

# Tomografía óptica usando la ecuación independiente del tiempo de transferencia radiativa

A. Mendez

May 12, 2019

## Abstract

El presente estudio consiste de dos partes. El objetivo general consiste en introducir y testear experimentalmente un algoritmo novedoso de generación de imágenes de tomografía óptica basado en la ecuación de transferencia radiativa. Usar la ecuación de transferencia radiativa en lugar de la ecuación de difusión permite considerar el medio altamente dispersivo que contiene regiones de vacío que tienen coeficientes bajos de absorción y dispersión. En la parte I nos concentramos en los detalles de la descripción y evaluación de un modelo forward que describe con precisión la propagación de fotones en tales medios. En la parte II nos concentramos en la inclusión de este modelo en un esquema iterativo de reconstrucción de imágenes basado en modelos (MOBIIR por sus siglas en inglés). Usando el esquema MOBIIR se puede determinar la distribución espacial de las propiedades ópticas dentro de los medios altamente dispersivos a partir de mediciones adquiridas en la superficie del medio. Se presentarán el sustento matemático y numérico para la reconstrucción del algoritmo, especialmente el esquema de diferenciación adjunta para el cálculo del gradiente. El código es testeado con data experimental usando tissue-phantoms que contienen regiones rellenas con agua o de vacío.

## 1 Introducción

La tomografía óptica (OT), también denominada tomografía óptica difusa (DOT), o tomografía de migración de fotón (PMT), ha realizado considerables avances en los años recientes. En esta técnica la luz de infrarojo cercano en la región de longitud de onda de aproximadamente  $650\text{nm} < \lambda < 900\text{nm}$  es utilizada para iluminar medios altamente dispersivos. Basándose en mediciones de intensidades transmitidas y/o reflejadas en la superficie de un medio, se intenta reconstruir la distribución espacial de las propiedades ópticas (por ejemplo, el coeficiente de absorción  $\mu_a$  y el coeficiente de dispersión  $\mu_s$ ) dentro del medio. A pesar de que se pueden encontrar problemas similares en diferentes áreas científicas, yendo desde la oceanografía hasta las ciencias atmosféricas, la astronomía y la física de neutrones, los recientes avances en tomografía óptica han sido aportados por las aplicaciones en la óptica biomédica. Este campo está enfocado en el uso de la luz visible y cercana al infrarojo para el diagnóstico y tratamiento de tejidos biológicos. Existen ejemplos de monitoreo óptico de oxigenación de sangre,

detección de hemorragias cerebrales, mapeo funcional de actividad cerebral y diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer, artritis reumoidal, o cancer. Estas aplicaciones se basan en el hecho de que varios procesos de la enfermedad y la mayoría de los cambios fisiológicos afectan las propiedades ópticas de los tejidos biológicos. Las propiedades ópticas de interés son los coeficientes de absorción  $\mu_a$ , de dispersión  $\mu_s$ , y el factor de anisotropía  $g$ , o una combinación de ellos. Las diferencias en estas propiedades ópticas entre tejidos sanos y patológicos proveen un contraste para esta tecnología de mapeo.

La mayoría de los grupos en esta área de investigación utilizan técnicas denominadas reconstrucción de imagen iterativo basado en modelos (MOBIIR). Estas técnicas implementan modelos hacia adelante que provee predicciones en las lecturas del detector basándose en la estimación de la distribución espacial de estas propiedades ópticas dentro del medio. Las lecturas predichas por el detector son comparadas con data experimental usando una función objetivo definida de manera apropiada. La verdadera distribución de las propiedades ópticas se determina actualizando iterativamente las predicciones y realizando nuevos cálculos hacia adelante con estas propiedades ópticas actualizadas hasta que los datos predichos coinciden con las lecturas del detector. La distribución final de las propiedades ópticas se muestra como una imagen.

Es claro que la calidad de la imagen reconstruida depende fuertemente de la precisión del modelo hacia adelante. Si el modelo hacia adelante no describe de forma precisa la propagación de los fotones dentro del medio, el esquema de reconstrucción basado en el modelo fallará. Hasta ahora, la mayoría de los algoritmos se basan en la validez de la aproximación de difusión de la ecuación de transferencia de radiación. Mientras que en la mayoría de los casos, ésta es una buena aproximación para describir la propagación de luz en tejidos biológicos, varios investigadores han probado experimental y teóricamente cuáles son los límites de esta aproximación. Por ejemplo, se ha mostrado que la aproximación de difusión falla cuando el medio contiene regiones de absorción en los cuales el coeficiente de absorción no es mucho menor que el coeficiente de dispersión, o en regiones en las que la dispersión y absorción son muy bajas, las llamadas regiones de simil-vacío. Medios turbios que contienen áreas tipo simil-vacío tienen un rol importante en varias aplicaciones de mapeo biomédicos. Por ejemplo, los tejidos cerebrales altamente dispersivos están encapsulados en una capa de fluido cerebrospinal casi transparente, el cual tiene un coeficiente de dispersión y de absorción muy bajo. Cómo es que estas capas afectan la propagación de la luz ha sido recientemente objeto de muchos estudios y discusiones.

## 2 Métodos numéricos

El transporte de fotones en medios dispersivos puede describirse a través de la ecuación independiente del tiempo de transferencia radiativa, dada por

$$\omega \nabla \Psi(\mathbf{r}, \omega) + (\mu_a + \mu_s) \Psi(\mathbf{r}, \omega) = S(\mathbf{r}, \omega) + \mu_s \int_0^{2\pi} p(\omega, \omega') \Psi(\mathbf{r}, \omega') d\omega'. \quad (1)$$

La cantidad fundamental en la teoría de transporte radiativo es la radiancia  $\Psi(\mathbf{r}, \omega)$  en la posición espacial  $\mathbf{r}$ , sobre un unidad de ángulo sólido  $\omega$ , con unidades  $\text{W cm}^{-2} \text{ sr}^{-1}$ . La integral de la radiación sobre todos los ángulos

$\omega$  en el punto  $\mathbf{r}$  define la fluencia (densidad de energía)  $\Phi(\mathbf{r})$ :

$$\Phi(\mathbf{r}) = \int_{2\pi} \Psi(\mathbf{r}, \omega) d\omega. \quad (2)$$

Otras cantidades incluidas en la ecuación de transporte son los coeficientes de dispersión  $\mu_s$  y de absorción  $\mu_a$ , ambos dados en unidades de  $\text{cm}^{-1}$ , y la función de fase de dispersión  $p(\omega, \omega')$ . La función más comunmente usada es la función de dispersión de Henyey-Greenstein

$$p(\cos \theta) = \frac{1 - g^2}{2(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}} \quad (3)$$

donde  $\theta$  es el ángulo entre las dos direcciones  $\omega$  y  $\omega'$ . El factor  $g$  se denomina factor de anisotropía y es utilizado para caracterizar la distribución angular de dispersión.

### 3 Tissue phantoms y el set up experimental

#### 3.1 Tissue phantoms

Los tissue phantoms están compuestos de epoxy de resina claro en las que se mezclaron monoesferas de dióxidos de silicio ( $\text{SiO}_2$ ) y tinta. Las propiedades dispersivas fueron ajustadas variando la concentración de las monoesferas, mientras que las propiedades de absorción fueron controladas a través de la concentración de la tinta. El factor  $g$  podría ser variado usando

#### 3.2 Fuente de luz

Los phantoms fueron iluminados con luz cercana al infrarojo de un láser de diodo a  $\lambda = 678\text{nm}$ . Dado que los phantoms son tridimensionales, pero los cálculos son bidimensionales, fue necesario proveer un eje  $z$  independiente. Esto fue alcanzado iluminando el phantom con una fuente de luz lineal extendida a lo largo del eje  $z$ . La fuente de luz obtenida a partir de un diodo láser con un ángulo de emisión de  $20^\circ$

#### 3.3 Sistema de detección de la luz

