

TOMOGRAFIA POR ÓPTICA DIFUSA – PROTÓTIPO DE 16 CANAIS

Elder Rubens Silveira Rampazzo Filho

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – São Paulo, Brasil
elder.rampazzo@gmail.com

Marcelo Idel Vasserman

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – São Paulo, Brasil
marcelo.vasserman@gmail.com

Resumo. A tomografia por óptica difusa apresenta o diferencial de detectar características funcionais, como perfusão sanguínea e ventilação. O presente artigo descreve os procedimentos para a confecção de um protótipo de 16 canais capaz de detectar a presença da hemoglobina, cujas propriedades ópticas nortearão a seleção dos componentes eletrônicos. O princípio de geração de imagens baseia-se na determinação da distribuição das propriedades ópticas interiores a um volume de estudo. Intenta-se inferir a presença e a geometria de perturbações em um meio. Para resolução, são aplicados o Método dos Elementos Finitos e as teorias de Problema Direto e Inverso, técnicas comuns na engenharia. Para a solução do Problema Inverso, utilizar-se-á o Método Caixa-Preta.

Palavras chave: bioengenharia; tomografia; método dos elementos finitos

1. Introdução

É evidente a utilidade dos aparelhos de tomografia nas áreas médicas e veterinárias. A obtenção de informações precisas sem causar dano ao paciente é de extremo valor para um diagnóstico preciso. Atualmente existem diversos métodos de diagnóstico com o uso de imagem. Dentre eles é possível citar o Raio-X (RX), a ultrassonografia (US), a ressonância magnética (RM) e a tomografia. Todas estas técnicas fundamentam-se em princípios físicos específicos, os quais determinam a sua aplicabilidade. A tomografia por óptica difusa (TOD) constrói imagens pela análise do comportamento de um feixe de fótons ao atravessar um corpo. Segundo Nissilä et al (2005), sua aplicabilidade é variada, mas pode ser separada em três áreas: estudos musculares, mamografia óptica e geração de imagens cerebrais. O grande diferencial da TOD é a capacidade de fornecer informações *funcionais* da estrutura analisada, tal como a perfusão ou a oxigenação de um tecido.

2. Objetivos

Elaborar um protótipo de tomógrafo de óptica difusa (ToOD). Estabeleceram-se alguns parâmetros de projeto: presença de 16 canais emissor-receptor, os quais espera-se que forneçam resolução apreciada; intenta-se avaliar a perfusão de um tecido, sendo então as propriedades ópticas da hemoglobina norteadoras; o protótipo deve ser capaz de identificar a presença e geometria de uma perturbação no meio de estudo; o problema será considerado bidimensional; os resultados serão comparados com trabalhos anteriores, como os de Nissilä et al (2005) e de Nogueira (2007).

3. Revisão Bibliográfica

O princípio da TOD é conduzir através de um corpo feixes de fótons para que, a partir dos fenômenos ópticos por estes sofridos, seja possível obter informações a respeito da natureza do corpo estudado. Dentre tais fenômenos, os de maior destaque são a absorção e o espalhamento, os quais em conjunto são denominados difusão. Intenta-se determinar a distribuição de propriedades ópticas no interior do corpo de estudo baseando-se em medições no contorno. Luz adentra o corpo devido a fontes luminosas instaladas na fronteira, enquanto detectores medem a quantidade de fótons que atravessa a superfície. A Fig. (1) a seguir ilustra o problema. Nela, as setas de direção radial e sentido para o centro do corpo representam fontes de luz, tais que as estreitas indicam fontes desligadas e a espessa representa uma fonte ativada. As setas que apontam no sentido exterior do corpo representam receptores.

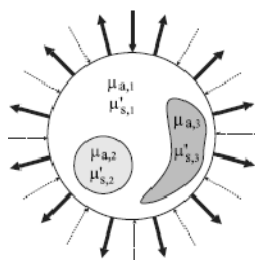


Figura 1. Princípio da tomografia óptica – Nissilä et al (2005).

A geração de imagens por TOD é um típico caso de aplicação de *Problema Direto* e *Problema Inverso*, técnicas comumente solucionadas pela aplicação do Método dos Elementos Finitos.

3.1. Propriedades ópticas dos tecidos

Nissilä et al (2005) define o espalhamento como o desvio no deslocamento dos fótons devido a mudanças no coeficiente de difração do meio de propagação. Já a absorção dos fótons é normalmente devida a um cromóforo, a parte da cadeia molecular de determinada substância responsável pela coloração da mesma. As propriedades ópticas dos tecidos são dependentes das suas próprias características, bem como das concentrações de água, lipídios, hemoglobina e oxi-hemoglobina. Como se intenta avaliar as condições de perfusão de tecidos, as diferenças de propriedades entre estas duas últimas substâncias são determinantes para a seleção do comprimento de onda λ de operação do ToOD.

Ambos os fenômenos são representados matematicamente pelos seus respectivos coeficientes, sendo μ_s o *coeficiente de espalhamento* e μ_a o *coeficiente de absorção*, expressos em m^{-1} . Segundo Nissilä et al (2005), estes representam a probabilidade de um fóton sofrer espalhamento ou absorção, respectivamente. O espalhamento é o fenômeno predominante na difusão. Entretanto, variações no espalhamento geralmente são insignificantes. Assim, o princípio de geração de imagens da TOD baseia-se na distribuição de absorção, sendo então o μ_a parâmetro decisivo no desenvolvimento do projeto. A Fig. (2) apresenta a distribuição de μ_a para algumas substâncias conforme o comprimento de onda. Este gráfico auxilia na seleção do espectro luminoso de operação do tomógrafo.

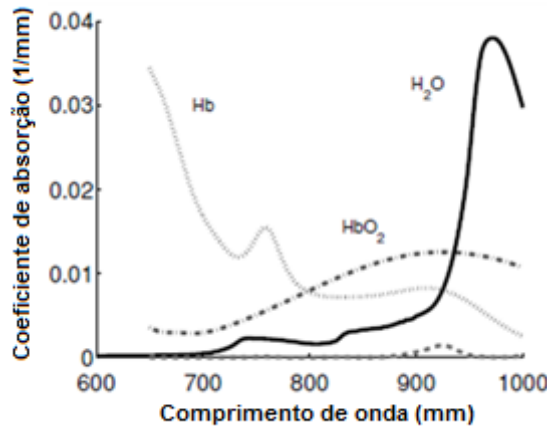


Figura 2. Distribuição dos coeficiente de absorção, segundo o comprimento de onda, para água, hemoglobina, oxi-hemoglobina e lipídios (abaixo) – Nissilä et al (2005).

3.2. O modelo matemático e a equação que o rege

A propagação de ondas eletromagnéticas (dualidade partícula-onda dos fótons) por um meio pode ser modelado pela aplicação das Equações de Maxwell. Contudo, para a modelagem de óptica difusa sua aplicação é dispensável. Para Nissilä et al (2005) e Nogueira (2007), a equação diferencial que rege o modelo de difusão é a Equação de Transporte de Boltzmann, Eq. (1), válida sobre um meio homogêneo Ω , delimitado pela fronteira $\partial\Omega$.

$$-\nabla \cdot \{D(r)\nabla[\Phi(r, t)]\} + \mu_a\Phi(r, t) + \frac{1}{c}\frac{\partial\Phi(r, t)}{\partial t} = q_0(r, t) \quad (1)$$

Na qual:

- $\Phi(r, t)$: densidade de fótons em um ponto do domínio Ω , expressa em m^{-3} ;
- $D(r)$: coeficiente de difusão, expresso em m e dado pela relação:

$$D(r) = \frac{1}{3 \cdot (\mu_a + \mu'_s)} \quad (2)$$

- μ_a é o coeficiente de absorção, expressos em m^{-1} ;
- μ'_s é o coeficiente de espalhamento reduzido, expressos em m^{-1} e dado pela relação:

$$\mu'_s = (1 - g)\mu_s \quad (3)$$

- μ_s é o coeficiente de espalhamento, expressos em m^{-1} ;
- g é o cosseno esperado do ângulo de espalhamento. É uma medida da isotropia do meio;

- $q_0(r, t)$ é a emissão de uma fonte de fótons, em m^{-4} .

Embora a Eq. (1) descreva o problema, Nogueira, 2007, Arridge, 1999 e Zienkiewicz & Taylor, 1989, recomendam sua transformação para uma Equação de Helmholtz, cuja solução computacional é mais fácil e já difundida. Tal conversão é feita mediante algumas substituições e artifícios matemáticos.

$$-\nabla^2(U) + \eta U = \frac{q_0}{\sqrt{D}} \quad (4)$$

Para qual:

- $U = U(r, t) = \sqrt{D(r)} \Phi(r, t)$ (5)

- $\eta = \eta(r) = \frac{\mu_a}{D} + \frac{\nabla^2(\sqrt{D})}{\sqrt{D}} + \frac{1}{cD} \frac{\partial}{\partial t}$ (6)

3.3. Problema Direto

Nissilä et al (2005), define o Problema Direto na geração de imagens por óptica difusa como: dadas as distribuições de fontes emissoras de fótons na fronteira do domínio e a do valor dos parâmetros ópticos relacionados, determina-se o fluxo de fótons resultantes na fronteira. A solução é feita mediante o Método dos Elementos Finitos, no qual após a discretização do domínio Ω aplica-se a teoria de Princípio Variacional.

3.3.1. A discretização do domínio

O domínio Ω adotado foi um círculo de diâmetro 10cm. Nogueira (2007) descreve o procedimento. A discretização do mesmo significa sua divisão em uma série de elementos triangulares.

$$\Phi \approx \hat{\Phi} = a_1 + a_2x + a_3y \quad (7)$$

Intenta-se aproximar a distribuição da densidade de fótons para pontos interiores a um elemento por uma interpolação linear com relação aos nós (i, j, m) que o delimitam, nos quais as funções $\Phi(x, y)$ e sua aproximação $\hat{\Phi}(x, y)$ apresentam os mesmos valores, denominados $\underline{\phi}$. Por esta imposição, consegue-se determinar os coeficientes que as relacionam pela resolução de um sistema linear e assim obter a matriz $\underline{N}$ de relação:

$$\hat{\Phi} = [1 \quad x \quad y] \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{bmatrix} = [1 \quad x \quad y] \frac{1}{2A} \begin{bmatrix} \alpha_i & \alpha_j & \alpha_m \\ \beta_i & \beta_j & \beta_m \\ \gamma_i & \gamma_j & \gamma_m \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_i \\ \phi_j \\ \phi_m \end{bmatrix} = \underline{N} \underline{\phi} \quad (8)$$

Para qual:

$$\begin{aligned} \alpha_i &= x_j y_m - y_j x_m & \alpha_j &= x_m y_i - x_i y_m & \alpha_m &= x_i y_j - x_j y_i \\ \beta_i &= y_j - y_m & \beta_j &= y_m - y_i & \beta_m &= y_i - y_j \\ \gamma_i &= x_m - x_j & \gamma_j &= x_i - x_m & \gamma_m &= x_j - x_i \end{aligned} \quad (9)$$

3.3.2. O Princípio Variacional

A teoria de Princípio Variacional é necessária para a determinação do vetor $\underline{\phi}$, o qual contém a densidade de fótons para cada um dos nós que formam o domínio Ω . Sua aplicação é feita mediante a minimização de um funcional escalar Π , o que é um procedimento análogo a minimização da “energia” do sistema e determinação de uma situação estacionária. Matematicamente, a minimização de Π corresponde a solução da equação vetorial:

$$\frac{\partial \Pi}{\partial \underline{\phi}} = 0 \quad (10)$$

Zienkiewicz & Taylor (1989) afirmam que se uma equação pode ser escrita na forma vetorial por $\underline{L} \underline{u} + \underline{b} = 0$, sendo $\underline{L}$ um operador auto-adjunto, a mesma admite um funcional Π do tipo:

$$\Pi = \int_{\Omega} \left(\frac{1}{2} \underline{u}^T \underline{L} \underline{u} + \underline{u}^T \underline{b} \right) d\Omega \quad (11)$$

Nogueira (2007) aplica esta metodologia para a Equação de Helmholtz descrita pela Eq. (4) e obtém a seguinte expressão matricial:

$$\left[\frac{Dt}{4A} \underline{\underline{M}} + \frac{\mu_a t}{4A} \underline{\underline{H}} \right] \underline{\underline{\phi}} = \iiint_{\Omega} q_0 \underline{\underline{N}}^T d\Omega \quad (12)$$

Para qual:

- t é a espessura dos elementos triangulares;
- A é a área de cada um dos elementos triangulares;
- $\underline{\underline{M}}$ é uma matriz definida por:

$$\underline{\underline{M}} = \begin{bmatrix} \beta_i^2 + \gamma_i^2 & \beta_i\beta_j + \gamma_i\gamma_j & \beta_i\beta_m + \gamma_i\gamma_m \\ \beta_j\beta_i + \gamma_j\gamma_i & \beta_j^2 + \gamma_j^2 & \beta_j\beta_m + \gamma_j\gamma_m \\ \beta_m\beta_i + \gamma_m\gamma_i & \beta_m\beta_j + \gamma_m\gamma_j & \beta_m^2 + \gamma_m^2 \end{bmatrix} \quad (13)$$

- $\underline{\underline{H}}$ é uma matriz definida, para origem das coordenadas no centróide de cada triângulo, por:

$$\underline{\underline{H}} = H_{p,q} = \alpha_p \alpha_q + \beta_p \beta_q \frac{x_i^2 + x_j^2 + x_m^2}{12} + \gamma_p \gamma_q \frac{y_i^2 + y_j^2 + y_m^2}{12} + (\beta_p \gamma_q + \beta_q \gamma_p) \frac{x_i y_i + x_j y_j + x_m y_m}{12} \quad (14)$$

O lado direito da Eq. (12) não precisa ser determinado, já que q_0 só dependerá das condições de contorno do problema, ou seja, da posição dos emissores na fronteira $\partial\Omega$. A Eq. (12) pode ser encarada como a solução de um sistema linear, cujas incógnitas são as componentes do vetor $\underline{\underline{\phi}}$.

3.4. O Problema Inverso

Nissilä et al (2005) enuncia o Problema Inverso para tomográfica por óptica difusa como: dadas as medições dos fluxos de fótons que atravessam a fronteira do domínio e a distribuição de fontes emissoras pela mesma superfície, determina-se a distribuição interna dos parâmetros ópticos envolvidos. Matematicamente, deseja-se determinar a matriz $\underline{\underline{B}}$, que abrange a distribuição dos coeficientes de absorção e espalhamento interiores ao domínio, que relaciona a seguinte equação, descrita por Zienkiewics & Taylor (1989):

$$\underline{\underline{\theta}} = \underline{\underline{B}} \underline{\underline{\Lambda}} \quad (15)$$

- $\underline{\underline{\theta}}$ é a matriz de perturbações na difusão $D(r)$ de fótons, conseqüentemente nos coeficientes de absorção $\mu_a(r)$. A existência de n elementos finitos na malha implicará uma matriz $\underline{\underline{\theta}}$ de grandeza $n \times n$. O elemento $\theta_{i,j}$ será uma perturbação arbitrária, não-nula, na difusão dos fótons no i -ésimo elemento finito se $i = j$, e nulo se $i \neq j$. Portanto, a matriz $\underline{\underline{\theta}}$ é diagonal.
- $\underline{\underline{\Lambda}}$ é uma matriz de perturbações na distribuição de densidade de fótons Φ , captada pelos fotorreceptores. A existência de p emissores e q receptores torna a matriz $\underline{\underline{\Lambda}}$ de ordem $pq \times n$.

A solução do Problema Inverso será obtida mediante aplicação do *algoritmo Caixa-Preta*, descrito por Aya et al (2006). Este método assume linearidade entre a variação na densidade de fótons Φ e a variação nos coeficientes de absorção μ_a . Este algoritmo necessita assumir uma distribuição inicial conhecida de μ_a para ser usada como referência. Este é adotado como o estado homogêneo, em que a grandeza $\mu_a(r) = \mu_0$ é constante em todo o volume Ω . A aplicação do Problema Direto, para os casos de ativação individual de cada um dos p emissores e registrando q medidas com os receptores, gera um vetor $\underline{\underline{\Lambda}}_0$. A resolução do Problema Direto com a perturbação de absorção no k -ésimo elemento finito determina um vetor $\underline{\underline{\Lambda}}_k$. A k -ésima coluna da matriz $\underline{\underline{\Lambda}}$ será a diferença $\underline{\underline{\Lambda}}_k - \underline{\underline{\Lambda}}_0$.

A determinação da matriz $\underline{\underline{B}}$ é dada isolando-se a mesma na expressão inicial. No entanto, dadas as dimensões da matriz $\underline{\underline{\Lambda}}$, não é possível invertê-la através de algoritmos convencionais. Portanto, para resolver este problema, serão utilizados alguns métodos de regularização que possibilitem a determinação de $\underline{\underline{B}}$ com o menor nível de ruído

3.5. Métodos de Regularização

Aya et al (2006) sugere alguns métodos de regularização, dos quais três serão estudados. O primeiro, conhecido como *regularização de Tikhonov*, é expresso pela Eq. (16), onde a matriz $\underline{\underline{I}}$ é a matriz identidade e α é um escalar.

$$\underline{\underline{B}} = \underline{\underline{\theta}} \underline{\underline{\Lambda}}^T (\underline{\underline{\Lambda}} \underline{\underline{\Lambda}}^T + \alpha \underline{\underline{I}})^{-1} \quad (16)$$

O segundo método é o *truncamento de valores singulares*, o qual é aplicado à Eq. (17), sendo que o truncamento ocorre na matriz produto $\Lambda\Lambda^T$.

$$B = \theta\Lambda^T(\Lambda\Lambda^T)^{-1} \quad (17)$$

A metodologia consiste em transformar a matriz $\Lambda\Lambda^T$ em um produto de três outras matrizes (U, S e V), sendo a primeira e a última ortonormais e S diagonal. O truncamento ocorre desde que o valor de $S(i, i)$ seja menor do que um valor ε definido. As Eqs. (18) e (19) resumem esse método.

$$\Lambda\Lambda^T = U S V^T \Rightarrow (\Lambda\Lambda^T)^{-1} = V S^{-1} U^T \quad (18)$$

$$S^{-1}(i, i) = \begin{cases} \frac{1}{S(i, i)}, & S(i, i) > \varepsilon \\ 0, & S(i, i) < \varepsilon \end{cases} \quad (19)$$

O terceiro é uma evolução do método de Tikhonov, nomeado de *método heurístico*, sendo descrito matematicamente pela Eq. (20). Uma matriz F representa um filtro passa alta que considera cada coluna de B como uma imagem e a matriz M é uma matriz que melhora a uniformidade da sensibilidade. Os parâmetros α e β são escalares e auxiliam na regularização da imagem.

$$B = (\Lambda^T\Lambda + \alpha F^T F + \beta M^T M)^{-1} \theta\Lambda^T \quad (20)$$

A teoria expressa acima possibilita a solução de B pela aplicação sucessiva do Problema Direto. Determinada a matriz B , pode-se utilizá-la para a geração de imagens pela simples associação de diferentes “*pixels*” a respectivos valores de coeficientes de difusão em B , sendo este o objetivo da TOD. Obviamente, a resolução das imagens está intimamente ligada às quantidades p e q de emissores e receptores, ao meio de análise e à perturbação introduzida.

4. Metodologia

A construção do ToOD divide-se em dois principais ramos complementares: o *hardware* e o *software*. O primeiro é composto pelo sistema físico de aquisição e processamento de dados, além de todos os elementos que constituem o experimento. Já o segundo é o responsável pelo bom funcionamento do primeiro e pelo processamento das informações que aquele fornece.

4.1. Hardware

O sistema de aquisição de dados do *hardware* é composto por três partes: o circuito elétrico; o elemento de controle; e as condições de experimento. O circuito elétrico abrange todos os componentes eletrônicos do tomógrafo, que vão desde os pares emissor-receptor, por sua vez denominados canais, até a ligação dos mesmos com o sistema de controle. Este, por sua vez, é o responsável pela interface do circuito elétrico com um computador, no qual toda a parte de *software* estará. As condições de experimento abrangem todos os elementos físicos necessários para o experimento, tais como o corpo de estudo e condições de experimentação.

Os emissores e os receptores são as mais importantes peças do circuito elétrico e ficarão localizados na fronteira do domínio. São eles que, respectivamente, inserem a luz e realizam as medições. Eletronicamente, os emissores são LEDs (*Light Emitting Diodes*), enquanto os receptores são conversores luz-voltagem. A seleção dos mesmos é definida pelo comprimento de onda λ característico, o qual depende do tipo de aplicação desejada ao tomógrafo. Escolhidos os emissores e receptores, o complemento do circuito elétrico é elaborado com base nas voltagens e correntes de operação dos mesmos (obtido por seus *datasheets*), bem como as mesmas características para o elemento de controle.

O elemento de controle é uma placa i/o digital e analógica que conecta o circuito elétrico a um computador que contenha os *softwares*. O controle e calibração da mesma serão feitos pelo próprio computador e requererão a elaboração de arquivos para tanto. A parte digital da placa é a responsável pela ativação dos emissores, ao converter os comandos digitais do computador em voltagens de +5V que supre o sistema acionador dos LEDs. Já a placa i/o analógica converte as voltagens dadas pelos receptores em dados digitais, passíveis de processamento pelo computador. Estima-se que a corrente máxima sobre os terminais de ambas as placas não deve exceder 5mA, tornando esta um parâmetro de projeto para o circuito elétrico.

A principal condição de experimento é o próprio domínio em si, com suas características ópticas internas e de geometria definidas. Os emissores e receptores estarão posicionados no contorno deste. Adicionalmente, há outros objetos que proporcionam a situação desejada, como o isolamento luminoso. O objeto de estudo foi determinado como um corpo circular de diâmetro 10cm. Este será preenchido com um líquido que tentará simular as condições de perfusão de muscular. Será inserido em seu domínio algum tipo de perturbação óptica, sendo então o objetivo do tomógrafo determinar sua presença e geometria.

4.2. Software

O conjunto de programas computacionais aplicados na operação do tomógrafo é denominado *software*. Este será o responsável pela ativação do tomógrafo, bem como por todo o tratamento matemático dos dados obtidos e, por fim, pela geração de imagens. Os arquivos elaborados serão, em sua maioria, escritos em Linguagem C. A plataforma operacional será o *Linux*, servidor de domínio público, bem como todos os programas aplicados.

A coleta de dados necessita de arquivos específicos para a correta aquisição. As placas de interface computador/circuito elétrico necessitam de arquivos próprios de calibração e controle. Estes determinarão como o circuito elétrico se comportará, segundo uma lógica pré-definida, para aumentar a confiabilidade dos dados obtidos. Em TOD, a geração de imagens baseia-se na sobreposição de informações obtidas pelos receptores seguindo uma ativação sequencial de cada um dos emissores de forma isolada. Espera-se que os receptores próximos ao emissor apresentem magnitude de voltagem superior aos outros, e que as leituras diminuam conforme a distância à fonte emissora aumenta.

Os arquivos responsáveis pelo processamento das informações são aqueles que, a partir de medições na fronteira, determinam a distribuição de coeficientes de difusão no interior do meio. Processar-se-á toda a aplicação do Método dos Elementos Finitos (MEF), bem como as soluções dos Problemas Direto e Indireto. O MEF inicia-se com a discretização do domínio, feita mediante aplicação do programa *Gmsh*. Este fornecerá dois arquivos distintos: o primeiro conterá as posições x e y de cada um dos nós; o segundo explicitará toda a topologia dos elementos, indicando quais nós os compõem, bem como a orientação dos elementos. Em seguida, encontra-se a resolução do Problema Direto, mediante aplicação do Princípio Variacional. Por fim, encontram-se os arquivos para solucionar o Problema Inverso e assim obter a informação desejada. A saída final de todos estes arquivos será uma matriz com a distribuição de coeficientes de difusividade dos elementos que compõem a malha de finitos.

O último conjunto de arquivos serão os responsáveis pela geração de imagens a partir da solução do Problema Inverso. Pretende-se construir gráficos que contenham curvas de difusividade constante em função da localização espacial no domínio. Intenta-se detectar alguma acentuada variação em uma região, inferindo-se então a presença e geometria da perturbação.

5. Apresentação dos resultados

5.1. Hardware

A seleção dos emissores e receptores reside na determinação do comprimento de onda λ de operação do tomógrafo, o qual por sua vez está intimamente relacionado à aplicação do mesmo. Como intenta-se detectar características de perfusão, o λ escolhido foi 700 nm , para o qual há considerável difusão para a hemoglobina em comparação com a oxihemoglobina e a água (ver Fig. (2)). O emissor escolhido é um LED vermelho comum. Especificamente, determinou-se para tal o componente L-513HURC, um LED vermelho de 5mm de diâmetro produzido por *PARA Light*, com alimentação de 5V e corrente de operação de 20mA. O receptor escolhido foi o TSL-257, um conversor luz-voltagem produzido pela *Texas Advanced Optoelectronic Solutions*®. Além de apresentar excelente resposta ao λ escolhido, o TSL-257 apresenta a interessante característica de possuir um amplificador operacional interno, o que dispensa a associação de um externo e torna as medições mais fáceis e sensíveis.

O dimensionamento do circuito elétrico apresenta como restrições as voltagens e correntes admissíveis nos emissores, receptores e placas de aquisição. O circuito elétrico é dividido em duas partes: o circuito emissor e o circuito receptor. Intenta-se alimentar ambos os circuitos com o auxílio de uma fonte comum de computador, a qual dispõe de duas voltagens distintas, 5V e 12V. Serão 16 canais emissor-receptor, cada qual com seus respectivos circuitos. O circuito emissor é constituído pelos elementos eletrônicos que possibilitam a ativação do LED emissor a partir de incentivos providos da placa i/o digital-analógica. Para evitar possíveis sobrecargas na placa digital-analógica, utiliza-se um optoacoplador para isolar a placa i/o do LED emissor. O circuito receptor, analogamente ao emissor, é composto pelos componentes que possibilitam o registro das voltagens obtidas nos receptores (conversores luz-voltagem) pela placa i/o analógico-digital. Esboços dos circuitos podem ser vistos na Fig. (3), enquanto a Fig. (4) mostra as placas resultantes da montagem.

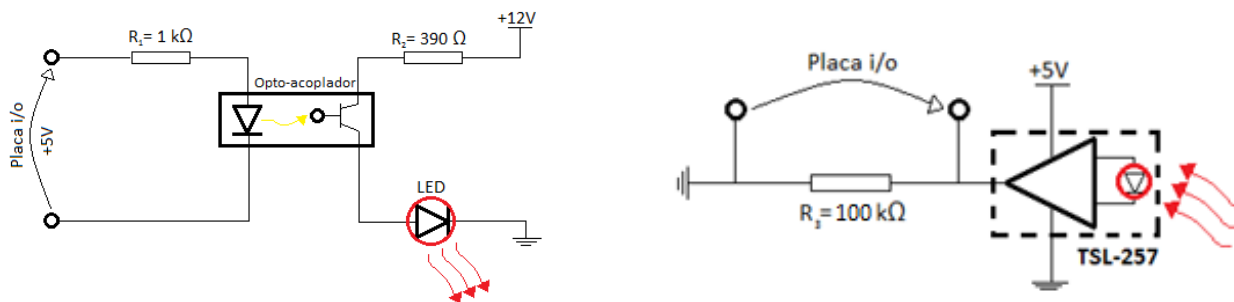


Figura 3 – Circuitos elétricos de emissão (à esquerda) e recepção (à direita).

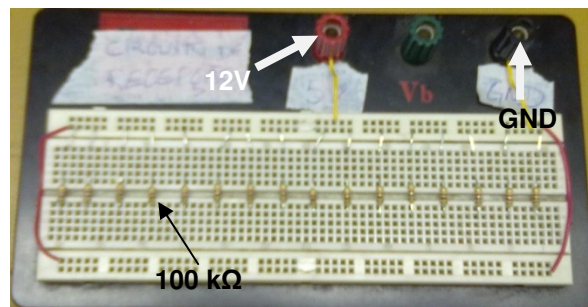
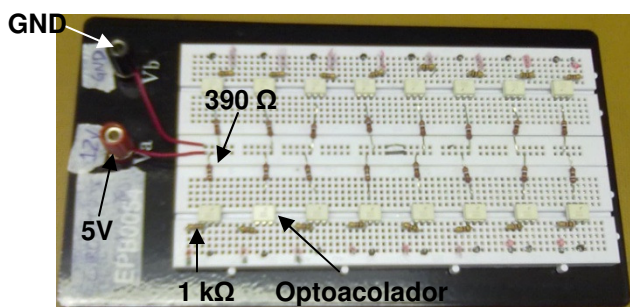


Figura 4. Placas dos circuitos elétricos resultantes. À esquerda, circuito de emissão. À direita, circuito de recepção.

A placa de aquisição utilizada é o modelo KPCI-3110, da *Keithley Instruments Inc.* Esta é uma placa I/O que apresenta 16 canais de entrada analógicos diferenciais e 16 canais digitais de saída. Esta placa apresenta a complicação de operar preferencialmente com a plataforma *Windows* e com o uso de Linguagem C++ ou VBA, o que demonstrou ser um empecilho já que todos os outros arquivos de *software* foram feitos na plataforma *Linux* e em Linguagem C. O arquivo de controle foi desenvolvido como pequenas alterações de alguns exemplos disponibilizados gratuitamente pela própria fabricante. A saída destes são arquivos *.txt* que contêm os valores das leituras dos sensores.

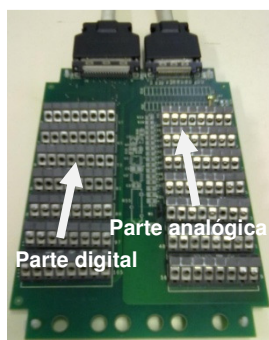


Figura 5. Placa de controle utilizada.

Cada canal foi fixado em uma pequena placa de polímero para facilitar a fixação. O meio escolhido foi um pequeno vaso, interno ao qual foram instalados de forma simétrica os 16 canais com auxílio de cola-quente. Em seguida, o corpo foi preenchido com uma mistura de leite e água, cujas propriedades ópticas são semelhantes às dos tecidos (baixa absorção, alto espalhamento). A Fig. (6) demonstra a fixação dos canais ao corpo de prova e o mesmo preenchido pelo meio fluídico.

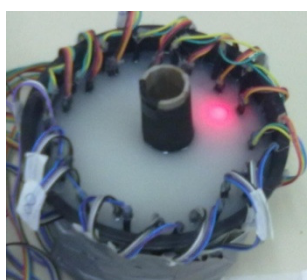
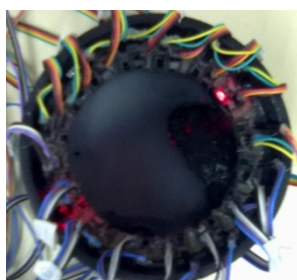


Figura 6. Fixação dos canais ao corpo de prova (à esquerda) e pronto para teste, já com a perturbação (à direita).

5.2. Software

A malha de Elementos Finitos é determinada pelo tamanho do domínio e a quantidade de nós na fronteira que o delimita. O número de nós na fronteira do domínio é o dobro do número de canais que o TOD possuirá, ou seja, 32 nós. Estes são dispostos circularmente num domínio de 10cm de diâmetro, de forma que a distância angular entre os mesmo seja constante. A malha gerada pelo programa *Gmsh* é ilustrada pela Fig. (7). O programa *Gmsh* tem como saída dois arquivos que serão fundamentais para a determinação das matrizes locais e global dos elementos. O primeiro arquivo contém as coordenadas espaciais para cada nó gerado na malha, enquanto o segundo contém os nós que formam cada um dos elementos triangulares.

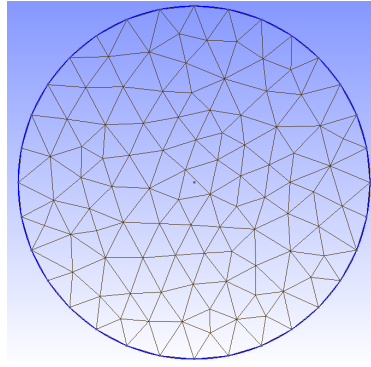


Figura 7. Malha de Elementos Finitos.

Para a solução do Problema Direto, é necessário adicionar informações sobre das propriedades ópticas do meio. Isto significa a escolha de coeficientes de absorção μ_a e espalhamento μ_s . Como o comprimento de onda $\lambda = 700nm$ é sensível a presença de hemoglobina, escolheu-se como parâmetros as propriedades do sangue, $\mu_a = 0,173 mm^{-1}$ e $\mu_s = 2,678 mm^{-1}$, mesmo sabendo que as mesmas implicarão alguma dificuldade para a realização dos experimentos. O programa desenvolvido deve desempenhar a seguinte função: determinar a distribuição da densidade de fótons $\Phi(x,y)$ para o domínio Ω após conhecida excitação, entendida como a ativação de um ou um grupo de LED's. A distribuição é feita mediante a solução da Eq. (12). Prevê-se o seguinte comportamento: a distribuição de $\Phi(x,y)$ deve apresentar altos valores nas regiões próximas a excitação e decrescer conforme afasta-se da mesma. A solução foi então aplicada para os casos de meio homogêneo e com uma perturbação (aumento de μ_a em 5 vezes) e estão retratadas na Fig. (8). A proximidade das curvas (pouca penetração da luz) é justificada pela alta magnitude de μ_a e μ_s .

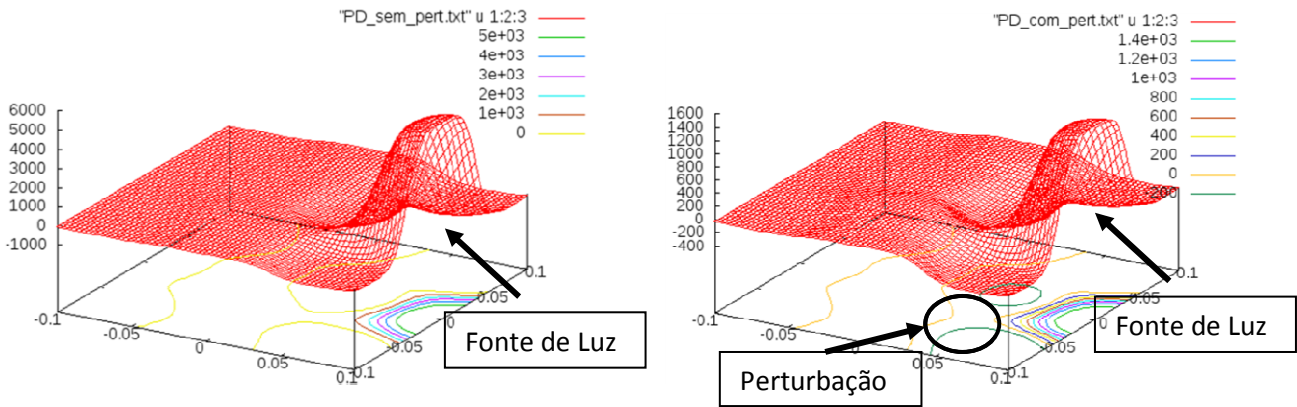
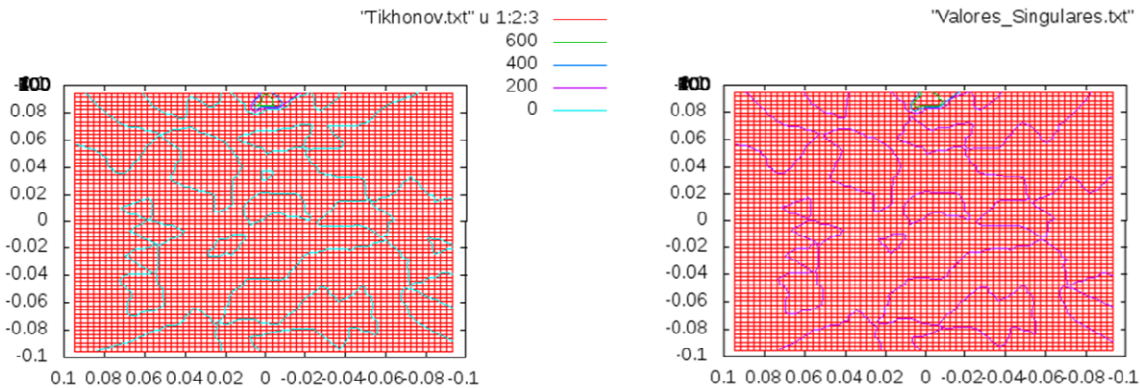


Figura 8. Solução do Problema Direto para o caso homogêneo (à esquerda) e perturbado (à direita).

A solução do Problema Inverso pode ser atingida com o auxílio dos diferentes métodos de regularização. Além dos três citados, fez-se também uma combinação entre os métodos heurístico e truncamento de valores singulares. O conjunto de imagens da Fig. (9) ilustra as distintas soluções. Todos apresentaram resultados coerentes com a perturbação que foi introduzida no domínio. No entanto o método que mais se adéqua ao problema é o do Método Heurístico, pois além da imagem apresentar o perfil mais suave esse método é o que produz menos artefatos. Nos diagnósticos médicos é fundamental que não se tenham artefatos na imagem, para que estes não sejam equivocados.



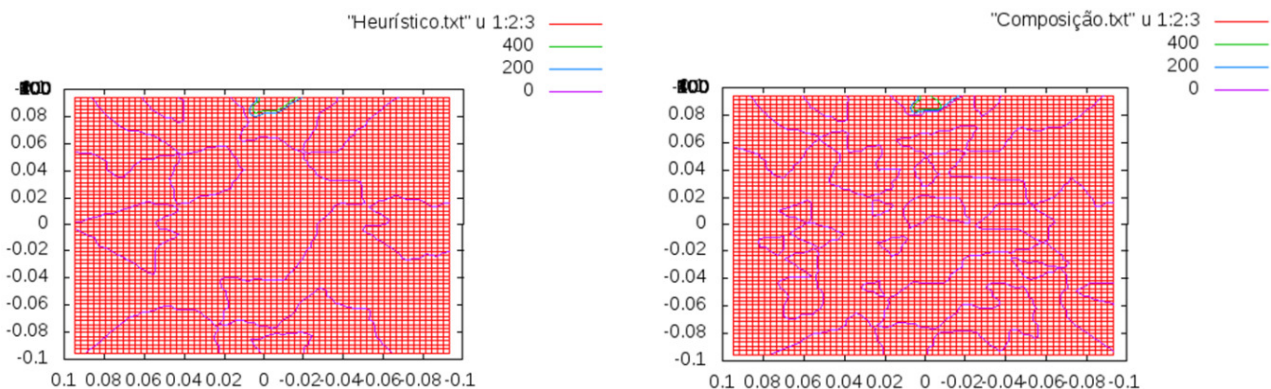


Figura 9. Soluções do Problema Inverso com diferentes regularizações: Tikhonov (acima, à esquerda); truncamento dos valores singulares (acima, à direita); heurístico (abaixo, à esquerda); combinação dos dois últimos (abaixo, à direita).

5.3 Testes

Realizaram-se dois distintos experimentos: meio sem perturbação e perturbação próxima aos canais 10, 11 e 12. Pela diferença dos casos, intenta-se que o protótipo seja capaz de identificar a perturbação. O procedimento dos testes obedece ao da TOD: fazem-se leituras com todos os canais desativados; ativa-se um único canal e fazem-se os respectivos registros; seqüenciamento do passo anterior para todos os canais; e registro dos dados em um arquivo. Sendo assim, para cada experimento, foram realizadas 17 leituras dos canais, 16 úteis (com um dos emissores ativados) e uma de calibração (todos os emissores desativados). A Fig. (10) mostra o aparato experimental completo. Após o processamento dos dados com o auxílio da regularização heurística, as imagens da Fig. (11) foram obtidas.

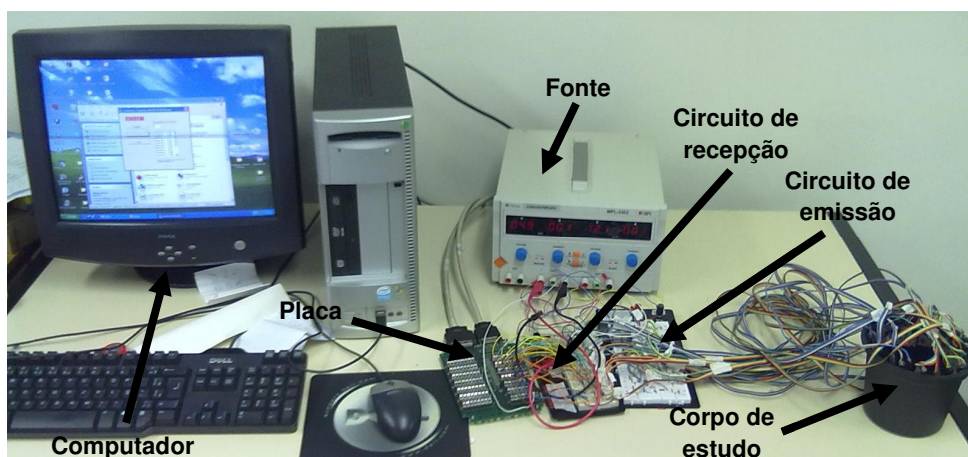


Figura 10 – Protótipo plenamente montado.

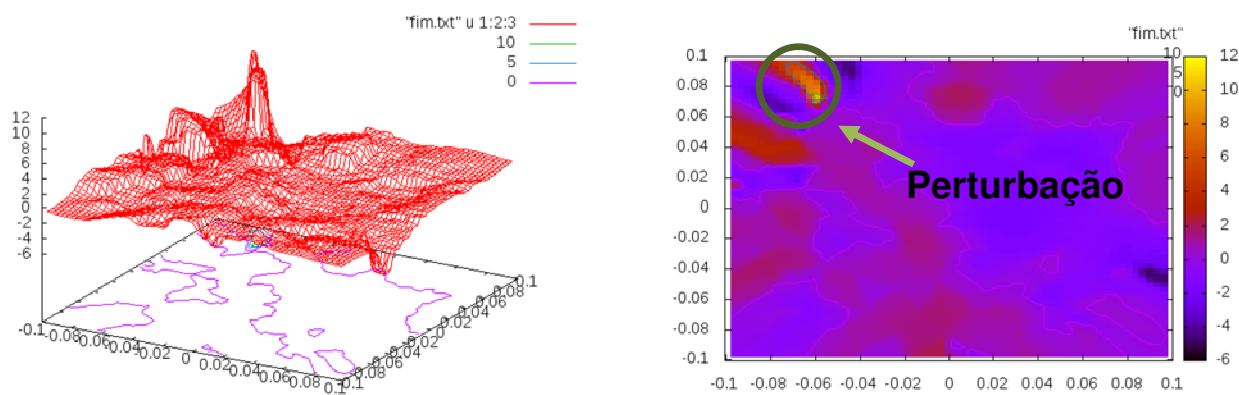


Figura 11 – Imagem gerada para o teste realizado. À esquerda, visão 3D. À direita, visão 2D colorida.

6. Análise

O principal objetivo do presente trabalho era a construção do protótipo de um tomógrafo de óptica difusa com 16 canais, bem como a arquitetura de um software que aplicasse o Método dos Elementos Finitos e solucionasse os Problemas Direto e Inverso, além de operar o hardware e ser capaz de gerar imagens. Este foi atingido satisfatoriamente.

Pretendia-se que o protótipo fosse apto a identificar a presença e inferir a geometria de uma perturbação. Os resultados obtidos mostram que o equipamento foi capaz de detectá-las, contudo o mesmo não é capaz de determinar com boa precisão a geometria, sendo este um critério a ser aprimorado.

Em comparação com a bibliografia consultada, principalmente com NISSILÄ et al, 2005¹ e NOGUEIRA, 2007², o trabalho desenvolvido enquadra-se em um meio-termo. Os resultados apresentados demonstram um grande avanço com relação aos obtidos por NOGUEIRA, 2007², os quais foram desenvolvidos em mesmo ambiente profissional e sob a tutela do mesmo mestre, mas ainda estão muito aquém dos obtidos por NISSILÄ et al, 2005¹, de referência norteadora internacionalmente verificável.

Esta constatação demonstra que houve avanços na tecnologia local, mas aprimoramentos são necessários para que os resultados apresentem-se de forma mais apreciável. Algumas propostas de melhoria podem ser estudadas nas próximas gerações do equipamento, tais como: incremento da resolução do aparelho, por meio de refino da malha finita; aumento da potência do emissor; substituição sensores e emissores por cabos de fibra ótica, os quais permitem a operação em simultânea em diferentes comprimentos de onda; aprimoramento do *software*; tratamento tridimensional do problema; realização de simulações com propriedades mais próximas da realidade dos tecidos biológicos; estudo do espalhamento refinado e absorção de luz NIR nos tecidos corpóreos.

Por fim, destaca-se como avanços atingidos: a preocupação com a aplicação do protótipo; a seleção de equipamento mais apropriado; resolução obtida demasiadamente melhor; refino da malha de elementos finitos, tornando-a mais refinada; aumento no número de canais; teste de diferentes métodos de regularização da imagem e seleção do mais apropriado; geração de imagens coloridas, as quais transmitem melhor intuição sobre o resultado obtido.

7. Agradecimentos

Os autores são imensamente gratos ao Prof. Dr. Orientador Raul Gonzales Lima, o qual acredita, apóia e confia no trabalho realizado, além da disponibilidade para ensiná-los sempre que preciso. Agradecimentos devem ser dados a todos aqueles que atuam no Laboratório do Prof. Raul, os quais também sempre foram solícitos. Agradecimento especial ao Dr. Anderson Zanardi de Freitas, contribuinte essencial no entendimento e seleção das condições de projeto.

8. Referências

- Arridge, S. R. "Optical tomography in medical imaging". *Inverse Problems* 13, R41, 1999.
- Aya, J. C. C.; Moura, F. S. DE.; Nan, P. C.; Shweder, R. K.; Lima, R. G. "Regularizations for a Black Box Back-projection EIT algorithm". *ABCM Symposium Series in Mechatronics*, 2006.
- Nissilä, Ilka.; Nojonen, Tommi.; Heino, Jenni.; Kajava, Timo.; Katila, Toivo. "Advances in Electromagnetic Fields in Living Systems", Volume 4, Chapter 3. Springer Science Business Media, New York, 2005.
- Nogueira, Marcelo. "Tomografia Óptica Difusa: Hardware e Testes in vitro". Departamento de engenharia mecânica da EPUSP, 2007.
- Zienkiewicz, O. C. & Taylor, R. L. "The finite element method". McGraw-Hill, 1989.

OPTICAL DIFFUSION TOMOGRAPHY

Elder Rubens Silveira Rampazzo Filho

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – Av. Gal. Mac Arthur, 170, São Paulo, Brasil
elder.rampazzo@gmail.com

Marcelo Idel Vasserman

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – R. Sergipe 605, São Paulo, Brasil
marcelo.vasserman@gmail.com

Abstract. The optical diffusion tomography is designed to detect physiological tissue behavior, such as blood perfusion or ventilation. This article describes the creation of a 16 channel prototype able to detect hemoglobin presence. The imaging principle is the detection of the optical properties distribution inside a studied volume. It attempts to perceive a perturbation's presence and its geometry in the environment. For the solution, the Element Finite Method is used, as well as the Forward and Inverse Problem theory, common techniques in Engineering. For the Inverse Problem solution, it will be applied the Black-Box method.

Keywords. bioengineering; tomography; Finite Element Method.