

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

1	1. Resumen ejecutivo (1–2 páginas)	4
2	2. Introducción	5
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
3	3. Fundamentos físicos por modalidad (énfasis RX/CT)	6
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

4	4. Modelo matemático de adquisición	10
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
5	5. Aspectos solicitados (sección repetible por cada aspecto)	12
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/explícacion 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/explícacion 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/explícacion 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
6	6. Artefactos y fallas típicas	26
6.1	6.1 RX (radiografía)	26
6.2	6.2 CT (comparativo)	26
6.3	6.3 MRI (comparativo)	27
7	7. Calidad de imagen y evaluación cuantitativa	27
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
8	8. Dosis y seguridad	28
8.1	8.1 RX: indicadores y ALARA	28
8.2	8.2 CT (comparativo)	29
8.3	8.3 MRI (comparativo)	29
9	9. Recomendaciones de implementación (pipeline y QA)	29
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
10	10. Casos de uso y guía de selección	30
10.1	10.1 Matriz de decisión (objetivo clínico vs método)	30
11	11. Conclusiones	31
12	12. Referencias (formato IEEE, 25)	31
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/pediatria); 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, costoefectividad 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)

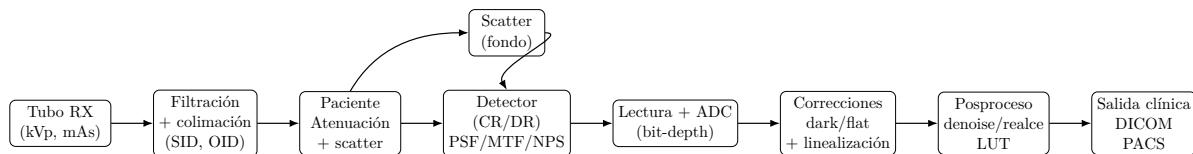


Figure 1: Cadena físico-digital en RX: desde generación del haz hasta salida clínica. Esquema conceptual (no a escala).

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)

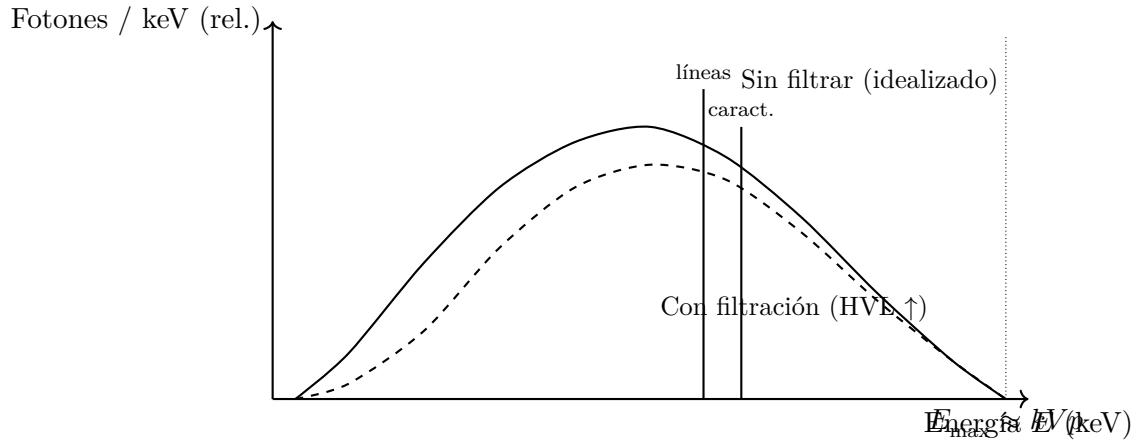


Figure 2: Espectro policromático de RX (esquema). La filtración reduce principalmente fotones de baja energía (endurece el haz; HVL aumenta). No representa datos reales ni escalas absolutas.

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 μ 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 attenuación y scatter hacia el detector (esquemática)

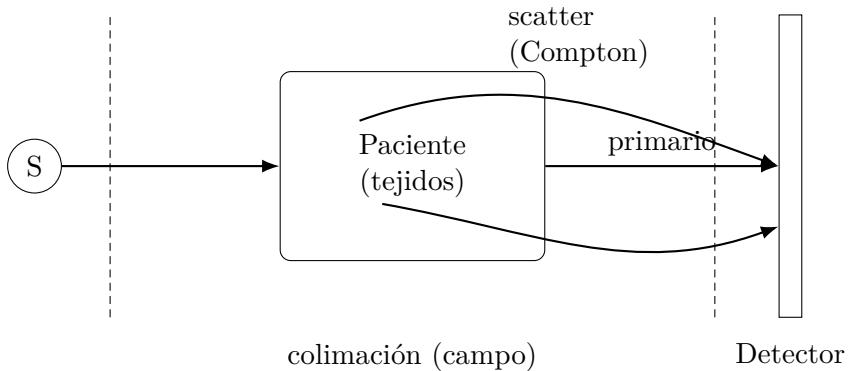


Figure 3: El detector mide componente primaria + dispersa. El scatter eleva el “fondo” y reduce CNR (esquema conceptual).

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)	buenas 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 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) - η : 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 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 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 ≤ 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 σ_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( - line_integral )

    scatter = ScatterEstimate(primary, params)    # p.ej. alpha * Smooth(primary)
    intensity = primary + scatter
```

ApplyBlurAndSampling:

```
    intensity_blurred = Convolve2D(intensity_map, h)  # global or local
```

Noise:

```
    N ~ Poisson( lambda = intensity_blurred )
    y = g*N + Normal(0, sigma_e^2)
```

Quantize:

```
    y_adc = ClipAndQuantize(y, bit_depth)
```

```
Return y_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 → 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) → mayor ruido cuántico → reducción de detectabilidad.
- Scatter alto → pérdida de contraste (CNR) y “velos”.
- Desenfoque (PSF) alto → 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/seuridad 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** (Gy · cm²): 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_{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 $\sim 1.2 - 1.4$ 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:

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

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_{piel} . 3. Aplicar ley del inverso del cuadrado. 4. Multiplicar por mAs . 5. Aplicar BSF (de tabla). 6. Reportar ESD/ESAK 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·cm^2)
cE (mSv / (Gy·cm^2)) # 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 × 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 approxima I/I_0 , entonces:

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

donde \widehat{S} es scatter estimado en unidades consistentes (o fracción), y ϵ 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:** $\widehat{S} = \alpha \cdot (K * R_c)$ donde K es un kernel suavizante (p.ej. gaussiano) y α 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:

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

- $H(f)$: 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 \widehat{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

- α **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 → sub-corrección local; demasiado estrecho → artefactos.
- λ (**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** (B_0/B_1), 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 cercaños

Modalidad	Método	Ventajas	Limitaciones	Costo/tiempo	Artefactos/riesgos
MRI	SENSE/GRAPPA	acelera adquisición	depende de calibración	medio	ruido amplificado (<i>g-factor</i>)
MRI	CS	acele + 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 σ 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)

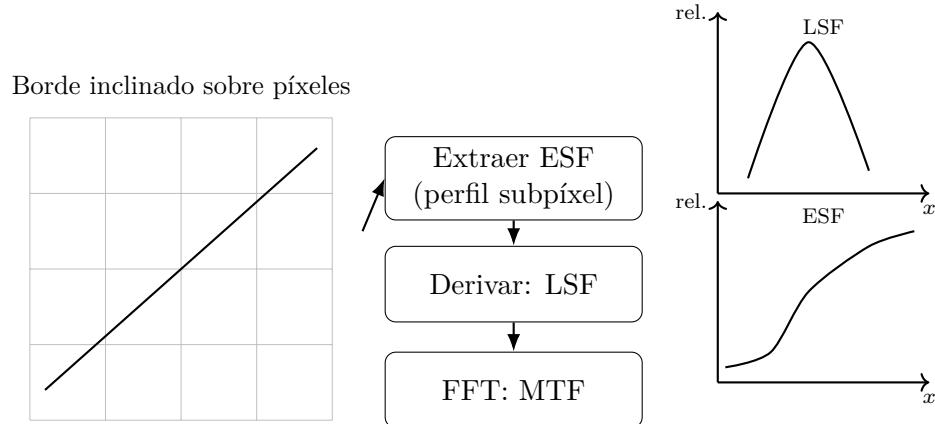


Figure 4: Método slanted-edge: del borde inclinado se obtiene ESF, luego LSF (derivada) y finalmente MTF (FFT). Esquema conceptual.

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: **CTDIvol** 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 radioscopy 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 (possible *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?