and Guang, J. (2019). A compact biosensor for binding kinetics analysis of protein–protein interaction. *IEEE Sensors Journal*, 19(24), 11955–11960.
- Liu, Y., Liu, Q., Chen, S., Cheng, F., Wang, H., and Peng, W. (2015). Surface plasmon resonance biosensor based on smart phone platforms. *Scientific reports*, 5, 12864.
- Lu, L., Jiang, Z., Hu, Y., Zhou, H., Liu, G.S., Chen, Y., Luo, Y., and Chen, Z. (2019). A portable optical fiber spr temperature sensor based on a smart-phone. *Optics Express*, 27, 25420. doi:10.1364/OE.27.025420.
- Michelotti, F. and Descrovi, E. (2011). Temperature stability of bloch surface wave biosensors. *Applied Physics Letters*, 99(23), 231107.
- Naimushin, A.N., Soelberg, S.D., Bartholomew, D.U., Elkind, J.L., and Furlong, C.E. (2003). A portable surface plasmon resonance (spr) sensor system with temperature regulation. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 96(1-2), 253–260.
- Pan, M.Y., Lee, K.L., Lo, S.C., and Wei, P.K. (2018). Resonant position tracking method for smartphone-based surface plasmon sensor. *Analytica chimica acta*, 1032, 99–106.
- Pang, J., Tao, L., Lu, X., Yang, Q., Pachauri, V., Wang, Z., Ingebrandt, S., and Chen, X. (2019). Photothermal effects induced by surface plasmon resonance at graphene/gold nanointerfaces: A multiscale modeling study. *Biosensors and Bioelectronics*, 126, 470–477.
- Preechaburana, P., Gonzalez, M.C., Suska, A., and Filipini, D. (2012). Surface plasmon resonance chemical sensing on cell phones. *Angewandte Chemie International Edition*, 51(46), 11585–11588. doi:10.1002/anie.201206804.
- Raether, H. (2013). *Surface Plasmons on Smooth and Rough Surfaces and on Gratings*, volume 111. Springer-Verlag Berlin An.
- Roda, A., Guardigli, M., Calabria, D., Calabretta, M.M., Cevenini, L., and Micheli, E. (2014). A 3d-printed device for a smartphone-based chemiluminescence biosensor for lactate in oral fluid and sweat. *Analyst*, 139, 6494–6501. doi:10.1039/C4AN01612B.
- Souza Filho, C.A., Lima, A.M.N., and Neff, F.H. (2017). Modeling and temperature drift compensation method for surface plasmon resonance-based sensors. *IEEE Sensors Journal*, 17(19), 6246–6257.
- Souza Filho, C.A., Lima, A.M.N., and Neff, H. (2014). Smartphone based, portable optical biosensor utilizing surface plasmon resonance. In *2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*, 890–895. IEEE. doi:10.1109/I2MTC.2014.6860870.
- Srivastava, S., Vaddadi, S., and Sadistap, S. (2018). Smartphone-based system for water quality analysis. *Applied Water Science*, 8. doi:10.1007/s13201-018-0780-0.
- Thirstrup, C., Zong, W., Borre, M., Neff, H., Pedersen, H., and Holzhueter, G. (2004). Diffractive optical coupling element for surface plasmon resonance sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 100(3), 298 – 308. doi:https://doi.org/10.1016/j.snb.2004.01.010.
- Zhang, J., Khan, I., Zhang, Q., Liu, X., Dostalek, J., Liedberg, B., and Wang, Y. (2018). Lipopolysaccharides detection on a grating-coupled surface plasmon resonance smartphone biosensor. *Biosensors and Bioelectronics*, 99, 312–317.
- Zhang, P., Liu, L., He, Y., Xu, Z., Ji, Y., and Ma, H. (2015). One-dimensional angular surface plasmon resonance imaging based array thermometer. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 207, 254–261.
- Zhang, P., Lu, B., Sun, Y., Yu, H., Xu, K., and Li, D. (2019). Side-polished flexible spr sensor modified by graphene with in situ temperature self-compensation. *Biomedical optics express*, 10(1), 215–225.
- Zhang, Z., Zhao, P., Sun, F., Xiao, G., and Wu, Y. (2007). Self-referencing in optical-fiber surface plasmon resonance sensors. *IEEE Photonics Technology Letters*, 19(24), 1958–1960.