

Compendio Técnico: Física de Rayos X y Procesamiento de Señales

De la interacción fotónica a la representación digital

Docencia e Investigación en Ciencias Biomédicas

2026-02-10

Tabla de contenidos

1	Introducción a la Atenuación Fotónica	1
2	El Modelo Matemático: Ley de Beer-Lambert	1
3	Mecanismos de Interacción y Coeficiente μ	2
3.1	Procesos Físicos	2
3.2	Determinación de μ	2
4	Procedimiento de Estimación y Parámetros Críticos	2
4.0.1	1. Estimación de la Policromaticidad	3
4.0.2	2. Estimación de la Divergencia (Ley del Cuadrado Inverso)	3
4.0.3	3. Estimación del Factor de Acumulación ()	4
4.0.4	Implementación en Python (Ejemplo de Divergencia y Policromaticidad) . . .	4
4.0.5	Resumen para su reporte Quarto	5
5	Representación Física en el Píxel	5
6	Simulación Computacional (NumPy 2.0+)	6

1. Introducción a la Atenuación Fotónica

La estimación de la absorción de rayos X en un paciente se fundamenta en el principio de **atenuación fotónica**. Cuando un haz atraviesa el cuerpo, los fotones interactúan con los tejidos, reduciendo la intensidad del haz original antes de alcanzar el detector.

2. El Modelo Matemático: Ley de Beer-Lambert

Para un haz monoenergético en un medio homogéneo, la intensidad transmitida I se describe exponencialmente:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Donde: * I_0 : Intensidad incidente. * μ : Coeficiente de atenuación lineal (cm^{-1}). * x : Espesor del tejido.

En medios heterogéneos (anatomía humana), se utiliza la integral de línea:

$$I = I_0 \exp \left(- \int_L \mu(s, E) ds \right)$$

3. Mecanismos de Interacción y Coeficiente μ

3.1. Procesos Físicos

En el rango diagnóstico ($20 - 150$ keV), predominan: 1. **Efecto Fotoeléctrico**: Absorción total ($\propto Z^3/E^3$). Genera el contraste anatómico. 2. **Efecto Compton**: Dispersión inelástica ($\propto \rho_e$). Fuente de ruido y dosis dispersa.

3.2. Determinación de μ

El coeficiente lineal se deriva del coeficiente de atenuación másico (μ/ρ) y la densidad física (ρ):

$$\mu = \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{NIST} \cdot \rho$$

En tomografía (CT), esto se normaliza en **Unidades Hounsfield (HU)**:

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_{tejido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua} - \mu_{aire}}$$

4. Procedimiento de Estimación y Parámetros Críticos

Para una estimación profesional de la absorción (energía depositada), deben integrarse los siguientes parámetros:

- **Factor de Acumulación (B)**: Corrige la contribución de la radiación dispersa en geometrías de haz ancho.
- **Policromaticidad**: El haz posee un espectro de energías, lo que induce el **Endurecimiento del Haz (Beam Hardening)**.
- **Divergencia**: Compensación por la ley del cuadrado inverso de la distancia.

Sí, es posible estimar estos parámetros mediante modelos matemáticos deterministas o simulaciones estocásticas. En la física médica y el procesamiento de imágenes, estos factores no se ignoran, sino que se integran en el formalismo de la **transferencia radiativa** para mejorar la calidad de la reconstrucción y la precisión de la dosis.

A continuación, se detalla el procedimiento técnico para la estimación de cada uno:

4.0.1. 1. Estimación de la Policromaticidad

La policromaticidad es la desviación del modelo ideal monoenergético. Se estima mediante la caracterización del espectro del ánodo () .

- **Modelado analítico:** Se utilizan modelos como la **Ley de Kramers** o algoritmos más precisos como **TASMIP** (para ánodos de Tungsteno) que generan la fluencia de fotones por cada intervalo de energía (keV).
- **Cálculo del Coeficiente Efectivo (μ_{eff}):** En lugar de un solo μ , se calcula un promedio pesado por el espectro:

$$\mu_{eff} = \frac{\int_0^{E_{max}} \mu(E) \cdot S(E) \cdot e^{-\mu(E)x} dE}{\int_0^{E_{max}} S(E) \cdot e^{-\mu(E)x} dE}$$

- **Uso en IA:** Se pueden entrenar redes neuronales (como las *Physics-Informed Neural Networks* o PINNs) para aprender la función de mapeo entre el espesor del objeto y la intensidad detectada, capturando implícitamente la policromaticidad.

4.0.2. 2. Estimación de la Divergencia (Ley del Cuadrado Inverso)

La divergencia es un fenómeno puramente geométrico. Dado que el tubo de rayos X actúa como una fuente cuasipuntual, la intensidad disminuye con la distancia () .

- **Factor de Corrección Geométrica ():** Si se conoce la distancia foco-isocentro () y la distancia foco-detector (), la intensidad en cualquier punto se estima como:
- **En Procesamiento de Imágenes:** Esta corrección es trivial pero obligatoria en proyecciones de haz cónico (*Cone Beam*). Si no se corrige, los píxeles periféricos mostrarían una atenuación artificialmente alta debido a la mayor distancia recorrida y la menor fluencia de fotones por unidad de área.

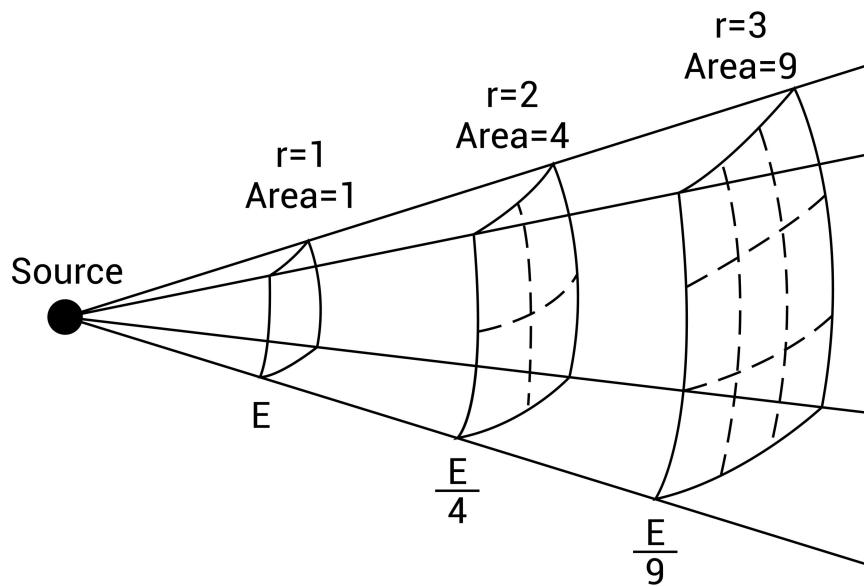


Figura 1: Corrección por Divergencia

4.0.3. 3. Estimación del Factor de Acumulación ()

Este es el parámetro más complejo, ya que depende de la radiación dispersa (Compton) que llega al detector. se define como la relación entre la exposición total y la exposición primaria: .

- **Fórmulas Empíricas:** Existen aproximaciones como la **Ecuación de Taylor** o la **Ecuación de Berger**:

$$B(E, \mu x) = 1 + a \cdot (\mu x) \cdot e^{b \cdot \mu x}$$

Donde a y b son coeficientes tabulados para cada material y energía. * **Método de Monte Carlo:** Es el estándar de oro. Se simulan millones de trayectorias de fotones en un volumen (usando herramientas como *Geant4* o *MCNP*) para cuantificar cuánta radiación dispersa alcanza una coordenada específica del detector. * **Estimación por Grid:** En clínica, se usan rejillas antidifusoras. El factor de mejora del contraste () permite estimar cuánto se ha reducido el factor .

4.0.4. Implementación en Python (Ejemplo de Divergencia y Policromatidad)

Este bloque de código integra la divergencia en la simulación anterior para observar cómo afecta la intensidad final.

```

import numpy as np

def estimar_fluencia_total(distancias, espesor_tejido, kvp=100):
    E = np.linspace(10, kvp, 300)
    # Espectro con policromaticidad
    S_E = 74 * (kvp - E)
    S_E = np.maximum(S_E, 0)

    # Coeficiente de atenuación (Tejido blando)
    mu_E = 3000 * (E**-3) + 0.16

    intensidades = []
    for d in distancias:
        # 1. Corrección por divergencia (1/d^2)
        f_g = (1.0 / d)**2

        # 2. Atenuación exponencial integrada
        I_d = np.trapezoid(f_g * S_E * np.exp(-mu_E * espesor_tejido), E)
        intensidades.append(I_d)

    return np.array(intensidades)

# Distancias de 50cm a 150cm del foco
dist = np.linspace(50, 150, 10)
I_estimada = estimar_fluencia_total(dist, espesor_tejido=5.0)

print(f"Intensidad relativa a 50cm: {I_estimada[0]:.2e}")
print(f"Intensidad relativa a 150cm: {I_estimada[-1]:.2e}")

```

4.0.5. Resumen para su reporte Quarto

Parámetro	Método de Estimación	Impacto en la Imagen
Policromaticidad	Integración espectral () .	Artefactos de endurecimiento (<i>Beam Hardening</i>).
Divergencia	Ley del cuadrado inverso () .	Gradiente de brillo centro-periferia.
Acumulación ()	Fórmulas de Taylor/Berger o Monte Carlo.	Reducción del contraste por radiación dispersa.

5. Representación Física en el Píxel

Estado de la Imagen	Variable Física Representada
Raw (Detector)	Exposición / Fluencia de energía (μGy).
Log-Processed	Integral de línea de la atenuación ($\int \mu ds$).
Clinical (DICOM)	Índice de luminancia reescalado (LUTs).

6. Simulación Computacional (NumPy 2.0+)

El siguiente código simula el endurecimiento del haz, demostrando cómo la energía media aumenta al atravesar tejido denso.

```
import numpy as np

# 1. Configuración del espectro incidente (100 kVp)
E = np.linspace(10, 100, 500)
I0 = 74 * (100 - E)
I0 = np.maximum(I0, 0)

# 2. Coeficiente de atenuación para hueso cortical
mu_bone = 20000 * (E**-3) + 0.18

# 3. Transmisión tras 2 cm de hueso
I_trans = I0 * np.exp(-mu_bone * 2.0)

# 4. Cálculo de Energía Media (np.trapezoid)
e_media_inic = np.trapezoid(I0 * E, E) / np.trapezoid(I0, E)
e_media_final = np.trapezoid(I_trans * E, E) / np.trapezoid(I_trans, E)

print(f"Energía media inicial: {e_media_inic:.2f} keV")
print(f"Energía media final: {e_media_final:.2f} keV")
print(f"Delta de endurecimiento: {e_media_final - e_media_inic:.2f} keV")
```

Energía media inicial: 40.00 keV
 Energía media final: 56.81 keV
 Delta de endurecimiento: 16.81 keV