

TOMOGRAFIA ÓPTICA DIFUSA: *HARDWARE E TESTES IN VITRO*

Marcelo Marques Nogueira

marcelo.nogueira@bain.com

Resumo: Este trabalho tem dois objetivos principais: a construção de um protótipo funcional de tomógrafo óptico, e a escrita de um software de geração de imagens a partir de leituras no mesmo. O protótipo é de primeira geração e de uso restrito a laboratório. Ele é composto por uma matriz de LED's (emissores) e fotodiodos (receptores) distribuídos uniformemente em um recipiente cilíndrico. As imagens obtidas referem-se ao interior desse recipiente, que foi preenchido com um meio translúcido (mistura de água e leite), no qual uma anomalia foi inserida (esfera negra e opaca). A emissão de sinais e leitura dos canais foi realizada através de uma placa de aquisição de dados controlada por um microcomputador. O software de geração de imagens baseia-se no algoritmo Caixa-Preta. Este consiste na resolução sequencial do problema direto (i.e. dada uma distribuição de absorção, determina as leituras nos fotodiodos) para realizar um mapeamento linear entre perturbações de absorção de luz no domínio (interior do recipiente) e perturbações de leitura nos fotodiodos. Finalmente, o software foi alimentado com as medidas realizadas no hardware, e pôde-se traçar uma imagem que localiza corretamente a esfera negra.

Palavras-chave: tomografia, método dos elementos finitos, imageamento (bioengenharia), equação de Helmholtz.

1. Introdução

A tomografia óptica difusa é um método de obtenção de imagens que emprega a luz como meio para geração das mesmas. Ela se contrapõe, por exemplo, à tomografia por impedância elétrica (que emprega diferenças de potencial) e à tomografia computadorizada comum (que emprega raios-X).

Comparado aos raios-X e à corrente elétrica, a luz possui um poder de penetração bastante reduzido em tecidos humanos. Por conta disso, o tomógrafo óptico é primordialmente usado para se obter imagens superficiais desses tecidos. Apesar dessa limitação, podem-se enumerar duas aplicações médicas possíveis: avaliação da condição de vascularização periférica em portadores de diabetes, e localização de artérias principais de irrigação da pele. Além disso, o uso de luz potencialmente permite avaliar o nível de oxigenação dos tecidos analisados, pois ela é parcialmente absorvida pelo oxigênio.

O escopo deste trabalho se restringe à construção de um protótipo para uso laboratorial e escrita de um programa que trace imagens tomográficas a partir de medidas no mesmo. Dessa forma, o protótipo só deve ser empregado sob as condições controladas que um laboratório fornece, e não é próprio para uso clínico. De fato, utilizou-se uma cuba com água e leite (para tornar a solução translúcida), e uma esfera negra nela mergulhada, a qual assumirá o papel de corpo estranho ao meio. Com o protótipo e o *software* se tentará precisar a posição e o formato desse corpo estranho.

2. Revisão bibliográfica

Um trabalho semelhante ao que se propõe aqui foi descrito na literatura (Cao, 2007). Para o experimento em questão, foram utilizados 25 emissores de luz na base de um cubo de 8x8x6cm, e 25 receptores em seu topo, conforme a Figura 1:

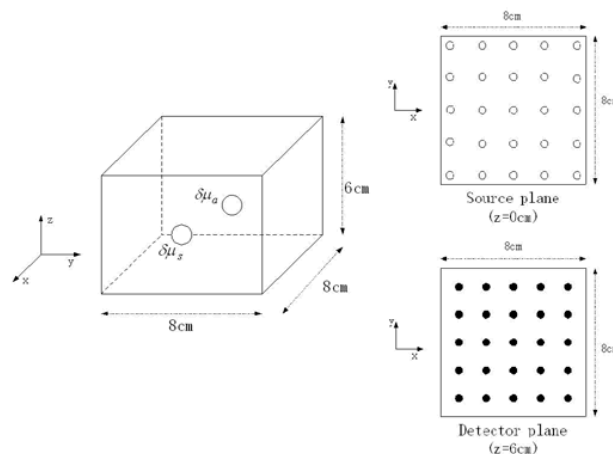


Figura 1. Geometria do protótipo descrito em (Cao, 2007).

Através da análise dos dados colhidos, foi realizado um processamento de dados com o objetivo de construir imagens tomográficas em vários planos desse cubo. Isto é, para planos equidistantes entre a base e o topo do cubo, traçou-se uma imagem que mostra a localização de anomalias no meio homogêneo. A Figura 2 mostra os resultados finais da experiência. Cada uma das imagens corresponde a um desses planos equidistantes, conforme indicado pelo valor de “z” acima das mesmas. As regiões em vermelho indicam a presença de anomalias ao meio homogêneo, o qual é representado pelas regiões em azul escuro.

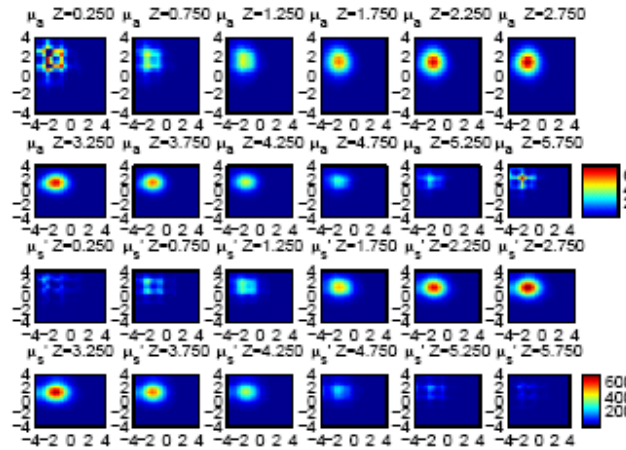


Figura 2. Resultado final do experimento descrito em (Cao, 2007).

3. Detalhamento do protótipo

O protótipo é composto por três componentes principais: a matriz de emissores e receptores de luz, a placa de aquisição de dados, e o circuito elétrico entre eles. Além disso, para efetuar o controle de emissão de luz e as leituras nos receptores, é necessário um *software*, o qual também é explicado aqui.

3.1. Matriz de emissores e receptores

Essa matriz foi montada sobre um recipiente cilíndrico de plástico, de 10cm de diâmetro e 20cm de altura. A matriz de emissores é composta por seis LED's infravermelhos, dispostos uniformemente ao longo da circunferência do recipiente. Semelhantemente, a matriz de receptores é composta por seis fotodiodos sensíveis a infravermelho, também dispostos de maneira equidistante ao longo da circunferência do recipiente. Dessa forma, sempre existe um fotodiodo diametralmente oposto a cada LED. O desvio angular entre as matrizes é tão pequeno quanto foi possível manufaturar. A Figura 3 ilustra essa configuração básica.

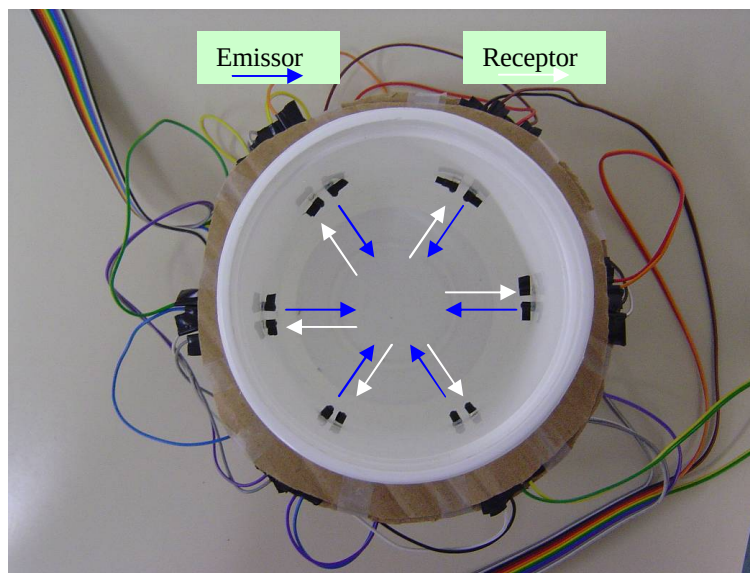


Figura 3. Vista superior da matriz de emissores e receptores.

Os LED's e os fotodiodos estão envoltos por fita isolante preta para melhorar a leitura e emissão de sinais. Para que se pudesse encher o recipiente com água, vedou-se a região dos componentes ópticos. E para garantir que os mesmos ficassem alinhados segundo um mesmo plano, empregou-se um par de discos de papelão. Finalmente, isolou-se o protótipo opticamente do ambiente. Isto é, ele foi colocado dentro de uma caixa para a realização do experimento.

3.2. Circuito elétrico

A configuração do circuito elétrico ao qual cada um dos LED's (e cada um dos fotodiodos) está ligado é igual. Portanto, aqui será apresentada apenas a ligação para um LED (e um fotodiodo).

A Figura 4 mostra a ligação entre um LED e a saída digital da placa de aquisição de dados. A Figura 5 mostra a ligação entre um fotodiodo e a entrada analógica da placa de aquisição de dados.

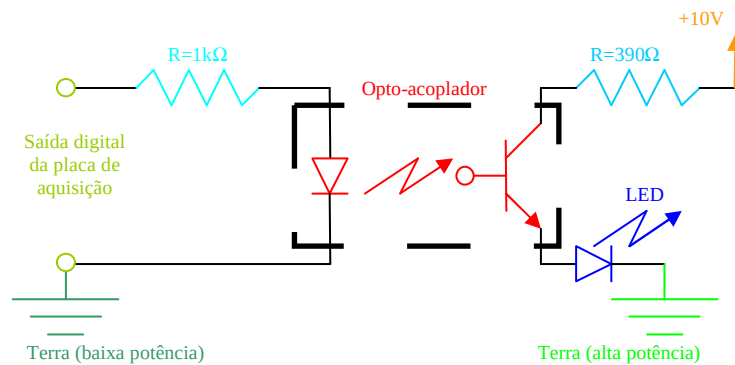


Figura 4. Circuito elétrico dos emissores de luz.

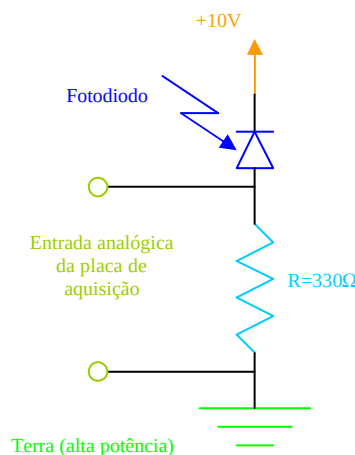


Figura 5. Circuito elétrico dos receptores de luz.

Os valores de tensão e os resistores foram dimensionados para auxiliar na coleta de dados, e também para garantir compatibilidade com o padrão TTL da placa de aquisição. O opto-acoplador foi usado como medida de segurança para isolar eletricamente o circuito de baixa potência (placa de aquisição) do circuito de alta potência (LEDs e fotodiodos).

3.3. Placa de aquisição e programa de controle

A placa de aquisição utilizada é do tipo PCL711, fabricada pela Advantech Co. Ltd. Dentre as suas características relevantes ao projeto, mencionam-se 8 canais de entrada analógica (fundo de escala: $\pm 0,3125V$, precisão: 12 bits), e 12 canais de saída digital (padrão TTL).

Ela é controlada diretamente através de um programa escrito pelo usuário. O objetivo deste programa é realizar a seguinte série de instruções:

- Com os LEDs todos desligados, ler cada um dos 6 canais de aquisição.
- Ligando um e apenas um LED, repetir essa leitura.
- Repetir a operação anterior para cada um dos seis LEDs.
- Registrar todas as leituras em um arquivo de texto separado.

O código-fonte foi escrito em C, compilado, e executado com sucesso. Com as leituras realizadas, é possível mensurar a excitação suscitada em cada um dos fotodiodos devido ao acionamento de cada um dos LEDs.

3.4. Resultados experimentais

O programa mencionado foi executado, gerando assim um documento com as leituras dos sinais. Cada uma das situações foi amostrada 20 vezes. Esses dados foram processados, e o resultado é resumido na Tabela 1. Todos os valores estão em volts. Observa-se que o LED de número “n” é aquele que está diametralmente oposto ao canal de leitura de número “n”.

Tabela 1 – Resumo das leituras nos diferentes canais, quando excitados pelos diferentes LEDs.

Média	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6
LED 1	0,130	0,008	0,006	0,012	0,008	0,010
LED 2	0,022	0,113	0,043	0,007	0,018	0,025
LED 3	0,020	0,008	0,144	0,008	0,008	0,034
LED 4	0,020	0,012	0,007	0,093	0,007	0,019
LED 5	0,009	0,015	0,008	0,005	0,109	0,014
LED 6	0,034	0,007	0,012	0,007	0,005	0,174

O desvio padrão dos resultados em relação a essa média se mantém na quase totalidade dos casos abaixo de 0,005V, garantindo significado estatístico aos valores aqui listados.

Na Tabela 1 ficou clara a correlação entre as emissões de infravermelho de cada um dos LEDs e a leitura nos canais correspondentes. De fato, quando um LED é aceso, lêem-se valores da ordem de 0,1V no receptor diametralmente oposto, ao passo que os outros fotodiodos registram em torno de 0,01V. Essa diferença de 10 vezes prova que o hardware é capaz de informar confiavelmente as condições de iluminação em cada um dos receptores de luz.

4. Detalhamento do programa

O programa que traça as imagens tomográficas deve ser capaz de solucionar o chamado problema inverso: a partir das leituras dos fotodiodos, determinar a distribuição de absorção no domínio (interior da cuba de plástico). Para tanto, ele se baseia no algoritmo de caixa preta. Esse algoritmo, por sua vez, depende da resolução de várias variantes do chamado problema direto: a partir da distribuição de absorção no domínio, determinar as leituras dos fotodiodos. A solução do problema direto, por sua vez, depende da compreensão da equação matemática que rege o fenômeno físico de difusão de fótons em meios homogêneos.

Nesse capítulo, a equação física, a solução do problema direto, do problema inverso, e do algoritmo de caixa preta são explicadas. Finalmente, alguns testes-fantasma realizados são descritos, a fim de atestar a qualidade do programa escrito.

4.1. Equação físico-matemática

Segundo Arridge, 1999, a equação que descreve a propagação de fótons em um meio difusivo, em regime estacionário, é a equação de Boltzmann:

$$-\nabla \cdot (D\nabla(\Phi)) + \mu_a \Phi = q_0 \quad (1)$$

Nessa expressão:

Φ é a densidade de fótons (m^{-3}).

q_0 é uma fonte de fótons (m^{-4}).

μ_a é o coeficiente de absorção (m^{-1}).

$D = (3(\mu_a + \mu_s'))^{-1}$ é o coeficiente de difusão (m).

μ_s' é o coeficiente de espalhamento reduzido (m^{-1}).

Da forma como está apresentada, a equação não pode ser prontamente empregada nos passos seguintes. Por isso, Arridge, 1999, sugere a transformação de variáveis a seguir. Como consequência, a equação original fica conforme abaixo:

$$U = \sqrt{D}\Phi \quad (2)$$

$$-\nabla^2(U) + \eta U = D^{-\frac{1}{2}} q_0 \quad (3)$$

Nessa expressão, $\eta = D^{-1} \mu_a + \nabla^2(\sqrt{D}) D^{-\frac{1}{2}}$.

Essa é uma equação de Helmholtz não homogênea, que, segundo Zienkiewicz, admite um funcional do tipo:

$$\Pi = \iiint_{\Omega} \left[\frac{1}{2} U \left(\frac{\partial^2 U}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial z^2} + \eta U \right) + \frac{q_0}{\sqrt{D}} U \right] d\Omega \quad (4)$$

$$\therefore \Pi = - \iiint_{\Omega} \left[\frac{1}{2} \left(\left\{ \frac{\partial U}{\partial x} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial U}{\partial y} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial U}{\partial z} \right\}^2 - \eta U^2 \right) - \frac{q_0}{\sqrt{D}} U \right] d\Omega \quad (5)$$

A solução do problema se dá através da minimização desse funcional em função de U , como será visto a seguir.

4.2. Resolução do problema direto

O problema direto será resolvido através do método de elementos finitos, no qual o domínio é separado em unidades, nas quais as propriedades são supostas constantes. Como consequência direta, a equação acima é reescrita:

$$\eta = D^{-1} \mu_a + \nabla^2(\sqrt{D}) D^{-\frac{1}{2}} = D^{-1} \mu_a \quad (6)$$

$$\therefore \Pi = - \iiint_{\Omega} \left[\frac{D}{2} \left(\left\{ \frac{\partial \Phi}{\partial x} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial \Phi}{\partial y} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial \Phi}{\partial z} \right\}^2 \right) - \frac{\mu_a}{2} \Phi^2 - q_0 \Phi \right] d\Omega \quad (7)$$

Além disso, a discretização prevê que Φ , dentro de cada elemento finito, pode ser escrita na forma matricial:

$$\Phi \approx \underline{N}^T \underline{\phi} \quad (8)$$

Nessa expressão:

$\underline{N}^T = [N_i \quad N_j \quad N_m]$ é um vetor linha com que contém as funções de forma da malha.

$N_k = (2A)^{-1} (\alpha_k + \beta_k x + \gamma_k y)$ é uma função de forma, e depende exclusivamente da geometria da malha.

$\underline{\phi}$ é um vetor coluna com os valores de Φ nos nós do elemento finito.

Essa notação permite escrever a equação do funcional (e sua minimização) da seguinte forma:

$$\Pi = - \iiint_{\Omega} \left[\frac{D}{2} \underline{\phi}^T \underline{B}^T \underline{I} \underline{B} \underline{\phi} - \frac{\mu_a}{2} \underline{\phi}^T \underline{N} \underline{N}^T \underline{\phi} - q_0 \underline{N}^T \underline{\phi} \right] d\Omega \quad (9)$$

$$\therefore \underline{0} = \frac{\partial \Pi}{\partial \underline{\phi}} = - \iiint_{\Omega} \left[D \underline{\phi}^T \underline{B}^T \underline{I} \underline{B} - \mu_a \underline{\phi}^T \underline{N} \underline{N}^T - q_0 \underline{N}^T \right] d\Omega \quad (10)$$

$$\therefore \iiint_{\Omega} \left[D \underline{B}^T \underline{I} \underline{B} - \mu_a \underline{N} \underline{N}^T \right] d\Omega \underline{\phi} = \iiint_{\Omega} [q_0 \underline{N}] d\Omega \quad (11)$$

Nessa expressão, $\underline{B} = (2A)^{-1} \begin{bmatrix} \beta_i & \beta_j & \beta_m \\ \gamma_i & \gamma_j & \gamma_m \end{bmatrix}$ é função exclusiva da geometria.

Finalmente, ao se calcular as integrais acima, chega-se à equação matricial da seguinte forma:

$$\underline{\underline{E}}\underline{\phi} = \underline{Q} \quad (12)$$

Esse é um sistema de equações linear, que pode ser facilmente resolvido por algoritmos conhecidos, como o método de Cramer. Isto é, conhecidas as propriedades do domínio e a geometria da malha, a matriz $\underline{\underline{E}}$ fica completamente determinada. Conhecidas as fontes de fótons, o vetor $\underline{Q}$ fica determinado. Assim, calcula-se o vetor $\underline{\phi}$, que fornece a densidade de fótons em cada nó da malha. Com esse vetor em mãos, basta tomar os elementos correspondentes aos nós onde estão localizados os fotodiodos. E, assim, fica resolvido o problema direto.

4.3. Exemplo de aplicação do problema direto

Para comprovar que o método acima fornece uma solução plausível do problema, alguns testes foram realizados no próprio *software*. Um deles consistiu em manter a solução homogênea (definindo $\underline{\underline{E}}$), e acender todos os LED's (definindo $\underline{Q}$). Com a metodologia acima, determinou-se a distribuição de densidade de fótons na malha de elementos finitos, ou seja, determinou-se $\underline{\phi}$. Com essa informação, torna-se possível traçar sua distribuição no domínio, conforme a Figura 6:

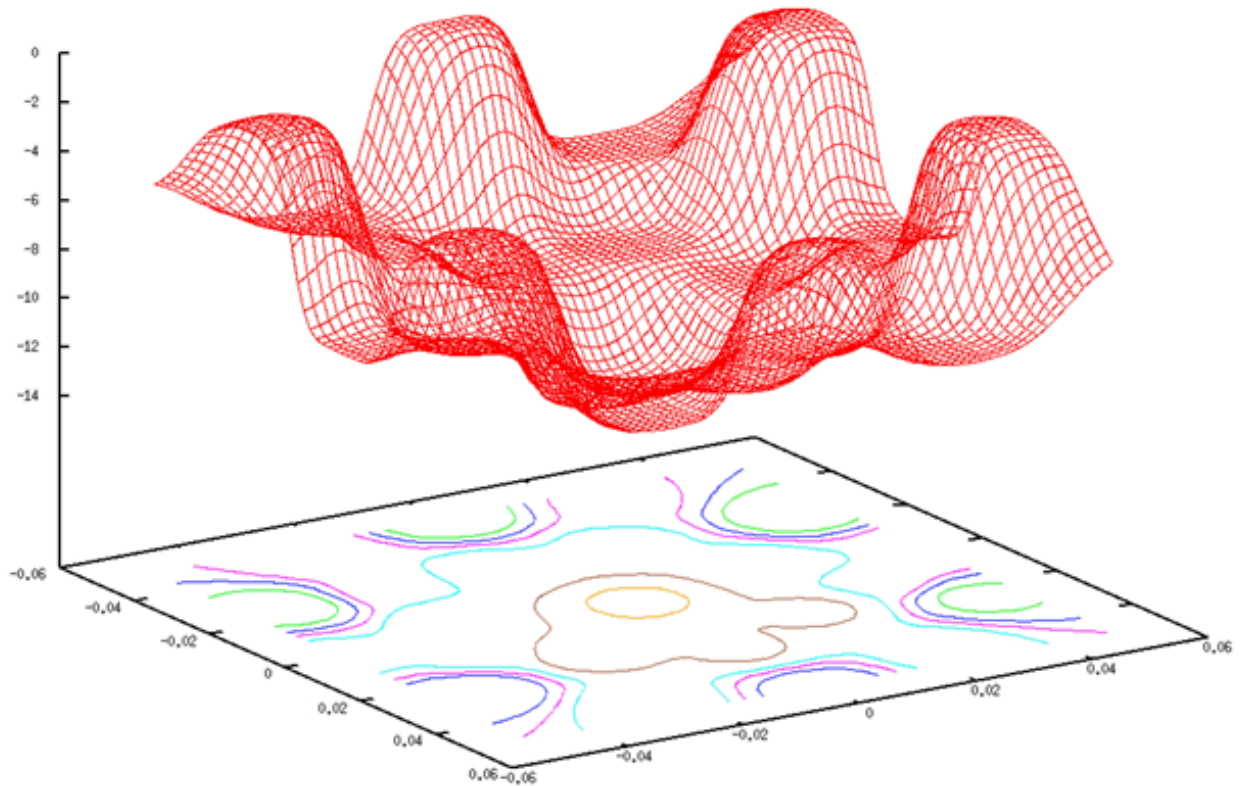


Figura 6. Resolução do problema direto para solução homogênea e todos os LED's acesos. O eixo z é Φ .

Como se pode verificar, a densidade de fótons é máxima nas regiões próximas aos LED's acesos, e vai decaindo radialmente, conforme se afasta dessas fontes (e se aproxima do centro do domínio). Esse comportamento condiz com o esperado de um fenômeno que combina de difusão e absorção dos fótons.

Outro teste consistiu em alterar a homogeneidade da mistura, de forma a deixar seu lado direito com absorção nula, e seu lado esquerdo com absorção não perturbada. Assim, definiu-se uma nova matriz $\underline{\underline{E}}$. Além disso, apenas um LED foi aceso, definindo, assim, um novo vetor $\underline{Q}$. Resolvendo o problema direto, determinou-se a distribuição de densidade de fótons na malha de elementos finitos, e se traçou sua distribuição no domínio, conforme a Figura 7:

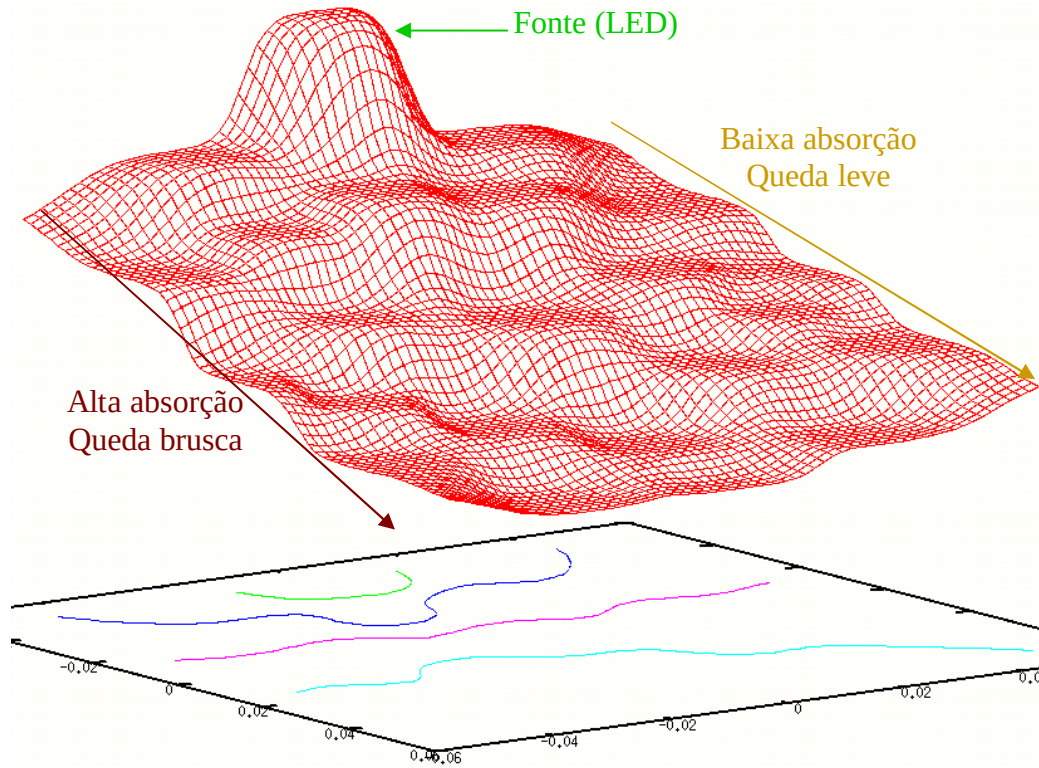


Figura 7. Resolução do problema direto para solução não homogênea e um LED aceso (à esquerda). Eixo z é Φ .

Como se pode verificar, a densidade de fótons é máxima na região próxima ao LED aceso (à esquerda e ao fundo), e vai decaindo radialmente, conforme se afasta dessa fonte. Mas o decaimento é mais suave no lado onde a absorção é nula. Isso é explicado pelo fato que, não havendo absorção, ocorre apenas transporte dos fótons para regiões adjacentes. Logo, sua densidade não cai de forma tão brusca como no outro lado da cuba, onde a absorção existe.

4.4. Resolução do problema inverso

O algoritmo de caixa preta tenta mapear linearmente dois espaços: as perturbações de absorção e as perturbações de leitura nos fotodiodos. O primeiro passo, portanto, é a determinação das leituras nos fotodiodos em uma situação na qual o domínio está completamente homogêneo (coeficiente de absorção constante). Resolvendo esse problema direto, conforme explicado acima, determinam-se as densidades de fótons nos fotodiodos, na situação homogênea. Ao final deste processo, obtêm-se dois vetores: um vetor $\underline{a}_0$ indicando o coeficiente de absorção em cada elemento finito, e outro vetor $\underline{b}_0$ indicando as leituras nos fotodiodos. Vale mencionar que as leituras nos fotodiodos são tomadas para todos os padrões de LED's acesos. Isto é: acende-se um LED, e lêem-se todos os fotodiodos. Acende-se outro LED, e lêem-se todos os fotodiodos, e assim por diante.

Em seguida, modifica-se a absorção de apenas um elemento finito, obtendo uma nova matriz $\underline{E}$ e um novo vetor $\underline{a}$, indicando o coeficiente de absorção em cada elemento finito. Resolvendo o problema direto, determina-se um novo vetor $\underline{b}$, indicando as novas leituras nos fotodiodos.

A perturbação de absorção é definida como a diferença $\underline{a} - \underline{a}_0$, e a perturbação de leitura é a diferença $\underline{b} - \underline{b}_0$. Essas perturbações são, respectivamente, armazenadas em colunas das matrizes $\underline{\Theta}$ e $\underline{\Lambda}$. Repetindo o processo para cada elemento finito, obtêm-se, ao final, todas as colunas das matrizes $\underline{\Theta}$ e $\underline{\Lambda}$. Elas representam os próprios elementos dos espaços de perturbações de absorção e de leitura, que o algoritmo tenta relacionar linearmente. Ou seja, a função final do algoritmo é determinar uma matriz $\underline{B}$ tal que:

$$\underline{\underline{\Theta}} = \underline{\underline{B}}\underline{\underline{\Lambda}} \quad (13)$$

$$\therefore \underline{\underline{\Theta}}\underline{\underline{\Lambda}}^T = \underline{\underline{B}}\underline{\underline{\Lambda}}\underline{\underline{\Lambda}}^T \quad (14)$$

$$\therefore \underline{\underline{B}} = \underline{\underline{\Theta}}\underline{\underline{\Lambda}}^T(\underline{\underline{\Lambda}}\underline{\underline{\Lambda}}^T + \alpha \underline{\underline{I}})^{-1} \quad (15)$$

Nessa expressão, $\alpha \underline{\underline{I}}$ é o fator de regularização de Tikhonov, e é introduzido para evitar problemas numéricos no cálculo da inversa da matriz acima, de forma a suavizar a relação linear de $\underline{\underline{B}}$.

Ao se obter o valor de $\underline{\underline{B}}$ conforme descrito acima, o problema inverso fica resolvido. Isso porque, se forem dadas as leituras nos fotodiodos, podem-se calcular as perturbações em relação ao caso homogêneo. Em seguida, emprega-se essa matriz para calcular as perturbações de absorção no domínio. Conhecendo os valores de absorção no caso homogêneo, calculam-se os valores de absorção no caso em questão.

4.5. Testes-fantasma

Para se comprovar o bom funcionamento do algoritmo de caixa preta, alguns testes foram realizados. Um deles consistiu em alterar o coeficiente de absorção de um único elemento finito, e utilizar o algoritmo de solução do problema direto para calcular as leituras nos fotodiodos. Em seguida, com essas leituras em mãos, emprega-se o algoritmo de solução do problema inverso para se tentar determinar os valores do coeficiente de absorção no domínio. Aplicando essa metodologia, obteve-se a imagem da Figura 8.

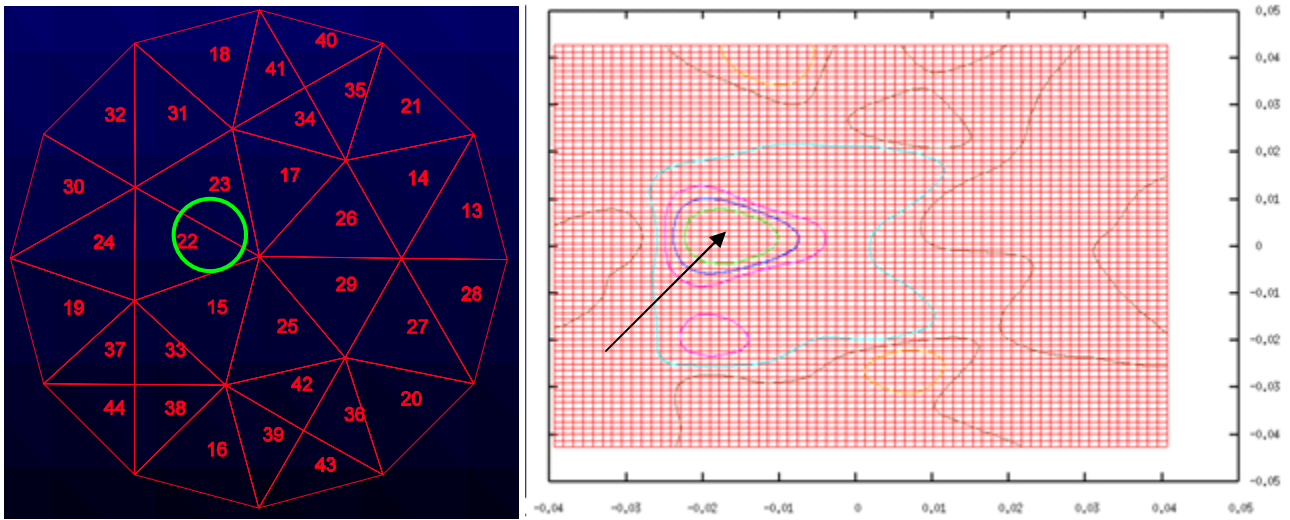


Figura 8. Malha de elementos finitos indicando o elemento alterado, e solução do problema inverso.

As linhas da imagem indicam pontos de mesmo coeficiente de absorção. Sendo assim, as várias linhas ao redor da seta correspondem a uma região na qual o coeficiente de absorção é mais elevado que ao seu redor. Dessa forma, comprova-se que o algoritmo de caixa preta indica corretamente a localização da região com absorção elevada.

5. Obtenção de imagem tomográfica

Com o *hardware* e o *software* prontos, foi possível unir suas funcionalidades, de forma a se obter uma imagem tomográfica do interior da cuba de plástico. O protótipo foi preenchido com uma mistura de água e leite, de forma a se obter uma solução translúcida. Em seguida, a sequência de medidas não perturbadas foi realizada. Depois disso, a anomalia (esfera preta e opaca) foi inserida na cuba, ligeiramente deslocada de seu centro. A sequência de medidas perturbadas foi, então, realizada.

Antes de aplicar as medidas coletadas diretamente no programa, foi necessário realizar um tratamento de dados. O motivo é que o programa trabalha com a densidade de fótons, enquanto que o *hardware* mede diferenças de potencial nos terminais dos fotodiodos, as quais são funções da densidade de fótons captadas por suas lentes. Sendo assim, o tratamento consistiu em normalizar as medidas, ou seja, subtrair o valor perturbado pelo não perturbado, e dividir o resultado pelo segundo. Conhecendo-se os valores de densidade de fótons no caso não perturbado (fornecidos pelo

programa), foi possível empregar os valores normalizados medidos para calcular as densidades de fótons no caso perturbado.

Finalmente, esses valores foram usados como entrada para o programa que resolve o problema inverso. O resultado obtido encontra-se na Figura 9:

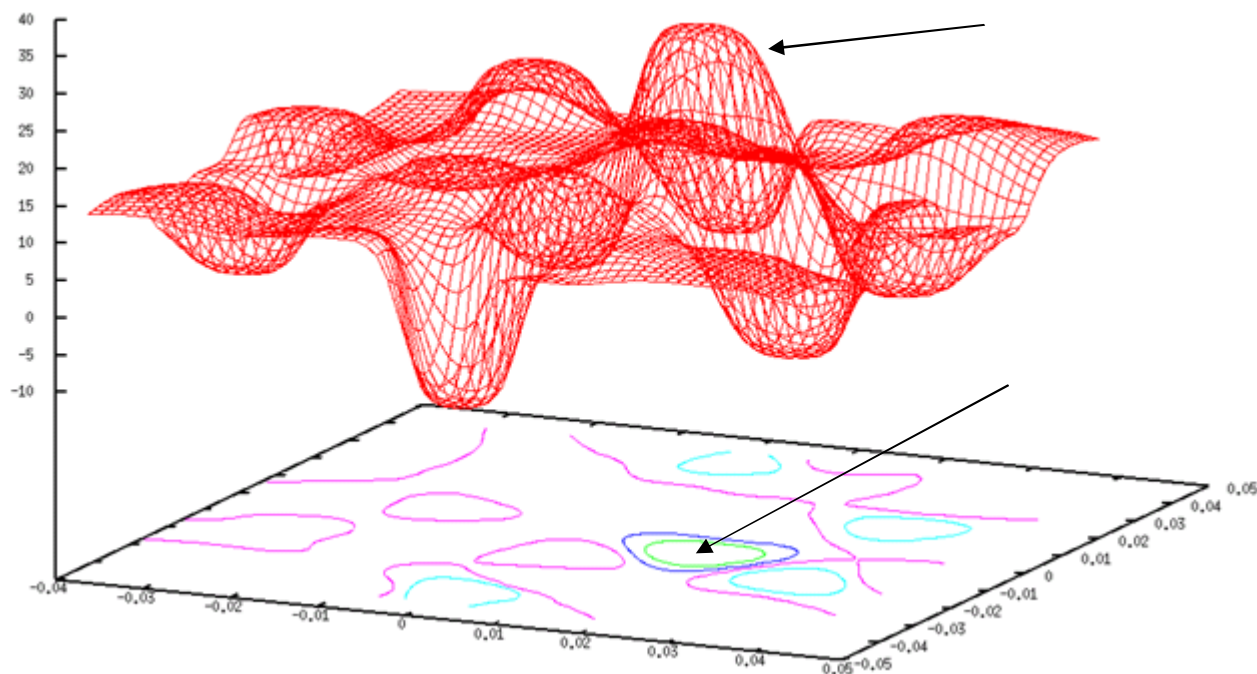


Figura 9. Imagem tomográfica obtida.

Como indicam as setas, o programa foi capaz de identificar um pico de absorção de luz próximo ao centro da cuba, exatamente onde a anomalia está localizada.

6. Interpretação dos resultados e conclusões

A imagem tomográfica obtida nesse Trabalho realmente identificou uma perturbação na distribuição de absorção no domínio. Sua posição coincide com a posição do objeto preto e opaco colocado na cuba do protótipo. Adicionalmente, a imagem mostra que essa perturbação é aproximadamente circular (como era esperado), e seu diâmetro é aproximadamente a metade do esperado. Isso comprova a eficácia do protótipo e do programa para determinar a existência, a posição e, dentro de certa aproximação, a dimensão do objeto estranho no domínio.

Por outro lado, a qualidade da imagem não é boa, por dois motivos principais. Em primeiro lugar, porque o valor do coeficiente de absorção é negativo em alguns pontos do domínio. Em segundo lugar, porque as oscilações desse valor são grandes até mesmo em regiões onde deveria ser constante. Essa baixa qualidade deve-se à regularização empregada, que é pobre, ao refinamento da malha, que é grosseiro, e ao número de sensores, que é baixo.

O primeiro objetivo do Trabalho foi atingido: construção do protótipo do tomógrafo óptico de primeira geração. O segundo objetivo, que consiste na confecção do programa que permite empregá-lo para a obtenção de imagens tomográficas, também foi atingido. Com o *hardware* e o *software* em mãos, foi possível realizar o teste final, que consiste na determinação de uma imagem real a partir de medidas reais.

7. Referências

- Cao, Nannan, Nehorai and Arye, 2007, "Tumor localization using diffuse optical tomography and linearly constrained minimum variance beamforming", Optical Society of America.
- Arridge, S. R., 1999, "Optical tomography in medical imaging", *Inverse problems* 15, R41-R93.
- Zienkiewicz, O. C. and Taylor, R. L., 1989, "The finite element method", McGraw-Hill.

Diffuse optical tomography: hardware and *in vitro* experiments

Marcelo Marques Nogueira

marcelo.nogueira@bain.com

Abstract: This project has two main goals: the construction of a functional optical tomography prototype, and the programming of an image generation software from measurements performed by it. The prototype is to be the first of a series, and is fit solely for laboratory usage. It comprises a matrix of LED's (emitters) and photodiodes (receptors), which are uniformly distributed in a cylindrical container. The acquired images refer to the interior of such container, which has been filled with a semi-transparent mean (a mixture of water and milk), in which an anomaly is placed (a black opaque sphere). The signal emission and the data channel measurements were accomplished by means of a computer-controlled data acquisition board. The image generation software is based upon the Black Box algorithm. It resorts to sequential solving of the forward problem (i.e. given an absorption disturbance, measurements on the photodiodes are determined) with a view to determining a linear mapping between absorption disturbances within the domain (that is, the cylindrical container) and measurement disturbances in the photodiodes. Finally, measurements taken from the hardware have been used as inputs to the software, and, as a result, an image has been acquired, which correctly places the black sphere in the domain.

Keywords: tomography, finite element method, imagery (bioengineering), Helmholtz equation.