

Tomografía óptica usando la ecuación de transferencia radiativa independiente del tiempo

A. Mendez

La tomografía óptica (OT), también denominada tomografía óptica difusa (DOT) o tomografía de migración de fotón (PMT), constituye una técnica que permite reconstruir la distribución espacial de las propiedades ópticas (por ejemplo, el coeficiente de absorción μ_a y el coeficiente de dispersión μ_s) de ciertos medios dispersivos a partir de la medición de intensidades transmitidas y/o reflejadas en la superficie de dicho medio. El rango de longitudes de onda de la luz utilizada para esta técnica está ubicado en el infrarrojo cercano, aproximadamente $650\text{nm} < \lambda < 900\text{nm}$.

La OT es implementada en diversas áreas científicas, desde la oceanografía hasta las ciencias atmosféricas, la astronomía y la física de neutrones. Sin embargo, los avances más recientes se deben a la implementación de la OT en la óptica biomédica. Este campo está enfocado en el uso de la luz visible y cercana al infrarrojo para el diagnóstico y tratamiento de tejidos biológicos. Existen ejemplos de monitoreo óptico de oxigenación de sangre, detección de hemorragias cerebrales, mapeo funcional de la actividad cerebral y diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer, artritis reumoidal, o cáncer. La implementación de la OT se basa en el hecho de que ciertos procesos de las enfermedades 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 μ_a , de dispersión μ_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.

El transporte de fotones en medios dispersivos puede describirse a través de la ecuación de transferencia radiativa independiente del tiempo, 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 ω , con unidades $\text{W cm}^{-2} \text{ sr}^{-1}$. La integral de la radiación sobre todos los ángulos ω 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 μ_s y de absorción μ_a , ambos dados en unidades de cm^{-1} , y la función de fase de dispersión $p(\omega, \omega')$. En general, la función implementada 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 θ es el ángulo entre las dos direcciones ω y ω' . El factor g se denomina factor de anisotropía y es utilizado para caracterizar la distribución angular de dispersión.

En general, la mayoría de los algoritmos implementados se basan en la validez de la aproximación de difusión de la ecuación de transferencia de radiación. Sin embargo, esta aproximación ha mostrado tener límites experimentales y teóricos a la hora de describir la propagación de luz en tejidos biológicos [1]. Existen diversos métodos que permiten la reconstrucción de imágenes a partir de la tomografía óptica. Las técnicas más utilizadas se basan en la reconstrucción iterativa de imágenes basado en modelos (MOBIIR) [?, 2]. Estas técnicas implementan modelos *forward*, que proveen predicciones en las lecturas del detector basándose en la estimación de la distribución espacial de las propiedades ópticas 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. Finalmente, la distribución de las propiedades ópticas se muestra como una imagen.

References

- [1] Hielscher AH, Alcouffe RE, Barbour RL, Phys Med Biol 43, 1285–302 (1998)
Klose:99. Klose AD, Hielscher AH, Med Phys 26(8), 1698–707 (1999)
- [2] Klose AD, Netz U, Beuthan J, Hielscher AH, J Quant Spectrosc Radiat Transf 72, 691–713 (2002)