

# Reporte técnico (extenso): Modelado de atenuación y formación del haz, respuesta de detectores Flat Panel y formación de radiografías (RX) con extensión a CT

Enfoque ingenieril y clínico-operativo para adquisición, reconstrucción, QA y seguridad en RX/CT

Experto en Procesamiento de Imágenes Médicas

2026-01-19

## Table of contents

<b>1</b>	<b>1. Resumen ejecutivo (1–2 páginas)</b>	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>2. Introducción</b>	<b>5</b>
2.1	2.1 Modalidades (RX/CT) y cadena completa (visión de sistema) . . . . .	5
2.1.1	Figura 1: Cadena de formación de imagen en RX digital (esquemática)	5
2.2	2.2 Glosario (términos clave, en lenguaje técnico sencillo) . . . . .	6
<b>3</b>	<b>3. Fundamentos físicos por modalidad (énfasis RX/CT)</b>	<b>6</b>
3.1	3.1 Generación del haz de rayos X (tubo RX) . . . . .	6
3.1.1	Figura 2: Espectro policromático y efecto de filtración (esquemática) . .	7
3.1.2	3.1.1 Filtración y calidad del haz (HVL) . . . . .	7
3.2	3.2 Interacción con el paciente: atenuación y dispersión . . . . .	7
3.2.1	3.2.1 Ley de Beer–Lambert (monoenergético) y extensión policromática	8
3.2.2	3.2.2 Dispersión (scatter): naturaleza y consecuencias . . . . .	8
3.2.3	Figura 3: Geometría de atenuación y scatter hacia el detector (esquemática) . . . . .	9
3.3	3.3 Detectores RX (CR/DR) y respuesta del sistema . . . . .	9
3.3.1	3.3.1 Conversión y muestreo . . . . .	9
3.3.2	3.3.2 MTF, NPS y DQE (núcleo de calidad en detectores) . . . . .	9

<b>4</b>	<b>4. Modelo matemático de adquisición</b>	<b>10</b>
4.1	4.1 RX: proyección 2D, blur, ruido (Poisson + electrónico) y scatter . . . . .	10
4.1.1	4.1.1 Proyección ideal y linealización por logaritmo . . . . .	10
4.1.2	4.1.2 Ruido: modelo Poisson–Gaussiano . . . . .	11
4.1.3	4.1.3 Desenfoque total (PSF compuesta) . . . . .	11
4.2	4.2 CT (comparativo): transformada de Radon, geometrías y HU . . . . .	11
<b>5</b>	<b>5. Aspectos solicitados (sección repetible por cada aspecto)</b>	<b>12</b>
5.1	5.A Proceso físico–matemático de generación de imágenes por Rayos X (RX) .	12
5.1.1	a) Definición formal y objetivo . . . . .	12
5.1.2	b) Supuestos y condiciones de validez . . . . .	12
5.1.3	c) Derivación/explicación matemática esencial . . . . .	13
5.1.4	d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo (modelo de simulación/ingeniería) . . . . .	13
5.1.5	e) Parámetros: significado físico, rangos típicos y cómo elegirlos (orientativo) . . . . .	14
5.1.6	f) Complejidad computacional y requerimientos . . . . .	15
5.1.7	g) Comportamiento frente a ruido/artefactos . . . . .	15
5.1.8	h) Riesgos (sobre-suavizado, pérdida de detalle, alucinación, sesgos) . .	15
5.1.9	i) Recomendaciones prácticas RX vs CT vs MRI . . . . .	15
5.1.10	j) Ejemplo clínico narrativo (RX) . . . . .	15
5.2	5.B Cómo se determina la dosis de radiación en radiografías . . . . .	16
5.2.1	a) Definición formal y objetivo . . . . .	16
5.2.2	b) Supuestos y condiciones de validez . . . . .	16
5.2.3	c) Derivación/explicación matemática esencial . . . . .	16
5.2.4	d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo (cálculo operativo) . . . . .	17
5.2.5	e) Parámetros y rangos típicos (selección y control) . . . . .	18
5.2.6	f) Complejidad computacional y requerimientos . . . . .	19
5.2.7	g) Comportamiento frente a ruido/artefactos (trade-off dosis–calidad) .	19
5.2.8	h) Riesgos (sesgos y errores de interpretación) . . . . .	19
5.2.9	i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI . . . . .	20
5.2.10	j) Ejemplo clínico narrativo (dosis) . . . . .	20
5.3	5.C Cómo se “reconstruye” una imagen por Rayos X (radiografía de proyección)	20
5.3.1	a) Definición formal y objetivo . . . . .	20
5.3.2	b) Supuestos y condiciones de validez . . . . .	20
5.3.3	c) Derivación/explicación matemática esencial (bloques principales) . .	21
5.3.4	d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo (pipeline implementable) . .	22
5.3.5	e) Parámetros: significado físico, rangos típicos y cómo elegirlos . . . . .	23
5.3.6	f) Complejidad computacional y requerimientos . . . . .	23
5.3.7	g) Comportamiento frente a ruido/artefactos . . . . .	24
5.3.8	h) Riesgos: sobre-suavizado, pérdida de detalle, alucinación, sesgos . . .	24
5.3.9	i) Recomendaciones prácticas RX vs CT vs MRI . . . . .	24
5.3.10	j) Ejemplo clínico narrativo (pipeline) . . . . .	24

5.4	5.D Listado estándar de métodos de reconstrucción de imágenes médicas (comparativo RX/CT/MRI)	24
5.4.1	D.1 CT (estándar)	25
5.4.2	D.2 MRI (estándar)	25
5.4.3	D.3 RX extendido	25
<b>6</b>	<b>6. Artefactos y fallas típicas</b>	<b>26</b>
6.1	6.1 RX (radiografía)	26
6.2	6.2 CT (comparativo)	26
6.3	6.3 MRI (comparativo)	27
<b>7</b>	<b>7. Calidad de imagen y evaluación cuantitativa</b>	<b>27</b>
7.1	7.1 Métricas y definiciones	27
7.2	7.2 Protocolos con phantoms (configuraciones típicas)	27
7.2.1	Figura 5: Medición de MTF por borde inclinado (slanted-edge) (esquemática)	28
7.3	7.3 Diseño de experimento (repetibilidad y trazabilidad)	28
<b>8</b>	<b>8. Dosis y seguridad</b>	<b>28</b>
8.1	8.1 RX: indicadores y ALARA	28
8.2	8.2 CT (comparativo)	29
8.3	8.3 MRI (comparativo)	29
<b>9</b>	<b>9. Recomendaciones de implementación (pipeline y QA)</b>	<b>29</b>
9.1	9.1 Pipeline sugerido por modalidad	29
9.2	9.2 Checklist de validación (mínimo)	29
9.3	9.3 Buenas prácticas (operativas) y errores comunes	30
<b>10</b>	<b>10. Casos de uso y guía de selección</b>	<b>30</b>
10.1	10.1 Matriz de decisión (objetivo clínico vs método)	30
<b>11</b>	<b>11. Conclusiones</b>	<b>31</b>
<b>12</b>	<b>12. Referencias (formato IEEE, 25)</b>	<b>31</b>
12.1	Apéndice A: Lista corta de “red flags” para operación y QA en RX	33
12.2	Apéndice B: Tabla de verificación para cambios de pipeline (gobernanza técnica)	33

**Cómo generar el PDF:** guarde este archivo como `reporte_rx_extenso.qmd` y ejecute: `quarto render reporte_rx_extenso.qmd --to pdf`

**Supuestos explícitos (si no se indica lo contrario):** - Sistema RX digital tipo DR (FPD) con AEC disponible; generador convencional 40–150 kVp. - Población mixta (adulto/pediatría); se enfatiza **ALARA** y control de *dose creep*. - Restricciones típicas: **baja dosis cuando sea posible**, flujo clínico rápido, hardware

hospitalario estándar (CPU; GPU opcional para algoritmos avanzados). - Nivel matemático: **medio** (se prioriza trazabilidad e interpretación física).

## 1 1. Resumen ejecutivo (1–2 páginas)

La radiografía (RX) es la modalidad de imagen médica más utilizada por su rapidez, costo-efectividad y disponibilidad. Su esencia física es simple de enunciar pero compleja de controlar: un **haz policromático** de fotones X atraviesa un paciente, se atenúa y se dispersa, y un detector convierte la energía incidente en señal digital. La “imagen radiográfica” es un mapa 2D que representa, de manera aproximada, **integrales de atenuación** a lo largo de trayectorias, contaminadas por **dispersión (scatter)**, desenfoque (foco, movimiento, PSF del detector) y ruido (cuántico + electrónico).

Este reporte resuelve tres necesidades operativas de ingeniería clínica:

### 1) Proceso físico–matemático de generación de imágenes por RX

- Modela el espectro del tubo y su filtración; describe la interacción (fotoeléctrico y Compton), el endurecimiento del haz y la dispersión; formaliza el detector como un sistema lineal con PSF/MTF y ruido.
- Resultado: un modelo de adquisición útil para diseño de protocolos, QA, y diagnóstico de artefactos.

### 2) Determinación de dosis en radiografías

- Diferencia cantidades físicas (kerma en aire, dosis absorbida) de cantidades de protección (equivalente/efectiva).
- En RX clínica se gestionan principalmente **KAP/DAP** y **ESAK/ESD** (según convención), más índices como **Exposure Index (EI)** para control interno.
- Se entregan rutas prácticas: medición con cámara de ionización/KAP-metro, o estimación desde salida del tubo + geometría + factor de retrodispersión.

### 3) “Reconstrucción” de una imagen por RX (radiografía de proyección)

- A diferencia de CT/MRI, en RX no se reconstruye un volumen: la imagen es una proyección 2D directa. En ingeniería, “reconstrucción RX” se refiere al **pipeline** que convierte lecturas crudas del detector en imagen clínica: correcciones *dark/flat*, linealización, corrección de ganancia/offset, estimación y compensación de scatter, correcciones geométricas, reducción de ruido, realce y mapeo tonal para visualización y DICOM.
- Se describen algoritmos clásicos (flat-field, log-transform, corrección de scatter basada en kernels, Wiener/deconvolución, denoise) y enfoques modernos (regularización tipo TV, *compressed sensing* en tomosíntesis, deep learning para denoise/scatter).

**Impacto y comparativo RX/CT/MRI** - **RX**: excelente para tórax y hueso; limitado por superposición 3D→2D; muy sensible a dispersión y técnica. - **CT**: reconstruye volumen mediante Radon/FBP/iterativa; dosis mayor; artefactos específicos (metal, anillos, beam hardening). - **MRI**: sin radiación ionizante; reconstrucción en  $k$ -espacio (FFT + paralela/CS); artefactos distintos (movimiento, susceptibilidad, inhomogeneidades).

**Limitaciones críticas y recomendaciones** - El principal degradante de contraste en RX general es **scatter**: colimación, rejilla y/o corrección software deben ser parte del diseño del sistema. - En radiografía digital existe el riesgo de *dose creep*: la post-producción puede “hacer ver bien” imágenes adquiridas con más dosis de la necesaria. Controlar con **KAP/ESAK + EI/DI + auditorías**. - La calibración (dark/flat, uniformidad, linealidad, estabilidad) debe estar blindada por QA: si se rompe, el posprocesado puede ocultar el fallo y trasladar el riesgo al diagnóstico.

## 2 2. Introducción

### 2.1 2.1 Modalidades (RX/CT) y cadena completa (visión de sistema)

#### 2.1.1 Figura 1: Cadena de formación de imagen en RX digital (esquemática)

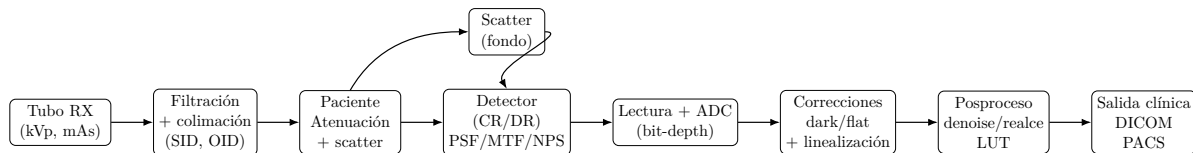


Figure 1: Cadena físico-digital en RX: desde generación del haz hasta salida clínica. Esquema conceptual (no a escala).

Un bloque “fuente” genera energía (RX/CT: tubo; MRI: RF+gradientes). La energía interactúa con el paciente (RX/CT: atenuación+scatter; MRI: relajación). Un detector convierte a señal (FPD; detectores CT; bobinas RF). Luego hay muestreo/ADC, calibraciones (dark/flat; air-scan), reconstrucción (RX: proyección+procesado; CT: FBP/iterativa; MRI: FFT/SENSE/GRAPPA/CS), postproceso, visualización y QA.

Aunque este reporte se centra en **RX**, se incluyen secciones de CT/MRI porque: - muchos conceptos de calidad (MTF/NPS/DQE) y QA son transversales; - tomosíntesis (RX) y CT comparten ideas de reconstrucción tomográfica; - el personal clínico suele operar flujos combinados (radiografía, tomografía, resonancia) y se benefician de un marco unificado.

## 2.2 2.2 Glosario (términos clave, en lenguaje técnico sencillo)

- **SNR**:  $SNR = \mu/\sigma$  (promedio sobre desviación estándar).
  - **CNR**:  $CNR = |\mu_1 - \mu_2|/\sigma$  (contraste relativo al ruido).
  - **PSF**: respuesta espacial a un punto (desenfoque).
  - **MTF**: módulo de la TF de la PSF; mide conservación de detalle por frecuencia espacial.
  - **NPS**: espectro de ruido; indica textura del ruido por frecuencia.
  - **DQE**: eficiencia con la que el detector preserva SNR del haz a la imagen.
  - **Scatter**: fotones desviados (Compton) que llegan al detector fuera de la trayectoria primaria.
  - **kVp / mAs**: controlan energía (calidad) y cantidad (intensidad) del haz.
  - **HVL**: espesor que reduce a la mitad la intensidad; indicador de calidad/filtración del haz.
  - **HU (CT)**: escala de atenuación relativa al agua.
  - **TE/TR/FA (MRI)**: parámetros de secuencia; se incluyen por comparativo.
  - **k-space (MRI)**: dominio de frecuencias espaciales; la imagen se obtiene (aprox.) por FFT.
- 

## 3 3. Fundamentos físicos por modalidad (énfasis RX/CT)

### 3.1 3.1 Generación del haz de rayos X (tubo RX)

En el tubo RX, electrones acelerados por un potencial  $V$  impactan el ánodo y generan:

- 1) **Bremsstrahlung (frenado)**: espectro continuo.
- 2) **Radiación característica**: picos por transiciones electrónicas del material del ánodo (p. ej. W).

Un modelo simplificado del espectro emitido puede representarse por una densidad espectral  $S(E)$  (fotones/keV) que depende de: -  $kVp$  (energía máxima  $E_{\max} \approx kVp$  en keV), - filtración total (inherente + adicional), - material y ángulo del ánodo (efecto talón/heel), - forma de onda del generador.

### 3.1.1 Figura 2: Espectro policromático y efecto de filtración (esquemática)

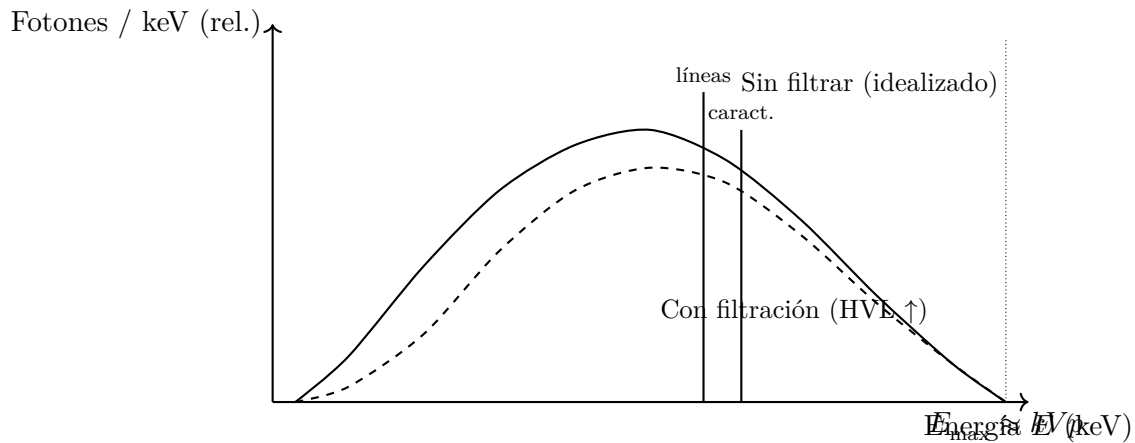


Figure 2: Espectro policromático de RX (esquema). La filtración reduce principalmente fotones de baja energía (endurece el haz; HVL aumenta). No representa datos reales ni escalas absolutas.

Curva  $S(E)$  vs  $E$ : sube desde bajas energías, alcanza un máximo y cae a cero en  $E = E_{\max}$ . Encima aparecen picos estrechos (líneas características).

#### 3.1.2 3.1.1 Filtración y calidad del haz (HVL)

La filtración elimina fotones de baja energía (aumenta HVL), reduce dosis superficial “inútil” y modifica el contraste.

**Definición práctica:** HVL es el espesor de material (usualmente aluminio) que reduce la intensidad a la mitad.

Si la intensidad transmitida por un filtro homogéneo (aprox. monoenergético) es  $I(t) = I_0 e^{-\mu t}$ , entonces:

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu}$$

En haz policromático, HVL se define por medición; no hay una  $\mu$  única.

### 3.2 3.2 Interacción con el paciente: atenuación y dispersión

En diagnóstico (20–150 keV), dominan:

- **Fotoeléctrico:** crece fuertemente con  $Z$  y decrece con energía; aumenta contraste (hueso vs tejido).
- **Compton:** depende más de densidad electrónica; produce scatter; reduce contraste.

### 3.2.1 3.2.1 Ley de Beer–Lambert (monoenergético) y extensión policromática

Para un rayo con energía  $E$ :

$$I(E) = I_0(E) \exp \left( - \int_L \mu(E, \mathbf{r}) ds \right)$$

**Símbolos:** -  $I_0(E)$ : intensidad incidente a energía  $E$  -  $I(E)$ : intensidad transmitida -  $\mu(E, \mathbf{r})$ : coeficiente de atenuación lineal -  $L$ : trayectoria del rayo

Para haz policromático:

$$I = \int_0^{E_{\max}} S(E) \exp \left( - \int_L \mu(E, \mathbf{r}) ds \right) dE$$

Esto conduce a **endurecimiento del haz**: las energías bajas se atenúan más, el espectro transmitido se “endurece”, y el logaritmo deja de ser estrictamente lineal con el espesor.

### 3.2.2 3.2.2 Dispersión (scatter): naturaleza y consecuencias

Modelamos señal total medida (por píxel) como:

$$y = y_P + y_S$$

-  $y_P$ : componente primaria (directa) -  $y_S$ : dispersa (generalmente de baja frecuencia espacial, pero puede tener estructura)

**Efecto clínico:** disminuye CNR, crea velos (shading), reduce detectabilidad de lesiones sutiles (p.ej. nódulos pulmonares pequeños).



### 3.2.3 Figura 3: Geometría de atenuación y scatter hacia el detector (esquemática)

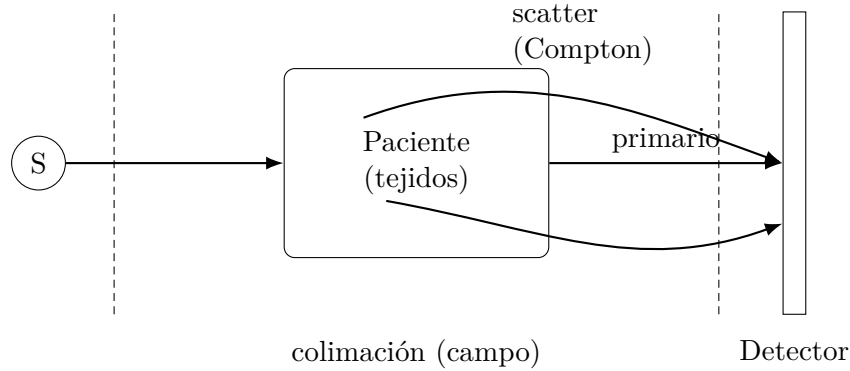


Figure 3: El detector mide componente primaria + dispersa. El scatter eleva el “fondo” y reduce CNR (esquema conceptual).

El fotón primario viaja recto al píxel. Un fotón Compton cambia dirección y alcanza otro píxel, elevando su señal como “fondo”.

## 3.3 3.3 Detectores RX (CR/DR) y respuesta del sistema

### 3.3.1 3.3.1 Conversión y muestreo

Para DR con panel plano (FPD), el proceso es: - conversión energía→carga (directo: a-Se; indirecto: CsI→luz→a-Si), - integración temporal, - lectura de matriz (TFT), - ADC a valores digitales (ADU).

Modelo lineal espacio-invariante (ideal):

$$z(\mathbf{x}) = (h * q)(\mathbf{x}) + n_e(\mathbf{x})$$

-  $q(\mathbf{x})$ : señal cuántica (Poisson) -  $h(\mathbf{x})$ : PSF efectiva (foco + detector + movimiento) -  $n_e$ : ruido electrónico (aprox. gaussiano)

### 3.3.2 3.3.2 MTF, NPS y DQE (núcleo de calidad en detectores)

- **MTF**: mide transferencia de contraste por frecuencia espacial  $f$ .
- **NPS**: describe “textura” del ruido por frecuencia.
- **DQE**: eficiencia de detección que cuantifica cuánto SNR se conserva:

$$DQE(f) = \frac{SNR_{out}^2(f)}{SNR_{in}^2(f)}$$

**Tabla 1: Tipos de detector y consideraciones (resumen).**

Tecnología	Ventajas	Limitaciones	Artefactos típicos	Comentario clínico
CR (PSP)	robusto, retro-compatibilidad	lectura más lenta, menor DQE que DR	polvo/rasguños, variabilidad placa	útil en transición; menos ideal para baja dosis
DR indirecto (CsI/a-Si)	buena DQE, buena MTF	luz lateral (depende del CsI)	lag/ghosting, píxeles muertos	estándar en general; buen balance
DR directo (a-Se)	alta MTF (menos spreading)	sensibilidad a condiciones, costo	defectos de panel, saturación local	excelente detalle; requiere QA disciplinado

## 4 4. Modelo matemático de adquisición

### 4.1 4.1 RX: proyección 2D, blur, ruido (Poisson + electrónico) y scatter

#### 4.1.1 4.1.1 Proyección ideal y linealización por logaritmo

Si el haz fuese monoenergético y sin scatter:

$$p(u, v) = -\ln \left( \frac{I(u, v)}{I_0(u, v)} \right) = \int_L \mu(\mathbf{r}) ds$$

$p(u, v)$  sería una “imagen de proyección” proporcional a la integral de atenuación.

En práctica:

$$I(u, v) = \underbrace{\int S(E) \exp \left( - \int \mu(E, \mathbf{r}) ds \right) dE}_{\text{primaria policromática}} + \underbrace{I_S(u, v)}_{\text{scatter}}$$

El logaritmo ya no entrega una integral pura; aparece sesgo por beam hardening y por el término  $I_S$ .

#### 4.1.2 4.1.2 Ruido: modelo Poisson–Gaussiano

Número de cuanta detectados  $N$ :

$$N \sim \text{Poisson}(\lambda)$$

Señal digital:

$$y = gN + \eta, \quad \eta \sim \mathcal{N}(0, \sigma_e^2)$$

-  $g$ : ganancia (ADU por fotón equivalente) -  $\eta$ : ruido electrónico

**Implicación:** el ruido depende de la exposición; por eso los denoise “ciegos” pueden fallar si no consideran varianza dependiente de señal.

#### 4.1.3 4.1.3 Desenfoque total (PSF compuesta)

La PSF efectiva puede modelarse como convolución de PSFs:

$$h_{\text{tot}} = h_{\text{foco}} * h_{\text{mov}} * h_{\text{det}}$$

- foco (tamaño focal y geometría) - movimiento (paciente y sistema) - detector (spreading en centellador, difusión, integración)

#### 4.2 4.2 CT (comparativo): transformada de Radon, geometrías y HU

Aunque el foco es RX, se incluye CT para completar “lista estándar de reconstrucción”.

En CT ideal:

$$p(\theta, s) = \int \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy$$

Esto es la **transformada de Radon**. La reconstrucción clásica (FBP) invierte este operador (aprox.) mediante filtrado y retroproyección.

Conversión a HU:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}}$$

Calibraciones típicas: - **dark**: lectura sin señal (offset), - **air-scan**: referencia sin objeto (ganancia/normalización), - correcciones por beam hardening, scatter, anillos.

## 5 5. Aspectos solicitados (sección repetible por cada aspecto)

**Nota importante de interpretación:** En radiografía de proyección, “reconstrucción” se refiere a transformar datos crudos en imagen clínica 2D. No es reconstrucción tomográfica (como CT), salvo extensiones como tomosíntesis. Por eso, aquí se incluyen: - Aspecto A: *Generación físico–matemática de la imagen RX* (formación del haz, interacción, detector) - Aspecto B: *Determinación de dosis en radiografías* (KAP/ESAK/ESD, conversión a dosis efectiva) - Aspecto C: *Pipeline de “reconstrucción” RX* (calibración + correcciones + denoise + realce + presentación) Además se adjunta un “listado estándar” de reconstrucción en CT/MRI (para comparativo, selección y cultura técnica).

---

### 5.1 5.A Proceso físico–matemático de generación de imágenes por Rayos X (RX)

#### 5.1.1 a) Definición formal y objetivo

**Objetivo:** describir la relación entre (i) técnica radiográfica (kVp, mAs, filtración, geometría), (ii) propiedades del paciente ( $\mu(E, \mathbf{r})$ , espesor, composición), y (iii) respuesta del detector (PSF/MTF/NPS/DQE) para predecir señal, ruido, contraste y artefactos.

Formalmente, buscamos un modelo:

$$y(u, v) = \mathcal{F}(S(E), \mu(E, \mathbf{r}), \text{geom}, h, \text{ruido}, \text{scatter})$$

#### 5.1.2 b) Supuestos y condiciones de validez

- Régimen diagnóstico (20–150 keV), interacción dominada por fotoeléctrico y Compton.
- Detector aproximadamente lineal en el rango de operación (sin saturación).
- Sistema casi invariante localmente (PSF no cambia mucho dentro del campo) o se trata con correcciones espaciales (flat-field y mapas).
- Scatter tratable como componente adicional suave o estimable por modelo.

**Cuando falla:** saturación/clipping, rejilla mal alineada, movimientos severos, colimación extrema, presencia de metal muy denso (no linealidad fuerte).

### 5.1.3 c) Derivación/explicación matemática esencial

- 1) **Espectro emitido y filtrado** Sea  $S_0(E)$  el espectro sin filtración adicional y  $T_f(E)$  la transmitancia del filtro equivalente:

$$S(E) = S_0(E) T_f(E)$$

con  $T_f(E) = \exp(-\mu_f(E)t_f)$  para filtro homogéneo equivalente.

- 2) **Transmisión policromática por el paciente**

$$I_P(u, v) = \int_0^{E_{\max}} S(E) \exp \left( - \int_{L(u, v)} \mu(E, \mathbf{r}) ds \right) dE$$

- 3) **Scatter y señal total**

$$I(u, v) = I_P(u, v) + I_S(u, v)$$

Modelos típicos aproximan  $I_S$  como una versión suavizada de  $I_P$  o de la fluencia incidente, con ganancia dependiente de espesor y campo.

- 4) **Detector como sistema lineal**

$$y(u, v) = (h * I)(u, v) + n(u, v)$$

con  $n$  Poisson–Gaussiano.

- 5) **Log-transform (con advertencia)** En sistemas donde se forma una “imagen de atenuación”:

$$p(u, v) = -\ln \left( \frac{I(u, v) - \hat{I}_S(u, v)}{I_0(u, v)} \right)$$

Esto requiere estimación  $\hat{I}_S$  y evita valores no físicos (argumento del  $\log \leq 0$ ).

### 5.1.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo (modelo de simulación/ingeniería)

**Algoritmo A1 (simulación conceptual de adquisición RX por píxel):** 1. Definir  $S(E)$  (kVp + filtración). 2. Para cada rayo/píxel, integrar atenuación polienergética a lo largo de la trayectoria. 3. Sumar scatter estimado. 4. Aplicar blur (PSF) y muestreo. 5. Generar ruido Poisson–Gaussiano. 6. Aplicar cuantización (ADC).

#### PSEUDOCÓDIGO A1: Adquisición RX (modelo físico simplificado)

Inputs:

- Spectrum  $S(E)$  discretizado en energías  $E_k$  con pesos  $w_k$
- Geometry: fuente-detector, píxeles  $(u,v)$ , trayectorias  $L(u,v)$
- Patient attenuation  $\mu(E_k, r)$  o mapas/materiales
- Scatter model parameters ( $\alpha$ , kernel size, field size, thickness proxy)
- Detector PSF  $h$ , gain  $g$ , electronic noise  $\sigma_e$
- Reference  $I_0(u,v)$  (air-scan)

For each pixel  $(u,v)$ :

primary = 0

For each energy bin  $k$ :

line\_integral = IntegrateOverPath(  $\mu(E_k, r)$ ,  $L(u,v)$  )

primary +=  $w_k * \exp(-\text{line\_integral})$

scatter = ScatterEstimate(primary, params) # p.ej.  $\alpha * \text{Smooth}(\text{primary})$

intensity = primary + scatter

ApplyBlurAndSampling:

intensity\_blurred = Convolve2D(intensity\_map,  $h$ ) # global or local

Noise:

$N \sim \text{Poisson}(\lambda = \text{intensity\_blurred})$

$y = g*N + \text{Normal}(0, \sigma_e^2)$

Quantize:

$y_{\text{adc}} = \text{ClipAndQuantize}(y, \text{bit\_depth})$

Return  $y_{\text{adc}}$

#### 5.1.5 e) Parámetros: significado físico, rangos típicos y cómo elegirlos (orientativo)

Los rangos dependen de fabricante y protocolo; los siguientes son **guías operativas**.

- **kVp**: 50–90 (extremidades), 90–120 (tórax), 70–90 (abdomen pediátrico, según clínica).
  - Sube kVp  $\rightarrow$  mayor penetración, menor contraste intrínseco, potencialmente menor mAs para misma señal.
- **mAs**: ajusta cantidad de fotones (SNR).

- **Filtración/HVL:** según regulación; HVL mayor implica haz más duro (menor dosis superficial).
- **SID/OID:** distancia fuente–imagen y objeto–imagen; controlan magnificación y desenfoque geométrico.
- **Rejilla (grid):** aumenta CNR (menos scatter) pero puede requerir más mAs; riesgo de artefactos si mala alineación.

#### 5.1.6 f) Complejidad computacional y requerimientos

- Modelo A1 completo (integración por energía + convoluciones): costo  $\mathcal{O}(N_{\text{pix}}N_E)$  más convolución  $\mathcal{O}(N_{\text{pix}}k^2)$  (o FFT).
- En operación clínica, la “adquisición” es hardware; el cómputo es para QA/simulación/optimización.

#### 5.1.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos

- Menor exposición (mAs)  $\rightarrow$  mayor ruido cuántico  $\rightarrow$  reducción de detectabilidad.
- Scatter alto  $\rightarrow$  pérdida de contraste (CNR) y “velos”.
- Desenfoque (PSF) alto  $\rightarrow$  pérdida de resolución (MTF baja).

#### 5.1.8 h) Riesgos (sobre-suavizado, pérdida de detalle, alucinación, sesgos)

Aunque este aspecto es físico, se conecta con posprocesado: - Un pipeline que compense demasiado el ruido puede inventar texturas o bordes (especialmente con DL). - “Compensaciones automáticas” pueden esconder errores de técnica (p.ej. sobreexposición).

#### 5.1.9 i) Recomendaciones prácticas RX vs CT vs MRI

- **RX:** controlar scatter (colimación + grid + corrección).
- **CT:** control de beam hardening y calibración; reconstrucción volumétrica permite separar estructuras pero aumenta dosis.
- **MRI:** parámetros y reconstrucción (k-space) dominan; no hay dosis ionizante, pero hay SAR/seguridad de implantes.

#### 5.1.10 j) Ejemplo clínico narrativo (RX)

**Caso A (hipotético): tórax PA en adulto** El técnico aumenta kVp para penetración (p.ej. 110 kVp) y reduce mAs para limitar dosis. Si no hay rejilla o la colimación es amplia, el scatter incrementa y “lava” el contraste del parénquima pulmonar: la lesión sutil (nódulo

pequeño) puede perderse. La decisión ingeniería-clínica es balancear: usar rejilla (si el paciente/espesor lo amerita), colimar estrictamente, y evitar compensar contraste únicamente con postproceso.

---

## 5.2 5.B Cómo se determina la dosis de radiación en radiografías

### 5.2.1 a) Definición formal y objetivo

**Objetivo:** estimar y monitorear la exposición del paciente para asegurar calidad diagnóstica con mínima dosis razonable (ALARA), usando métricas estándar y trazables.

**Cantidades relevantes:** - **Kerma en aire**  $K_a$  (Gy): energía cinética liberada por unidad de masa en aire. - **Dosis absorbida**  $D$  (Gy): energía absorbida por unidad de masa en tejido. - **Dosis equivalente**  $H_T$  (Sv):  $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$  (en RX,  $w_R = 1$ ). - **Dosis efectiva**  $E$  (Sv):  $E = \sum_T w_T H_T$  (pondera radiosensibilidad por órgano).

**En radiografía clínica** se usan principalmente: - **KAP/DAP** ( $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ ): kerma-área producto medido cerca del colimador. - **ESAK/ESD**: kerma/dosis de entrada en piel (con retrodispersión según definición local). - **EI/DI**: indicadores de exposición de imagen (no son dosis del paciente, pero ayudan al control de técnica).

### 5.2.2 b) Supuestos y condiciones de validez

- Las estimaciones de ESD/ESAK asumen geometría conocida (distancias), técnica registrada y condiciones de retrodispersión (factor BSF).
- La conversión a dosis efectiva requiere **coeficientes** (tablas/Monte Carlo) y tiene incertidumbre.
- KAP es excelente para control y DRLs, pero no describe distribución de dosis en órganos.

### 5.2.3 c) Derivación/explicación matemática esencial

#### 5.2.3.1 Ruta 1: estimación desde salida del tubo (kerma en aire)

Si el tubo tiene una salida (output) medida a una distancia de referencia  $d_0$  para un  $kVp$  y filtración (en condiciones de calibración):

$$K_a(d_0) [\text{mGy/mAs}]$$



Entonces, para una exposición con  $mAs$  a una distancia  $d$ :

$$K_{a,i}(d) = K_a(d_0) \cdot mAs \cdot \left(\frac{d_0}{d}\right)^2 \cdot C$$

donde  $C$  incluye correcciones (temperatura/presión si aplica, calibración, calidad del haz).

Si queremos **entrada en piel** con retrodispersión:

$$ESAK \approx K_{a,i}(d_{\text{piel}}) \cdot BSF$$

-  $d_{\text{piel}}$ : distancia foco–piel (aprox.  $SID - OID$  si la piel está cerca del objeto). -  $BSF$ : *backscatter factor*, depende de HVL, tamaño de campo y espesor (típicamente ~1.2–1.4 en muchas condiciones generales; **usar tablas**).

En algunos entornos, “ESD” se usa como dosis absorbida en piel, mientras “ESAK” como kerma en aire en entrada; la práctica local debe definirse claramente.

### 5.2.3.2 Ruta 2: KAP/DAP medido

KAP se define como:

$$KAP = \int_A K_a(x, y) dA \approx \overline{K_a} \cdot A$$

Se mide con un KAP-metro integrado o externo. Es robusto para auditoría, comparación de protocolos y DRLs.

**Relación cualitativa:** - aumentar campo (A) aumenta KAP incluso si el kerma promedio es constante. - KAP se correlaciona con dosis efectiva mediante coeficientes de conversión por proyección y región anatómica:

$$E \approx c_E \cdot KAP$$

donde  $c_E$  depende de vista (PA/AP/Lateral), tamaño del paciente, edad, etc.

### 5.2.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo (cálculo operativo)

**Algoritmo B1 (estimación ESD/ESAK desde output + geometría):** 1. Obtener  $K_a(d_0)$  para el  $kVp$ /filtración (tabla de QA). 2. Calcular distancia foco–piel  $d_{\text{piel}}$ . 3. Aplicar ley del inverso del cuadrado. 4. Multiplicar por  $mAs$ . 5. Aplicar  $BSF$  (de tabla). 6. Reportar ESAK/ESD con incertidumbre.

PSEUDOCÓDIGO B1: Estimación ESAK (entrada) desde output del tubo

Inputs:

```
Ka_per_mAs_at_d0    # mGy/mAs medido a d0 (p.ej. 100 cm)
d0                  # cm
mAs
d_skin              # cm (distancia foco-piel)
BSF                  # factor retrodispersión (tabla por HVL/campo)
C                    # factor correcciones (calibración, T/P)
```

Compute:

```
Ka_incident = Ka_per_mAs_at_d0 * mAs * (d0 / d_skin)^2 * C
ESAK = Ka_incident * BSF
```

Output: ESAK (mGy) + notas sobre incertidumbre

**Algoritmo B2 (dosis efectiva aproximada desde KAP):** 1. Registrar KAP del equipo por examen. 2. Seleccionar coeficiente  $c_E$  según región y proyección. 3. Estimar  $E = c_E \cdot KAP$  (reportar como aproximación).

PSEUDOCÓDIGO B2: Estimación E desde KAP

Inputs:

```
KAP (Gy·cm2)
cE (mSv / (Gy·cm2)) # tabla Monte Carlo por región/proyección/edad
```

Compute:

```
E_mSv = cE * KAP
```

Output: E\_mSv (aprox.) + limitaciones

### 5.2.5 e) Parámetros y rangos típicos (selección y control)

- **KAP:** depende de proyección y técnica; se usa para DRLs y comparación interna (no usar un único “valor normal” universal).
- **ESAK/ESD:** útil para QA y cumplimiento; se compara con guías/DRLs.
- **EI/DI:** control interno de exposición (evita *dose creep*). Importante: EI no es dosis, pero correlaciona con exposición al detector.

**Tabla 2: Métricas de dosis en RX (qué responde cada una).**

Métrica	¿Qué mide?	Uso principal	Ventajas	Limitaciones / “red flags”
$K_a$ (kerma en aire)	energía liberada en aire	calibración/QA	trazable y medible	no refleja retrodispersión ni órganos
ESAK/ESD	entrada (con retrodispersión según convención)	QA paciente/protocolo	se relaciona con piel	depende de BSF y geometría
KAP/DAP	kerma $\times$ área	DRLs, auditorías	excelente para control poblacional	no da distribución de dosis
EI/DI	exposición al detector	control técnico	previene dose creep	no es dosis; depende del fabricante

### 5.2.6 f) Complejidad computacional y requerimientos

- Cálculo B1/B2 es trivial (CPU).
- Si se usan modelos Monte Carlo o software de organ dose, el costo aumenta (pero suele ser offline).

### 5.2.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos (trade-off dosis–calidad)

- Reducir mAs reduce dosis y SNR; el denoise puede ayudar, pero con riesgo de borrar detalle.
- Subir kVp reduce contraste fotoeléctrico, pero puede permitir bajar mAs y reducir dosis de entrada; la decisión depende del objetivo clínico.

### 5.2.8 h) Riesgos (sesgos y errores de interpretación)

- Confundir EI con dosis del paciente.
- Ajustar protocolos “por apariencia” (postprocesado) y terminar con sobreexposición sistemática (*dose creep*).
- No registrar distancias, colimación, rejilla: invalidan comparaciones.

### 5.2.9 i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI

- **RX**: use KAP/ESAK + EI/DI; auditorías periódicas y DRLs locales.
- **CT**: índices CTDIvol y DLP; optimización por iterativa y control de protocolos.
- **MRI**: no ionizante; control de SAR y seguridad de implantes.

### 5.2.10 j) Ejemplo clínico narrativo (dosis)

**Caso B (hipotético): radiografía AP de abdomen** Dos servicios comparan calidad. Servicio 1 usa colimación estricta y rejilla adecuada; KAP mediano. Servicio 2 colima amplio “por seguridad” (para no cortar anatomía) y compensa con postprocesado: la imagen luce bien, pero KAP es sistemáticamente mayor por aumento del área irradiada. Acción: entrenar colimación, revisar AEC, y fijar umbrales de auditoría KAP por percentiles.

---

## 5.3 5.C Cómo se “reconstruye” una imagen por Rayos X (radiografía de proyección)

### 5.3.1 a) Definición formal y objetivo

En **RX de proyección**, la “reconstrucción” es el **pipeline de formación de imagen digital**: transformar lecturas crudas del detector  $R(u, v)$  en una imagen clínica  $I_{\text{clin}}(u, v)$  para diagnóstico y archivo.

$$I_{\text{clin}} = \mathcal{P}\left(R; \text{dark/flat, linealización, } \widehat{\text{scatter}}, \text{denoise, realce, LUT}\right)$$

**Objetivos técnicos**: - corregir no uniformidades (ganancia/offset), - aproximar proporcionalidad con atenuación (cuando aplica), - controlar scatter y artefactos, - optimizar detectabilidad (CNR/d') sin inventar estructuras.

### 5.3.2 b) Supuestos y condiciones de validez

- Disponibilidad de calibraciones: *dark* y *flat/air scan*.
- Detector en región lineal (sin saturación).
- Parámetros de postprocesado validados por QA y coherentes con el objetivo clínico.

### 5.3.3 c) Derivación/explicación matemática esencial (bloques principales)

#### 5.3.3.1 c.1 Corrección de offset (dark) y ganancia (flat-field)

Sea: -  $R$ : lectura cruda (raw) -  $D$ : dark (offset) -  $F$ : flat/air scan (respuesta a campo uniforme)

Corrección clásica:

$$R_c(u, v) = \frac{R(u, v) - D(u, v)}{F(u, v) - D(u, v)}$$

Esto compensa variaciones de ganancia y offset por píxel.

**Red flag:** si  $F - D$  es muy pequeño en píxeles defectuosos, se amplifica ruido; se requiere máscara/ interpolación.

#### 5.3.3.2 c.2 Linealización y log-transform (si se busca “imagen de atenuación”)

Si  $R_c$  aproxima  $I/I_0$ , entonces:

$$p(u, v) = -\ln(\max(R_c(u, v) - \hat{S}(u, v), \epsilon))$$

donde  $\hat{S}$  es scatter estimado en unidades consistentes (o fracción), y  $\epsilon$  evita log no definido.

En muchos sistemas clínicos, no se entrega explícitamente  $p$  sino una imagen procesada para visualización. El punto es entender que el log es sensible a scatter y a errores de calibración.

#### 5.3.3.3 c.3 Corrección/estimación de scatter (en RX)

Modelos típicos: - **Kernel-based:**  $\hat{S} = \alpha \cdot (K * R_c)$  donde  $K$  es un kernel suavizante (p.ej. gaussiano) y  $\alpha$  depende de tamaño de campo/espesor. - **Modelos físicos simplificados:** scatter como baja frecuencia proporcional al primario. - **Mediciones:** *beam-stop* (QA/investigación), rejillas/aire.

**Peligro:** sobre-corrección produce *shading invertido* y realces falsos.

#### 5.3.3.4 c.4 Deconvolución / compensación de blur (opcional)

Si se modela:

$$y = h * x + n$$

una deconvolución estable (Wiener) en frecuencia:

$$\hat{X}(f) = \frac{H^*(f)}{|H(f)|^2 + \frac{S_n(f)}{S_x(f)}} Y(f)$$

-  $H(f)$ : MTF (TF de PSF) -  $S_n, S_x$ : espectros (ruido y señal)

**Red flag:** deconvolución agresiva amplifica ruido y ringing.

#### 5.3.3.5 c.5 Reducción de ruido (denoise) con varianza dependiente de señal

Estrategias: - filtrado adaptativo por varianza local, - transformadas (wavelet) con umbral, - filtros no-local means (NLM), - enfoques variacionales (TV):

$$\hat{x} = \arg \min_x \frac{1}{2} \|y - x\|_2^2 + \lambda TV(x)$$

- DL (si está validado y bajo control).

**Riesgo central:** borrar microcalcificaciones (mama), líneas finas, neumotórax sutil; o crear patrones no reales.

#### 5.3.3.6 c.6 Realce y presentación (tone mapping, LUT, compresión dinámica)

- Compresión de rango (log/curvas),
- realce local (tipo CLAHE) con control,
- LUT según región anatómica,
- salida DICOM con metadatos de exposición.

#### 5.3.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo (pipeline implementable)

**Algoritmo C1 (pipeline estándar de formación de imagen RX):** 1. Leer  $R$  (raw),  $D$  (dark) y  $F$  (flat). 2. Calcular  $R_c = (R - D)/(F - D)$ . 3. Enmascarar píxeles defectuosos; interpolar si procede. 4. Estimar scatter  $\hat{S}$  (modelo). 5. (Opcional) log-transform a dominio de atenuación. 6. Reducir ruido con método controlado (parámetros validados). 7. (Opcional) compensar blur suavemente (evitar deconvolución extrema). 8. Realce y mapeo tonal (LUT) para visualización. 9. Generar salida clínica (DICOM) + registro de parámetros.

PSEUDOCÓDIGO C1: "Reconstrucción" RX (formación de imagen 2D)

Inputs:

```
R(u,v): raw detector image
D(u,v): dark field
F(u,v): flat field (air scan)
defect_mask(u,v): píxeles defectuosos
scatter_params: (alpha, kernel K, thickness proxy)
denoise_params: (method, strength, noise model)
tone_params: LUT / windowing / local contrast limits
```

```

Step 1: Flat-field correction
    Rc = (R - D) / max(F - D, epsilon)

Step 2: Defect handling
    Rc = InpaintOrInterpolate(Rc, defect_mask)

Step 3: Scatter estimation (simple kernel model)
    S_hat = alpha * Convolve2D(Rc, K)          # K: kernel suave
    P_hat = max(Rc - S_hat, epsilon)

Step 4: Optional log transform (if desired)
    p = -log(P_hat)

Step 5: Denoise (choose one; avoid over-smoothing)
    p_dn = Denoise(p, denoise_params)

Step 6: Optional mild deblur / edge preservation
    p_sharp = MildSharpen(p_dn, limits)        # bounded unsharp masking or Wiener with cap

Step 7: Tone mapping / presentation
    I_clin = ToneMap(p_sharp, tone_params)

Step 8: Output
    ExportDICOM(I_clin, metadata + parameters log)
Return I_clin

```

### 5.3.5 e) Parámetros: significado físico, rangos típicos y cómo elegirlos

- $\alpha$  **scatter**: aumenta con campo y espesor; ajustar por QA con phantoms (no “a ojo”).
- **Kernel  $K$** : ancho relacionado con baja frecuencia del scatter; demasiado ancho  $\rightarrow$  sub-corrección local; demasiado estrecho  $\rightarrow$  artefactos.
- $\lambda$  (**TV/regularización**): controla suavizado; elegir para preservar bordes finos en tareas críticas.
- **Parámetros de realce local**: limitar para no crear halo o exagerar ruido.

### 5.3.6 f) Complejidad computacional y requerimientos

- Flat-field:  $\mathcal{O}(N)$
- Convoluciones:  $\mathcal{O}(Nk^2)$  (o FFT  $\mathcal{O}(N \log N)$ )
- NLM/TV: más costoso (iterativo), típicamente requiere optimización; GPU opcional.

- DL: depende del modelo; exige validación y control de versiones.

### 5.3.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos

- Correcciones mejoran uniformidad; scatter-correction mejora CNR.
- Denoise mejora apariencia y puede mejorar detectabilidad si está bien calibrado; si no, puede borrar hallazgos.

### 5.3.8 h) Riesgos: sobre-suavizado, pérdida de detalle, alucinación, sesgos

- **Sobre-suavizado:** pérdida de líneas finas, microfracturas, neumotórax.
- **Sharpen excesivo:** halos alrededor de bordes; falsa “cortical” ósea.
- **DL sin control:** posible introducción de patrones que parecen anatomía; requiere validación clínica, documentación y límites de uso.

### 5.3.9 i) Recomendaciones prácticas RX vs CT vs MRI

- **RX:** preferir correcciones que respeten física (flat-field, scatter moderado, denoise validado).
- **CT:** reconstrucción iterativa y correcciones (BH/metal) con QA de HU.
- **MRI:** reconstrucciones paralelas/CS con control de artefactos y mapas de sensibilidad.

### 5.3.10 j) Ejemplo clínico narrativo (pipeline)

**Caso C (hipotético): radiografía de mano con sospecha de fractura fina** Un denoise agresivo “limpia” la textura y mejora la apariencia general, pero borra una línea de fractura no desplazada. En QA, se detecta que el parámetro de fuerza fue calibrado para tórax y aplicado a extremidades. Acción: separar pipelines por anatomía/tarea (tórax mano), y usar pruebas de detectabilidad (phantom de líneas finas) antes de liberar cambios.

---

## 5.4 5.D Listado estándar de métodos de reconstrucción de imágenes médicas (comparativo RX/CT/MRI)

**Propósito:** cumplir el “listado estándar” solicitado y facilitar guías de selección. En RX puro, estos métodos aparecen como extensiones (tomosíntesis, dual-energy, o postprocesado avanzado).



#### 5.4.1 D.1 CT (estándar)

- **FBP** (Filtered BackProjection)
- **FDK** (cone-beam CT)
- **ART/SIRT/SART** (algebraicos)
- **MLEM/OSEM** (más típico de medicina nuclear, pero conceptualmente relevante)
- **Reconstrucción iterativa estadística** (penalized likelihood / MAP)
- **MBIR** (Model-Based Iterative Reconstruction)
- **Regularización**: Tikhonov, TV, Huber, edge-preserving
- **Correcciones integradas**: beam hardening, scatter, metal artifact reduction
- **Deep learning reconstruction** (post-FBP, unrolled networks, etc.)

#### 5.4.2 D.2 MRI (estándar)

- **FFT directa** (cartesiano)
- **SENSE/GRAPPA** (imagen paralela)
- **Compressed Sensing (CS)**
- **Recon variacional** (TV, wavelet sparsity)
- **DL** (recon acelerada y denoise)
- **Corrección de inhomogeneidad** (B0/B1), movimiento, EPI distortions

#### 5.4.3 D.3 RX extendido

- **Tomosíntesis (DBT/DT)**: shift-and-add, FBP limitada, iterativa con regularización
- **Dual-energy**: descomposición material (bone/soft tissue separation)
- **Scatter correction**: hardware (grid) + software (kernel/model-based/DL)
- **Deconvolución y super-resolución** (con cautela)
- **Bone suppression** (tórax) y realces basados en modelos (alto control)

**Tabla 3: Métodos (comparativo) vs ventajas/limitaciones/costo/tiempo/artefactos.**

Modalidad	Método	Ventajas	Limitaciones	Costo/tiempo	Artefactos/riesgos
CT	FBP	rápido, estable	más ruido en baja dosis	bajo / muy rápido	streaks, ruido
CT	Iterativa (MAP/MBIR)	baja dosis, menos ruido	mayor cómputo, tuning	medio-alto / lento	sobre- suavizado, textura artificial
CT	MAR (metal)	reduce streaks	puede introducir sesgos	medio	“missing” de detalles ceranos

Modalidad	Método	Ventajas	Limitaciones	Costo/tiempo	Artefactos/riesgos
MRI	SENSE/GRAPPA	acelera adquisición	depende de calibración	medio	ruido amplificado (g-factor)
MRI	CS	acelera + preserva	requiere sparsidad/ajuste	alto	aliasing incoherente si mal ajustado
RX	Pipeline clásico	trazable, robusto	limitado por proyección	bajo	halos, clipping si mal calibrado
RX	DL de-noise/scatter	calidad aparente alta	requiere validación fuerte	medio-alto	alucinación, sesgos

## 6 6. Artefactos y fallas típicas

### 6.1 6.1 RX (radiografía)

- **Grid artifacts / moiré:** patrones por interferencia rejilla-muestreo; más en CR.
- **Grid cutoff:** mala alineación (angulación) o centrado; pérdida de densidad periférica.
- **Motion blur:** movimiento; reduce MTF efectiva.
- **Scatter/shading:** velos, pérdida de contraste; más en campos grandes/abdomen.
- **Saturación/clipping:** pérdida de información en altas exposiciones locales.
- **Aliasing:** muestreo insuficiente vs detalle (frecuencias altas).
- **Lag/ghosting:** persistencia del detector.

**Red flags operativos (RX):** - histogramas “raros” (clipping), - EI sistemáticamente alto (dose creep), - rejilla utilizada sin necesidad (aumenta dosis), o sin correcta alineación.

### 6.2 6.2 CT (comparativo)

- **Streaks por metal**
- **Beam hardening** (cupping, bandas)
- **Ring artifacts** (calibración detectores)
- **Partial volume**
- **Cone-beam artifacts** (geometría)

### 6.3 6.3 MRI (comparativo)

- Motion/ghosting
  - Susceptibility
  - Chemical shift
  - Gibbs ringing
  - B0/B1 inhomogeneity
  - Wrap-around (aliasing)
- 

## 7 7. Calidad de imagen y evaluación cuantitativa

### 7.1 7.1 Métricas y definiciones

- **SNR:**  $SNR = \mu/\sigma$  (región homogénea).
- **CNR:**  $CNR = |\mu_1 - \mu_2|/\sigma$  (mismo  $\sigma$  de referencia).
- **MTF:** de PSF/ESF/LSF; refleja resolución.
- **NPS:** se estima en regiones uniformes; describe textura de ruido.
- **Detectabilidad  $d'$**  (conceptual): se relaciona con la tarea (tamaño/contraste) y el sistema; útil para “tarea-específica”.

### 7.2 7.2 Protocolos con phantoms (configuraciones típicas)

**RX:** - Phantom de uniformidad (placa homogénea) para NPS/uniformidad. - Phantom de borde inclinado (slanted edge) para MTF. - Phantom de detalles de bajo contraste (discos) para CNR/tarea. - Phantom de líneas finas (resolución).

### 7.2.1 Figura 5: Medición de MTF por borde inclinado (slanted-edge) (esquemática)

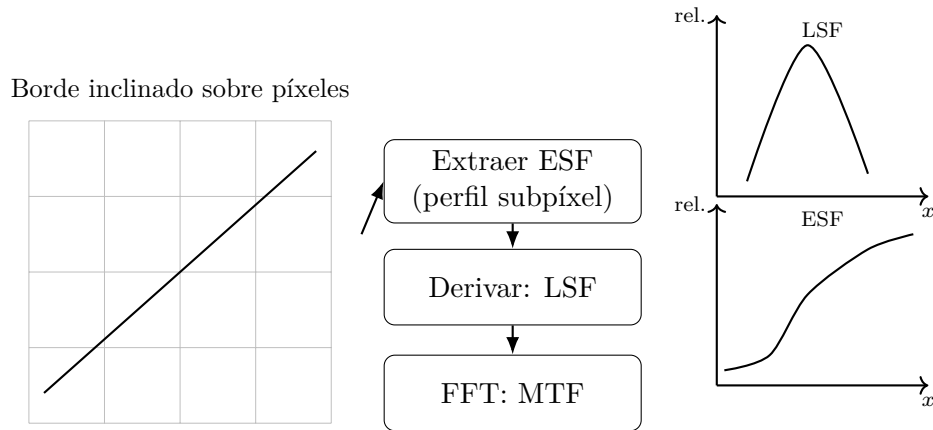


Figure 4: Método slanted-edge: del borde inclinado se obtiene ESF, luego LSF (derivada) y finalmente MTF (FFT). Esquema conceptual.

Se coloca un borde metálico ligeramente inclinado respecto a la rejilla de píxeles. Se obtiene ESF, luego LSF por derivada, y MTF por FFT.

### 7.3 7.3 Diseño de experimento (repetibilidad y trazabilidad)

- Repetir adquisiciones para estimar varianza y estabilidad.
- Reportar incertidumbre (intervalos de confianza).
- Controlar variables: kVp, mAs, colimación, SID, rejilla, procesado.
- Mantener registro de versiones de pipeline y parámetros.

## 8 8. Dosis y seguridad

### 8.1 8.1 RX: indicadores y ALARA

- Usar **KAP/ESAK** para control de dosis por examen y DRLs.
- Optimizar protocolos: colimación, AEC, evitar repeticiones, posicionamiento.
- Evitar *dose creep* con auditorías de EI/DI.

## 8.2 8.2 CT (comparativo)

- Indicadores: **CTDI<sub>vol</sub>** y **DLP**.
- Trade-off dosis-calidad: iterativa/MBIR permite reducir dosis manteniendo detectabilidad (si se valida).

## 8.3 8.3 MRI (comparativo)

- Control de **SAR**, límites de gradientes, seguridad de implantes y calentamiento.
- 

# 9 9. Recomendaciones de implementación (pipeline y QA)

## 9.1 9.1 Pipeline sugerido por modalidad

**RX (proyección 2D):** 1. Calibración (dark/flat) + mapa de defectos. 2. Corrección de ganancia/offset + linealización. 3. Scatter mitigation (colimación + grid + software moderado). 4. Denoise controlado por tarea (anatomía). 5. Realce y LUT por región. 6. Export DICOM + log de parámetros.

**CT/MRI (resumen):** - CT: calibración + correcciones + reconstrucción (FBP/iterativa) + QA HU/artefactos. - MRI: correcciones + reconstrucción (FFT/SENSE/GRAPPA/CS) + QA artefactos.

## 9.2 9.2 Checklist de validación (mínimo)

- **Calibración:** dark/flat actualizados; uniformidad estable.
- **Linealidad:** respuesta vs exposición dentro de rango.
- **MTF/NPS/DQE:** según norma aplicable (p.ej. IEC 62220).
- **Artefactos:** rejilla, moiré, píxeles muertos, ghosting.
- **Dosis:** KAP/ESAK dentro de rangos; EI/DI sin deriva.
- **Trazabilidad:** parámetros y versión de pipeline guardados.

### 9.3 9.3 Buenas prácticas (operativas) y errores comunes

**Buenas prácticas:** - Protocolos por anatomía y tarea (no “one-size-fits-all”). - Colimación estricta: reduce scatter y KAP. - Rejilla solo cuando aporta (paciente/espesor/estudio). - Auditorías periódicas de KAP/EI y repeticiones. - Cambios de software/pipeline con validación clínica y phantom.

**Errores comunes:** - Ajustar postprocesado para “verse bonito” sin medir detectabilidad. - Ignorar drift de calibración. - Confundir EI con dosis o calidad clínica. - Colimar amplio para “no cortar” y aumentar dosis innecesaria.

---

## 10 10. Casos de uso y guía de selección

### 10.1 10.1 Matriz de decisión (objetivo clínico vs método)

Tabla 4: “Si tu objetivo es X, usa Y” (resumen práctico).

Objetivo	Prioridad	Recomendación técnica	Evitar
Reducir dosis manteniendo detectabilidad	ALARA	optimizar colimación + AEC + kVp/mAs; denoise moderado validado	denoise agresivo sin QA; subir mAs “por seguridad”
Mejorar contraste en abdomen	CNR	controlar scatter (grid + colimación + corrección)	postproceso excesivo para “inventar contraste”
Detectar fractura fina	resolución	minimizar movimiento; PSF baja; sharpening moderado	suavizado fuerte; halos
Seguimiento seriado	consistencia	protocolos fijos + logs + QA	cambios invisibles de pipeline

## 11 11. Conclusiones

1. La imagen RX es el resultado de una cadena físico–digital donde los mayores degradantes prácticos son **scatter**, desenfoque y ruido dependiente de exposición.
2. La dosimetría en radiografía debe centrarse en métricas operativas (KAP/ESAK) y control de técnica (EI/DI) para prevenir *dose creep* y sostener ALARA.
3. La “reconstrucción RX” es un pipeline de calibración y correcciones que debe ser **tarea-específico**, medido con phantoms y gobernado por QA: el posprocesado nunca debe sustituir una adquisición físicamente correcta.
4. La comparación con CT/MRI permite ubicar la reconstrucción tomográfica y reconstrucción en  $k$ -espacio como casos particulares; sin embargo, las disciplinas de trazabilidad, QA y control de riesgos son comunes.

---

## 12 12. Referencias (formato IEEE, 25)

Nota: se listan libros, estándares y reportes técnicos ampliamente usados en ingeniería clínica e imagen médica. Para aplicación formal, verificar la edición vigente y adopción local.

- [1] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr., and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed. Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [2] A. E. Burgess, “The Rose model, revisited,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 16, no. 3, pp. 633–646, 1999.
- [3] E. Samei and M. J. Flynn, “An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems,” *Med. Phys.*, vol. 30, no. 4, pp. 608–622, 2003.
- [4] H. H. Barrett and K. J. Myers, *Foundations of Image Science*. Hoboken, NJ, USA: Wiley, 2004.
- [5] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 4th ed. Pearson, 2018.
- [6] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. SIAM, 2001.
- [7] W. A. Kalender, *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*, 3rd ed. Erlangen, Germany: Publicis, 2011.
- [8] S. Natterer, *The Mathematics of Computerized Tomography*. SIAM, 2001.
- [9] M. A. Anastasio, J. Zhang, and P. La Riviere, “Model-based image reconstruction,” in *Handbook of Medical Imaging*, relevant chapters, SPIE, various editions.

- [10] IEC 62220-1-1, “Medical electrical equipment — Characteristics of digital X-ray imaging devices — Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency — Detectors used in radiographic imaging,” International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- [11] IEC 61223-3-1, “Evaluation and routine testing in medical imaging departments — Part 3-1: Acceptance tests — Imaging performance of X-ray equipment for radiographic and radio-scopic systems,” IEC, Geneva.
- [12] IEC 60601-1, “Medical electrical equipment — Part 1: General requirements for basic safety and essential performance,” IEC, Geneva.
- [13] ICRP Publication 103, “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection,” *Ann. ICRP*, 2007.
- [14] ICRP Publication 105, “Radiological protection in medicine,” *Ann. ICRP*, 2007.
- [15] IAEA, *Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology*, Safety Reports/Training materials, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- [16] ICRU Report 74, “Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging,” International Commission on Radiation Units and Measurements.
- [17] NCRP Report No. 160, “Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States,” National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009.
- [18] AAPM Report (varios), “Quality control and performance evaluation of radiographic systems,” American Association of Physicists in Medicine (consultar reportes/tareas de grupo aplicables).
- [19] ACR, “Practice Parameter for Diagnostic Radiography,” American College of Radiology (consultar versión vigente).
- [20] ACR–AAPM–SIIM, “Technical Standard/Practice Parameter for Digital Radiography,” joint guidance (consultar versión vigente).
- [21] J. A. Seibert, “X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists,” *J. Nucl. Med. Technol.*, vol. 32, pp. 139–147, 2004 (conceptos aplicables).
- [22] R. L. Siddon, “Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array,” *Med. Phys.*, vol. 12, no. 2, pp. 252–255, 1985.
- [23] L. I. Rudin, S. Osher, and E. Fatemi, “Nonlinear total variation based noise removal algorithms,” *Physica D*, vol. 60, pp. 259–268, 1992.
- [24] N. Wiener, *Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series*. MIT Press, 1949 (fundamentos de filtro Wiener).
- [25] Z. Wang et al., “Image quality assessment: From error visibility to structural similarity,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 13, no. 4, pp. 600–612, 2004.



- [26] S. Boyd and L. Vandenberghe, *Convex Optimization*. Cambridge Univ. Press, 2004 (base para formulaciones variacionales).
- [27] M. Lustig, D. Donoho, and J. M. Pauly, “Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 58, no. 6, pp. 1182–1195, 2007 (comparativo MRI/CS).
- [28] K. Hammernik et al., “Learning a variational network for reconstruction of accelerated MRI data,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 79, pp. 3055–3071, 2018 (comparativo DL en recon).
- [29] J. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, 2nd ed. SPIE Press, 2009.
- [30] E. Samei and M. J. Flynn (eds.), *Handbook of Medical Imaging* (Image quality and system performance chapters), SPIE, various editions.

---

## 12.1 Apéndice A: Lista corta de “red flags” para operación y QA en RX

- 1) EI/DI derivando al alza sin justificación clínica (posible *dose creep*).
- 2) KAP sistemáticamente alto por colimación amplia.
- 3) Shading o bandas: sospechar scatter, rejilla, flat-field, heel effect no compensado.
- 4) Moiré/patrones: rejilla vs muestreo (especialmente CR).
- 5) Halos y bordes “neón”: sharpening excesivo.
- 6) Textura “plástica” y pérdida de microdetalle: denoise demasiado fuerte.
- 7) Saturación local: clipping (imposible recuperar detalle real).

## 12.2 Apéndice B: Tabla de verificación para cambios de pipeline (gobernanza técnica)

- ¿Se probó con phantom (MTF, NPS, CNR) antes/después?
- ¿Se evaluó tarea clínica específica (fractura fina, nódulo, línea pleural)?
- ¿Se documentaron parámetros y versión?
- ¿Se entrenó al personal y se actualizó el protocolo?
- ¿Se definió rollback si hay degradación?