



08 a 11 de Outubro de 2018
Instituto Federal Fluminense
Búzios - RJ

ESTUDO COMPARATIVO DAS TÉCNICAS DE LENTE TÉRMICA MODO OTIMIZADO E ESPECTROSCOPIA DE ABSORÇÃO CONVENCIONAL PARA APLICAÇÕES EM COLÓIDES DE NANOPARTÍCULAS DE OURO

Marcenilda Amorim Lima¹ – marcenilda_stm@yahoo.com.br

Aristides Marcano Olaizola² – amarcano@desu.edu

Maria Priscila Pessanha de Castro³ – mpilacastro@gmail.com

Marcelo Silva Sthel⁴ – sthel@uenf.br

^{1,3,4} Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, UENF – Campos dos Goytacazes, RJ, Brasil

² Department of Physics and Engineering, Applied Quantum Optics Science Center, Delaware State University, 1200 North Dupont Highway, Dover, DE 19901, USA

Resumo. Nanopartículas de ouro (NPsAu) têm sido estudadas devido seu potencial como agentes fototérmicos, pois quando conjugadas a biomoléculas podem atingir especificamente células cancerígenas, o que possibilita o tratamento de terapias de câncer. Portanto, faz-se necessário a busca por técnicas capazes de identificar e detectar sensivelmente a concentração dessas partículas. A técnica de lente térmica modo descasado otimizado, apresenta uma configuração com laser de excitação focado na amostra, e feixe de prova colimado, aumentando assim a sensibilidade da técnica. Neste trabalho, foi desenvolvido um espectrofotômetro de lente térmica cuja fonte de radiação consistia em uma lâmpada de xenônio (370 a 730 nm) para validar os resultados obtidos dos espectros de absorbância das nanopartículas de ouro (NPsAu 10 nm, 50 nm e 100nm), concentração de 0,05 mg/ml (NanoComposix). Utilizou-se um espectrofotômetro UV-VIS (Evolution 201 Thermo-Scientific) para determinar os espectros de absorbância (370 a 730 nm) dessas NPsAu contidas em cubetas de quartzo com 1 cm de espessura. A partir dos espectros obtidos observou-se um pico de absorção em torno de 520 nm, o que corresponde a interação plasmônica das NPs, produzindo absorção ressonante da radiação nessa região do espectro.

Palavras-chave: Lente térmica, Detecção, Nanopartícula

1. INTRODUÇÃO

Colóides metálicos e partículas metálicas dissolvidas em água ou outros solventes, têm-se tornado um forte campo de estudo para vários pesquisadores devido ao potencial em aplicações como biofotônica e biomedicina (Khlebtsov et al., 2006; Sperling, 2008). A larga absorção e dispersão da seção transversal de nanopartículas plasmônicas são de interesse científico e comercial em aplicações biomédicas (Lin et al., 2012), como diagnóstico molecular *in vitro* (Zhou et al., 2015), imagem (Boisselier & Astruc, 2009), detecção (Dykman & Khlebtsov, 2012), terapias fototérmicas de câncer (Abadeer & Murphy, 2016; Kim & Lee, 2017) e ensaios biológicos (Otsuka et al., 2012). As nanopartículas de ouro, prata e óxido de ferro geralmente exibem baixa toxicidade, inércia química, baixo custo, elevada absorção luminosa e espectral, ligação às propriedades de proteínas em aplicações na área de biologia e medicina (Marcano et al., 2011).

No caso das nanopartículas de ouro (NPsAu) têm sido objeto de estudo devido ao seu potencial como agentes sensibilizantes na fototerapia. Isto ocorre devido suas propriedades de tamanho, composição, alto coeficiente de absorção, síntese e biocompatibilidade (Sperling, 2008). As NPsAu agem como agentes fototérmicos para o tratamento de terapia de câncer, pois apresentam eficiente aquecimento local após a excitação das oscilações plasmônicas de superfície (Hwang et al., 2014).

Os avanços para a determinação das propriedades ópticas, elétricas e térmicas das nanopartículas de ouro na água ainda estão sendo realizados em diversas áreas de pesquisa. Consequentemente, existe uma demanda por técnicas de detecção capazes de detectar, identificar e quantificar sensivelmente o nível destas partículas individuais (Crut et al., 2014). Uma destas técnicas utilizadas é a espectroscopia de lente térmica (LT) modo descasado com dois feixes lasers, usado para investigar o efeito da difusividade térmica de amostras com nanopartículas de ouro (Shahriari; Moradi & Raeisi, 2016). O transporte de calor através das suspensões diluídas de partículas sólidas têm sido reportada em relatórios devido a variação da condutividade térmica dessas suspensões (Fan & Wang, 2011; Koblinski; Prasher & Eapen, 2008; Kleinstreuer & Feng, 2011).

Pesquisadores utilizam o método de lente fototérmica para realizar a detecção da absorção óptica e caracterização de colóides com nanopartículas metálicas (Bialkowski & Mandelis, 1996; Brusnichkin et al., 2007; Hleb & Lapotko, 2008; Paulo et al., 2009). O método LT mede o desvio de fase induzida pelo calor liberado após a absorção de fótons (Long, Swofford, & Albrecht, 1976). Este processo ocorre devido a absorção da radiação pela amostra, o que, consequentemente, gera mudanças locais de temperatura e induz uma variação do índice de refração, que produz a lente térmica. Assim, o efeito fototérmico é acumulado devido ao processo de difusão térmica relativamente lento. Os átomos absorvem fótons e convertem sua energia em calor por um período de 10^{-8} a 10^{-12} s. A difusão térmica remove este calor retornando ao equilíbrio no período por cerca de 10^{-2} s.

Marcano et al. (2001) propuseram uma configuração otimizada da técnica de lente térmica modo descasado, no qual um feixe de prova é colimado e o feixe de excitação focado na amostra. Este novo procedimento aumenta a sensibilidade das medidas de absorção da ordem de 10^{-8} cm^{-1} para líquidos (Marcano; Loper & Melikechi, 2002).

Este trabalho, teve como objetivo o desenvolvimento de um espectrofotômetro para estudo comparativo das técnicas de lente térmica modo otimizado e espectroscopia de absorção convencional para aplicações em colóides de nanopartículas de ouro.

2. DETERMINAÇÃO DA ABSORÇÃO USANDO A TÉCNICA DELENTE TÉRMICA

A teoria do efeito LT têm sido discutida como uma alternativa para estudos da absorção. Este método está associado com a detecção da quantidade de calor liberada pela amostra após o processo de absorção da radiação. Nos experimentos de LT modo descasado, o feixe laser de excitação é focado na amostra, gerando um aumento da temperatura local e variação do índice de refração, que produz a lente térmica. A radiação do feixe de prova é colimada, proporcionando um spot de feixe constante com duas ordens de grandeza maior que o spot do feixe de excitação ($z_{op} \gg z_{oe}$), de forma que o mesmo se propaga colinearmente ao feixe de excitação na amostra. Assim, a presença da LT gerada pelo feixe de excitação provoca uma distribuição espacial do feixe de prova. O sinal LT pode ser definido pela medição da mudança relativa da transmissão da radiação de prova através de uma pequena abertura localizada no campo distante, que mede a magnitude das distorções do perfil do mesmo.

Nesta pesquisa, foi utilizado o modelo desenvolvido por Shen et al. (1995) baseado na difração de Fresnel que apresenta descrição de um experimento modo descasado (Marcano et al., 2014; Shen, Soroka & Snook, 1995; Shen; Baesso & Snook, 1994; Shen; Lowe & Snook, 1992). Este modelo considera que a fase do sinal LT modifica a fase da frente de onda do feixe de prova induzindo variações em seu padrão de difração no campo distante. A aproximação de uma lente térmica fina é considerada devido ao fato das amplitudes dos feixes de radiação não variar significativamente dentro do comprimento da amostra na célula. Esse modelo experimental têm sido aceito devido considerar os feixes de prova e de excitação gaussianos (Shen; Baesso & Snook, 1994; Whinnery, 1974). Para feixes Gaussianos, uma aproximação da difração de Fresnel torna-se válida devido o valor da magnitude do sinal em função da posição z da amostra e do tempo t , indicar a evolução de tempo da LT pelo processo de difusão térmica (Marcano; Loper & Melikechi, 2002).

O experimento de LT modo descasado tem o foco dos feixes de excitação e de prova na amostra definido pelas posições da cintura z_e e z_p e os parâmetros Rayleigh z_{oe} e z_{op} , respectivamente. A amostra é localizada na posição z para realizar a varredura em torno da região focal dos feixes excitação-prova (Z-scan). Esta configuração fornece uma assinatura de pico que se estende por distâncias de cerca de uma ordem de grandeza maior que a faixa Rayleigh do feixe, onde z representa a coordenada na direção de propagação do feixe. No regime de onda contínua (CW) para os raios do feixes de excitação e de prova na amostra localizada na posição z , tem respectivamente:

$$\omega_e(z) = \omega_{eo} \sqrt{1 + \frac{(z - z_e)^2}{z_{oe}^2}} \quad (1)$$

$$\omega_p(z) = \omega_{po} \sqrt{1 + \frac{(z - z_p)^2}{z_{op}^2}} \quad (2)$$

onde $\omega_{eo} = \sqrt{\lambda_e z_{oe} / \pi}$ é o raio da cintura do feixe de excitação e λ_e é o comprimento de onda do feixe de excitação, z_{oe} é a comprimento de Rayleigh de excitação, e $\omega_{po} = \sqrt{\lambda_p z_{op} / \pi}$ é o raio da cintura do feixe de prova e λ_p é o comprimento de onda do feixe de prova, z_{op} é o comprimento de Rayleigh de prova. A aproximação da difração de Fresnel fornece a solução, que possui o parâmetro de difração do feixe de prova:

$$v(z) = \frac{z - z_p}{z_{op}} + \left(\frac{z_{op}}{d - z} \right) \left[1 + \frac{(z - z_b)^2}{z_{op}^2} \right] \quad (3)$$

Onde d é a distância entre a amostra e o plano de detecção. O volume do feixe de excitação dentro da amostra pode ser obtido pela Eq. 4:

$$v_0(z) = \int_0^1 \pi \omega_e(z)^2 dz \quad (4)$$

O intervalo 0 a 1 da integral corresponde a espessura da célula, que pode variar de acordo com o tipo de célula utilizada no experimento. O processo de absorção do campo de excitação dentro da amostra gera mudanças nas temperaturas locais e pode ser calculado usando a equação de Laplace da difusão de calor (Shen; Baesso & Snook, 1994; Whinnery, 1974). O resultado, leva em consideração as perdas por dispersão de acordo com a Eq.5:

$$\Delta T(z,t,q) = - \frac{\alpha P_e}{4\pi k} \int_1^{1/(1+2t/t_c(z))} \frac{\exp(-2xr^2 / \omega_e(z))}{x} dx \quad (5)$$

Onde $t_c(z) = \omega_e(z)^2 / 4D$ é o tempo de formação da lente térmica, ω_e é o raio do feixe de excitação e $D = k / \rho C_p$ é o coeficiente de difusividade térmica, ρ é a densidade da amostra, C_p é a capacidade de calor específico, κ é a condutividade térmica, P_e é potência do feixe de excitação, r é a coordenada transversal. As variações provocadas no índice de refração são devido ao aumento de temperatura na amostra, que produz mudanças na frente de onda dos feixes de propagação. A distribuição térmica gera uma variação de fase do feixe de prova, calculado pela aproximação da lente fina, como (Marcano, 2003):

$$\Phi(z,t,q) = \Phi_0 \int_1^{1/(1+2t/t_c(z))} \frac{1 - \exp(-2xm(z)q)}{2x} dx \quad (6)$$

onde a variação de fase é $\Phi_0 = \alpha P_e L_{eff} (dn/dT) / (k\lambda_p)$, α é o coeficiente de absorção óptica da amostra, e $L_{eff} = [1 - \exp(-AL)] / A$ corresponde ao comprimento efetivo da amostra, A é a absorbância da amostra, L é o comprimento da amostra, dn/dT é o gradiente térmico do índice de refração e $m(z) = \omega_p(z)^2 / \omega_e(z)^2$ parâmetro correspondente ao modo casado.

A variação de fase $\Phi(z, t, q)$ afeta a propagação do campo do feixe de prova. Shen et al. (1995) calcularam o campo desse feixe no plano de detecção com a fase distorcida pelo efeito LT (Marcano; Loper & Melikechi, 2002). Atrás da célula com amostra, o feixe de prova se propaga até a posição da abertura. A teoria da difração fornece o valor da amplitude do campo. Esta aproximação mostra a solução deste problema, que permite calcular a amplitude do campo do feixe de prova no centro do detector e, em seguida, obter a amplitude através do efeito LT (Shen; Baesso & Snook, 1994; Shen; Lowe & Snook, 1992).

$$E(z,t) = \int_0^{2000} \exp[-(1 + iv(z))q - i\Phi(z,t,q)] dq \quad (7)$$

$$E_0(z,t) = \int_0^{2000} \exp[-(1 + iv(z))q] dq \quad (8)$$

onde E_0 é a amplitude do campo, e $i = \sqrt{-1}$. O sinal LT é definido como a transmissão normalizada do feixe de prova em um campo distante através de uma pequena abertura de raio r_0 , localizada no centro do plano de detecção desse feixe, calculada com base no modelo (Shen; Baesso & Snook, 1994; Whinnery, 1974). Esse raio é menor que o raio do feixe de prova, centrado no eixo do feixe localizado a uma distância maior que o parâmetro Rayleigh de excitação. O sinal LT $S(z,t)$ é definido como a variação relativa da transmitância do feixe de prova na abertura, expressa como:

$$S(z,t) = \frac{(|E(z,t)|)^2 - (|E_0(z,t)|)^2}{(|E_0(z,t)|)^2} \quad (9)$$

A intensidade do sinal de lente térmica também pode ser obtida pela Eq. 10:

$$I(t) = I(0) \left[1 - \frac{\theta}{2} \tan^{-1} \left(\frac{2mV}{[(1+2m)^2 + V^2] \left(\frac{t_c}{2t} \right) + 1 + 2m + V^2} \right) \right]^2 \quad (10)$$

3. METODOLOGIA

Neste experimento foram estudados colóides de nanopartículas de ouro com diferentes diâmetros (NPsAu 10 nm, 50 nm e 100 nm) e concentração de 0,05 mg/ml (NanoComposix). Utilizou-se um espectrofotômetro UV-VIS (Evolution 201 Thermo-Scientific) para determinar os espectros de absorvância dessas NPsAu contidas em cubetas de quartzo de 1 cm de espessura. Selecionou-se os valores de absorvância dessas amostras para cada região de comprimento de onda 370 a 730 nm, a fim de validar os espectros com os resultados obtidos com a técnica de lente térmica modo otimizado. Esta técnica consiste de uma montagem experimental para obtenção dos espectros de lente térmica, utilizando filtros na região de 370 a 730 nm para medições das NPsAu (Fig. 1), no qual segue os mesmos procedimentos desenvolvidos por Marcano et al. (2014).

Este aparato é composto por uma lâmpada de xenônio e um conjunto de filtros de interferência para gerar a radiação de excitação monocromática que possui uma resolução espectral de 10 nm na faixa de 370-730 nm. A lente esférica de 15 cm focaliza a radiação de excitação até 1 mm de diâmetro na amostra, onde este feixe é modulado a 2 Hz usando um modulador mecânico. O laser de He-Ne, feixe de prova, possui potência de 2 mW e emite radiação a 632 nm. Os espelhos direcionam o mesmo para a direção do feixe de excitação. O detector de diodo (D_1) corresponde ao sinal de referência da radiação de excitação que produz a lente térmica (LT) na amostra. A LT distorce a frente de onda do feixe de prova. Após passar pela amostra, este feixe se propaga, sendo redirecionado para o divisor de feixe (B_2) cujo sinal atinge o fotodetector de diodo (D_2) (Thorlabs, DET 110) no qual mede a transmissão de radiação do feixe de prova e fornece o sinal LT. O sinal eletrônico gerado é amplificado usando um pré-amplificador (Stanford Research Systems SR 570) e posteriormente redirecionado para um osciloscópio digital (Tektronix TDS3052) e processamento dos dados.

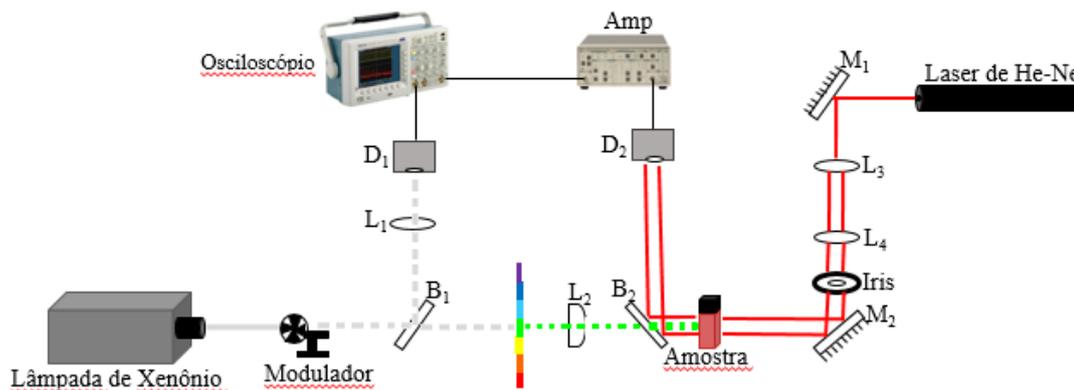


Figura 1 - Montagem experimental do espectrofotômetro de lente térmica usando filtros na faixa de 370 a 730 nm.

A técnica de lente térmica modo descasado otimizado, diferente do modo descasado convencional, apresenta uma configuração onde o laser de excitação está focado na amostra, enquanto o feixe de prova é colimado, aumentando assim a sensibilidade da técnica. Usando a Eq. 4, possibilita estimar a concentração dos colóides de nanopartículas de ouro no volume do feixe de excitação dentro da amostra (Fig. 2).

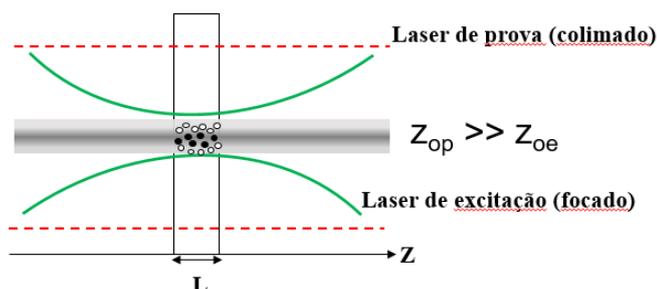


Figura 2 - Esquema da lente fototérmica com colóides de nanopartículas de ouro.

Desta forma, assumiu-se que a radiação de excitação e de prova são gaussianas com parâmetros de Rayleigh z_{oe} e z_{op} , posições de cintura z_e e z_p , e com as soluções de nanopartículas dentro da célula, a intensidade máxima do laser de excitação, provoca o aquecimento na região central dessas soluções. Este experimento de LT modo descasado com o feixe de excitação focado e de prova colimado, resulta em $z_{op} \gg z_{oe}$. Esta configuração otimiza o experimento LT, simplificando o procedimento de alinhamento, interpretação de dados e calibração do espectrofotômetro.

4. RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as características das nanopartículas de ouro estudadas neste trabalho. A pureza do ouro é de 99,99% e densidade $19,32 \text{ g/cm}^3$. De acordo com as especificações técnicas NanoComposix, os diâmetros das nanopartículas foram obtidos por Microscopia Eletrônica de Transmissão JEOL 1010 e a concentração de massa para o ICP-MS Thermo Fisher X Series 2. Com isto, calculou-se o volume e a massa de uma única nanopartícula.

Tabela 1 – Características das nanopartículas esféricas de ouro para diferentes diâmetros.

Nanopartícula, tamanho (nm)	Diâmetro (nm)	Concentração de massa Au (mg/ml)	Volume de uma nanopartícula (cm ³)	Massa de uma nanopartícula (mg)
10	11,6 ± 1	0,053	6,96 x 10 ⁻¹⁹	(1,3 ± 0,4) 10 ⁻¹⁴
50	52 ± 5	0,053	7,36 x 10 ⁻¹⁷	(1,4 ± 0,4) 10 ⁻¹²
100	103 ± 10	0,052	5,72 x 10 ⁻¹⁶	(1,1 ± 0,3) 10 ⁻¹¹

Na Fig. 3 mostra os espectros de absorvância das nanopartículas. As medições foram realizadas à temperatura ambiente para o comprimento de onda visível, 370-730 nm. Observou-se que NPsAu 10 nm e 50 nm apresentaram um pico pronunciado em torno de 520 nm. Este pico corresponde a interação plasmônica entre elétrons livres nas NPs, no qual leva a uma absorção ressonante da radiação nessa região do espectro.

No trabalho desenvolvido por Hlaing et al. (2016) apresentaram este mesmo efeito para nanopartículas de prata, além da presença de outro pico amplo devido a interação multipolar elevada entre NPs e a radiação. Assim, o pico tende a se deslocar em direção a comprimentos de onda maiores para nanopartículas com diâmetros maiores. O processo de absorção e dispersão contribuem na forma dos espectros de absorvância. Para NPs com diâmetro maior, a absorção diminui devido à penetração limitada de radiação nas mesmas, entretanto neste experimento NPsAu 50 nm apresentaram maior absorção em relação NPsAu 10 nm.

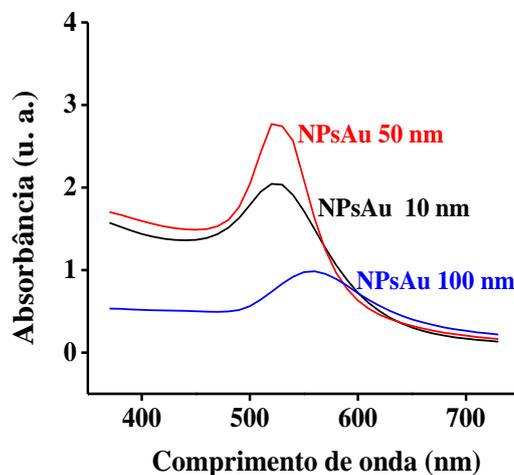


Figura 3 - Absorvância espectral para nanopartículas de ouro com diferentes diâmetros.

A Fig. 4 apresenta as medidas da absorvância e sinal LT das nanopartículas com diâmetro 10 nm e 50 nm para a região de comprimento de onda 370 a 730 nm. Validou-se os resultados de absorvância usando a técnica de lente térmica que fornece a contribuição da radiação absorvida pelas NPs.

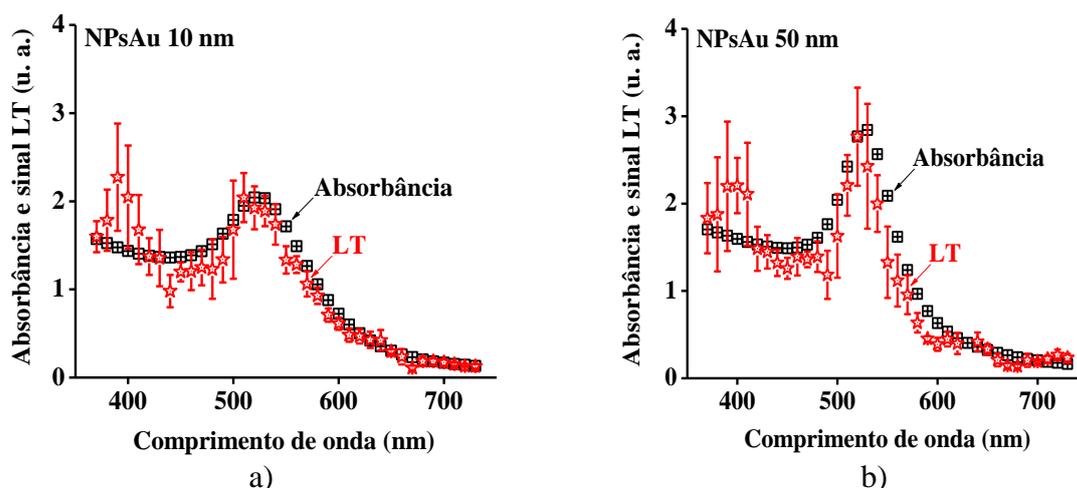


Figure 4 - Medidas da absorvância e sinal de lente térmica: a) NPsAu 10 nm; b) NPsAu 50 nm.

O uso desta técnica torna-se viável, pois há uma correspondência dos espectros obtidos com o espectrofotômetro LT e a absorvância convencional. Isto mostra a forte sensibilidade desta técnica para obtenção de espectros de absorção, possibilitando dessa forma, identificar o máximo comprimento de onda em que a amostra apresenta esse efeito. Após esse procedimento, realizou-se um experimento Z-scan para obter a posição de máxima absorção dos colóides de nanopartículas de ouro, utilizando lasers na faixa de 532 nm e 445 nm. Desta forma, o Z-scan exibe um único pico centrado na cintura do feixe cuja magnitude é proporcional à absorção da amostra. Na Fig. 5 utilizou-se 0,5 ml da amostra NPsAu de 10 nm na cubeta de 0,1 cm. Observa-se que no comprimento de onda 532 nm apresentou maior absorção em relação ao comprimento de onda 445 nm.

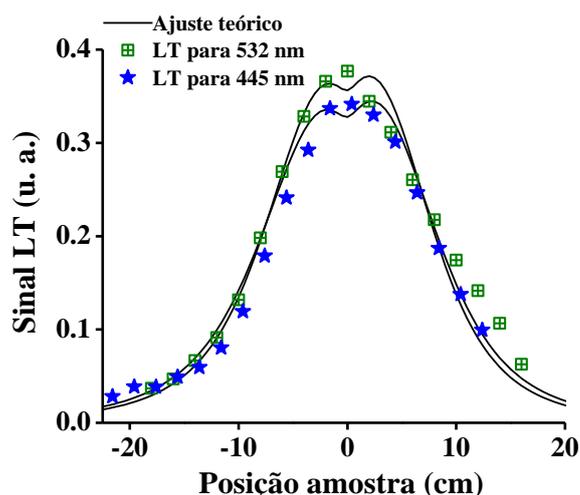


Figure 5 - Sinal de LT versus Z-scan para a configuração modo descasado em regime pulsado CW para amostra NPsAu 10 nm. As linhas contínuas correspondem ao sinal teórico LT. O sinal LT foi calculado utilizando os seguintes parâmetros para a cubeta com espessura $L = 0.1$ cm: $\lambda_e = 532$ nm, $\lambda_p = 632$ nm, $z_p = 500$ cm, $a_e = a_p = 0$, $D = 1,4 \times 10^{-3}$ cm²/s, e $\phi_0 = 0,8$ e para $\lambda_e = 445$ nm, $\lambda_p = 632$ nm, $z_p = 400$ cm, $a_e = a_p = 0$, $D = 1,4 \times 10^{-3}$ cm²/s, e $\phi_0 = 0,38$.

5. CONCLUSÕES

Foi possível validar os espectros de absorção das nanopartículas de ouro obtidos com as técnicas de absorvância convencional e lente térmica modo otimizado. Observou-se que as NPsAu com diâmetro de 50 nm ocorreu maior absorção com relação as de 10 nm. Portanto, a técnica de lente térmica torna-se promissora para ser aplicada no estudo de outros tipos de nanopartículas metálicas com diferentes diâmetros, o que irá influenciar na absorção de radiação das mesmas.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela bolsa de Doutorado Sanduíche realizado na Universidade Estadual de Delaware. Os autores agradecem também ao Professor Dr. Aristides Marcano Olaizola pela colaboração na montagem da Técnica de Lente Térmica no Modo Otimizado que foi desenvolvido pelo mesmo.

REFERÊNCIAS

- Abadeer, N. S., & Murphy, C. J. (2016). Recent progress in cancer thermal therapy using gold nanoparticles. *The Journal of Physical Chemistry C*, 120(9), 4691-4716.
- Bialkowski, S. E. & Mandelis, A. (1996). Photothermal Spectroscopy Methods for Chemical Analysis. *Physics Today*, 49(10), 76-76.
- Boisselier, E., & Astruc, D. (2009). Gold nanoparticles in nanomedicine: preparations, imaging, diagnostics, therapies and toxicity. *Chemical society reviews*, 38(6), 1759-1782.
- Crut, A., Maioli, P., Del Fatti, N., & Vallée, F. (2014). Optical absorption and scattering spectroscopies of single nano-objects. *Chemical Society Reviews*, 43(11), 3921-3956.
- Dykman, L., & Khlebtsov, N. (2012). Gold nanoparticles in biomedical applications: recent advances and perspectives. *Chemical Society Reviews*, 41(6), 2256-2282.
- Fan, J., & Wang, L. (2011). Review of heat conduction in nanofluids. *Journal of heat transfer*, 133(4), 040801.
- Hlaing, M., Gebear-Eigzabher, B., Roa, A., Marcano, A., Radu, D., & Lai, C. Y. (2016). Absorption and scattering cross-section extinction values of silver nanoparticles. *Optical Materials*, 58, 439-444.
- Hleb, E. Y., & Lapotko, D. O. (2008). Photothermal properties of gold nanoparticles under exposure to high optical energies. *Nanotechnology*, 19(35), 355702.
- Hwang, S., Nam, J., Jung, S., Song, J., Doh, H., & Kim, S. (2014). Gold nanoparticle-mediated photothermal therapy: current status and future perspective. *Nanomedicine*, 9(13), 2003-2022.
- Kebllinski, P., Prasher, R., & Eapen, J. (2008). Thermal conductance of nanofluids: is the controversy over?. *Journal of Nanoparticle research*, 10(7), 1089-1097.
- Khlebtsov, B., Zharov, V., Melnikov, A., Tuchin, V., & Khlebtsov, N. (2006). Optical amplification of photothermal therapy with gold nanoparticles and nanoclusters. *Nanotechnology*, 17(20), 5167-5179.
- Kim, H. S., & Lee, D. Y. (2017). Photothermal therapy with gold nanoparticles as an anticancer medication. *Journal of Pharmaceutical Investigation*, 47(1), 19-26.
- Kleinstreuer, C., & Feng, Y. (2011). Experimental and theoretical studies of nanofluid thermal conductivity enhancement: a review. *Nanoscale research letters*, 6(1), 229.
- Lin, M., Zhao, Y., Wang, S., Liu, M., Duan, Z., Chen, Y., ... & Lu, T. (2012). Recent advances in synthesis and surface modification of lanthanide-doped upconversion nanoparticles for biomedical applications. *Biotechnology advances*, 30(6), 1551-1561.
- Marcano, A., Alvarado, S., Meng, J., Caballero, D., Moares, E. M., & Edziah, R. (2014). White light photothermal lens spectrophotometer for the determination of absorption in scattering samples. *Applied spectroscopy*, 68(6), 680-685.
- Marcano Olaizola, A. (2018). Photothermal Determination of Absorption and Scattering Spectra of Silver Nanoparticles. *Applied spectroscopy*, 72(2), 234-240.
- Marcano, A., Loper, C., & Melikechi, N. (2002). Pump-probe mode-mismatched thermal-lens Z scan. *Journal of the Optical Society of America B*, 19(1), 119-124.

- Marcano O A., Delima, F., Markushin, Y., & Melikechi, N. (2011). Determination of linear and nonlinear absorption of metallic colloids using photothermal lens spectrometry. *Journal of the Optical Society of America B*, 28(2), 281-287.
- Marcano O, A., Loper, C., & Melikechi, N. (2001). High-sensitivity absorption measurement in water and glass samples using a mode-mismatched pump-probe thermal lens method. *Applied Physics Letters*, 78(22), 3415-3417.
- Rodriguez, L., & Alvarado, Y. (2003). Mode-mismatched thermal lens experiment in the pulse regime. *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*, 5(5), S256.
- Otsuka, H., Nagasaki, Y., & Kataoka, K. (2012). PEGylated nanoparticles for biological and pharmaceutical applications. *Advanced drug delivery reviews*, 64, 246-255.
- Paulo, P. M., Gaiduk, A., Kulzer, F., Krens, S. G., Spaink, H. P., Schmidt, T., & Orrit, M. (2009). Photothermal correlation spectroscopy of gold nanoparticles in solution. *The Journal of Physical Chemistry C*, 113(27), 11451-11457.
- Shahriari, E., Moradi, M., & Raeisi, M. (2016). An experimental study of thermal diffusivity of Au nanoparticles: effects of concentration particle size. *Journal of Theoretical and Applied Physics*, 10(4), 259-263.
- Shen, J., Soroka, A. J., & Snook, R. D. (1995). A model for cw laser induced mode-mismatched dual-beam thermal lens spectrometry based on probe beam profile image detection. *Journal of applied physics*, 78(2), 700-708.
- Shen, J., Baesso, M. L., & Snook, R. D. (1994). Three-dimensional model for cw laser-induced mode-mismatched dual-beam thermal lens spectrometry and time-resolved measurements of thin-film samples. *Journal of applied physics*, 75(8), 3738-3748.
- Shen, J., Lowe, R. D., & Snook, R. D. (1992). A model for cw laser induced mode-mismatched dual-beam thermal lens spectrometry. *Chemical physics*, 165(2-3), 385-396.
- Sperling, R. A., Gil, P. R., Zhang, F., Zanella, M., & Parak, W. J. (2008). Biological applications of gold nanoparticles. *Chemical Society Reviews*, 37(9), 1896-1908.
- Whinnery, J. R. (1974). Laser measurement of optical absorption in liquids. *Accounts of Chemical Research*, 7(7), 225-231.
- Zhou, W., Gao, X., Liu, D., & Chen, X. (2015). Gold nanoparticles for in vitro diagnostics. *Chemical reviews*, 115(19), 10575-10636.

COMPARATIVE STUDY OF THERMAL LENS TECHNIQUES OPTIMIZED MODE AND CONVENTIONAL ABSORPTION SPECTROSCOPY FOR GOLD NANOPARTICLES COLLOIDS APPLICATIONS

Abstract. *Gold nanoparticles (NPsAu) have been studied because of their potential as photothermal agents, because when conjugated to biomolecules can specifically target cancer cells, which makes it possible to treat cancer therapies. Therefore, it is necessary to research for techniques capable of identifying and detecting the concentration of these particles. The thermal lens technique optimized mode presents a configuration with pump laser focused on the sample, and a collimated probe beam, thus increasing the sensitivity of the technique. In this work, a thermal lens spectrophotometer whose radiation source consisted of a xenon lamp (370 to 730 nm) was developed to validate the results obtained from the absorbance spectra of the gold nanoparticles (NPsAu 10 nm, 50 nm and 100 nm). concentration of 0.05 mg/ml (NanoComposix). A UV-VIS spectrophotometer (Evolution 201 Thermo-Scientific) was used to determine the absorbance spectra (370 to 730 nm) of these NPsAu contained in 1 cm quartz cuvettes. From the obtained spectra an absorption peak was observed around 520 nm, which corresponds to the plasmon interaction of the NPs, producing resonant absorption of the radiation in this region of the spectrum.*

Keywords: *Thermal lens, Detection, Nanoparticle*