

Reporte técnico: modelado de atenuación, respuesta de Flat Panel y formación de radiografías (enfoque RX y CT)

Generación/adquisición y reconstrucción de imágenes médicas con enfoque ingenieril y
clínico-operativo

Experto en Procesamiento de Imágenes Médicas

2026-02-09

Table of contents

1	1) Resumen ejecutivo	5
1.1	1.1 Problema que resuelven los métodos	5
1.2	1.2 Impacto operativo y clínico (RX/CT y nota sobre MRI)	6
1.3	1.3 Limitaciones críticas (“no negociables”)	6
1.4	1.4 Recomendaciones (acciones concretas)	6
2	2) Introducción	7
2.1	2.1 Modalidades y cadena completa (RX/CT)	7
	2.1.1 RX (radiografía digital)	7
	2.1.2 CT (TAC)	7
2.2	2.2 Glosario (términos clave)	7
3	3) Fundamentos físicos por modalidad	8
3.1	3.1 Interacción fotón–materia (rango diagnóstico)	8
3.2	3.2 Ley de Beer–Lambert (monoenergética)	9
3.3	3.3 Haz polienergético, filtración y endurecimiento (beam hardening)	9
3.4	3.4 Dispersión (scatter)	9
4	4) Modelo matemático de adquisición	10
4.1	4.1 RX: proyección 2D con blur, ruido y scatter	10
	4.1.1 4.1.1 Modelo forward mínimo (lineal en intensidad)	10
	4.1.2 4.1.2 Transformación log (radiografía “de atenuación”)	10
4.2	4.2 CT: sinograma, Radon y geometrías	10
	4.2.1 4.2.1 Transformada de Radon (ideal 2D)	10
	4.2.2 4.2.2 Modelo polienergético y calibración	11
	4.2.3 4.2.3 HU (unidades Hounsfield)	11

5	5) Métodos solicitados y métodos estándar de reconstrucción/corrección	11
5.1	5.0 Catálogo de métodos incluidos	11
5.2	5.1 M1 — Modelado matemático de la atenuación de fotones y la formación del haz	13
	5.2.1 a) Definición formal y objetivo	13
	5.2.2 b) Supuestos y condiciones de validez	13
	5.2.3 c) Derivación/explicación matemática esencial	13
	5.2.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo	13
	5.2.5 e) Parámetros: significado físico, rangos típicos y selección	14
	5.2.6 f) Complejidad computacional	14
	5.2.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos	14
	5.2.8 h) Riesgos (red flags)	14
	5.2.9 i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI	15
5.3	5.2 M2 — Respuesta de detectores planos (Flat Panel) y cuantización	15
	5.3.1 a) Definición formal y objetivo	15
	5.3.2 b) Supuestos y condiciones de validez	15
	5.3.3 c) Matemática esencial (MTF, NPS, DQE, cuantización)	15
	5.3.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo	16
	5.3.5 e) Parámetros típicos y elección	16
	5.3.6 f) Complejidad computacional	16
	5.3.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos	17
	5.3.8 h) Riesgos (red flags)	17
	5.3.9 i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI	17
5.4	5.3 M3 — Modelo end-to-end de formación de radiografías (RX)	17
	5.4.1 a) Definición formal y objetivo	17
	5.4.2 b) Supuestos	17
	5.4.3 c) Matemática esencial	18
	5.4.4 d) Algoritmo + pseudocódigo	18
	5.4.5 e) Parámetros y rangos	18
	5.4.6 f) Complejidad	18
	5.4.7 g) Frente a ruido/artefactos	19
	5.4.8 h) Riesgos	19
	5.4.9 i) Recomendaciones	19
5.5	5.4 M4 — Calibración (dark/flat/air), linealización y log	19
	5.5.1 a) Definición y objetivo	19
	5.5.2 b) Supuestos	19
	5.5.3 c) Matemática esencial	19
	5.5.4 d) Pseudocódigo	20
	5.5.5 e) Parámetros y selección	20
	5.5.6 f) Complejidad	20
	5.5.7 g) Frente a ruido/artefactos	20
	5.5.8 h) Riesgos	20
	5.5.9 i) Recomendaciones	20
5.6	5.5 M5 — Corrección de beam hardening (BH)	21
	5.6.1 a) Definición y objetivo	21
	5.6.2 b) Supuestos	21
	5.6.3 c) Matemática esencial (enfoque de pre-corrección)	21
	5.6.4 d) Algoritmo + pseudocódigo	21
	5.6.5 e) Parámetros	21

5.6.6	f) Complejidad	22
5.6.7	g) Ruido/artefactos	22
5.6.8	h) Riesgos	22
5.6.9	i) Recomendaciones	22
5.7	5.6 M6 — Corrección de scatter	22
5.7.1	a) Definición y objetivo	22
5.7.2	b) Supuestos	22
5.7.3	c) Matemática esencial	22
5.7.4	d) Algoritmo (kernel-based) + pseudocódigo	23
5.7.5	e) Parámetros	23
5.7.6	f) Complejidad	23
5.7.7	g) Ruido/artefactos	23
5.7.8	h) Riesgos	23
5.7.9	i) Recomendaciones	23
5.8	5.7 M7 — CT por Filtered Backprojection (FBP) en fan-beam/helicoidal	24
5.8.1	a) Definición y objetivo	24
5.8.2	b) Supuestos	24
5.8.3	c) Matemática esencial (2D paralelo para intuición)	24
5.8.4	d) Algoritmo + pseudocódigo	24
5.8.5	e) Parámetros	24
5.8.6	f) Complejidad	24
5.8.7	g) Ruido/artefactos	25
5.8.8	h) Riesgos	25
5.8.9	i) Recomendaciones	25
5.9	5.8 M8 — Cone-Beam CT por Feldkamp–Davis–Kress (FDK)	25
5.9.1	a) Definición y objetivo	25
5.9.2	b) Supuestos	25
5.9.3	c) Matemática esencial (conceptual)	25
5.9.4	d) Pseudocódigo	25
5.9.5	e) Parámetros	26
5.9.6	f) Complejidad	26
5.9.7	g) Ruido/artefactos	26
5.9.8	h) Riesgos	26
5.9.9	i) Recomendaciones	26
5.10	5.9 M9 — Reconstrucción iterativa algebraica (ART/SIRT/SART)	26
5.10.1	a) Definición y objetivo	26
5.10.2	b) Supuestos	27
5.10.3	c) Matemática esencial	27
5.10.4	d) Pseudocódigo	27
5.10.5	e) Parámetros	27
5.10.6	f) Complejidad	27
5.10.7	g) Ruido/artefactos	27
5.10.8	h) Riesgos	27
5.10.9	i) Recomendaciones	28
5.11	5.10 M10 — Reconstrucción iterativa estadística / MBIR (MAP / Penalized Likelihood) + regularización (TV/Huber)	28
5.11.1	a) Definición y objetivo	28
5.11.2	b) Supuestos	28

5.11.3	c) Matemática esencial	28
5.11.4	d) Pseudocódigo (esquema proximal)	29
5.11.5	e) Parámetros	29
5.11.6	f) Complejidad	29
5.11.7	g) Ruido/artefactos	29
5.11.8	h) Riesgos	29
5.11.9	i) Recomendaciones	29
5.12	5.11 M11 — Metal Artifact Reduction (MAR)	30
5.12.1	a) Definición y objetivo	30
5.12.2	b) Supuestos	30
5.12.3	c) Matemática esencial	30
5.12.4	d) Algoritmo (sinogram inpainting) + pseudocódigo	30
5.12.5	e) Parámetros	30
5.12.6	f) Complejidad	30
5.12.7	g) Ruido/artefactos	30
5.12.8	h) Riesgos	31
5.12.9	i) Recomendaciones	31
5.13	5.12 M12 — Reducción de ruido y preservación de bordes (sinograma/imagen) . . .	31
5.13.1	a) Definición y objetivo	31
5.13.2	b) Supuestos	31
5.13.3	c) Matemática esencial	31
5.13.4	d) Pseudocódigo (bilateral conceptual)	31
5.13.5	e) Parámetros	32
5.13.6	f) Complejidad	32
5.13.7	g) Ruido/artefactos	32
5.13.8	h) Riesgos	32
5.13.9	i) Recomendaciones	32
5.14	5.13 M13 — Reconstrucción basada en Deep Learning (DL), con control de física . .	32
5.14.1	a) Definición y objetivo	32
5.14.2	b) Supuestos	32
5.14.3	c) Matemática esencial (unrolled / physics-informed)	33
5.14.4	d) Pseudocódigo	33
5.14.5	e) Parámetros	33
5.14.6	f) Complejidad	33
5.14.7	g) Ruido/artefactos	33
5.14.8	h) Riesgos (red flags)	33
5.14.9	i) Recomendaciones	34
6	6) Artefactos y fallas típicas (con red flags)	34
6.1	6.1 RX	34
6.2	6.2 CT	34
6.3	6.3 MRI (contexto)	34
7	7) Calidad de imagen y evaluación cuantitativa	35
7.1	7.1 Métricas	35
7.1.1	7.1.1 SNR y CNR	35
7.1.2	7.1.2 MTF, NPS, DQE	35
7.1.3	7.1.3 Detectabilidad (d') (noción)	35

7.2	7.2 Protocolos con phantoms (configuraciones típicas)	35
7.3	7.3 Diseño de experimento (repetibilidad y sesgo)	35
8	8) Dosis y seguridad	36
8.1	8.1 RX/CT: indicadores y trade-offs	36
8.2	8.2 MRI (contexto)	36
8.3	8.3 Riesgos operativos y mitigaciones (checklist)	36
9	9) Recomendaciones de implementación (pipeline y QA)	36
9.1	9.1 Pipeline sugerido — RX	36
9.2	9.2 Pipeline sugerido — CT	36
9.3	9.3 Checklist de validación	37
10	10) Casos de uso y guía de selección	37
10.1	10.1 Matriz de decisión (objetivo clínico → método)	37
10.2	10.2 Reglas rápidas “Si tu objetivo es X, usa Y”	37
11	11) Conclusiones	37
12	12) Referencias (formato IEEE, selección mínima 25)	38
12.1	12.1 Anexo A — Plantilla de trazabilidad mínima (recomendado)	39
12.2	12.2 Cómo generar el PDF con Quarto (orientativo)	39

Alcance y supuestos explícitos (por falta de restricciones detalladas): - Modalidad principal: **RX (radiografía digital) y CT (TAC)**. MRI se menciona solo para contexto comparativo, artefactos y seguridad. - Restricciones asumidas: (i) **baja dosis** como objetivo frecuente, (ii) **flujo clínico estándar** (tiempo de reconstrucción segundos–minutos), (iii) hardware típico hospitalario (CPU multi-core; **GPU opcional**), (iv) población mixta (adulto/pediátrica) con énfasis en **ALARA**. - Nivel de matemáticas: **medio** (modelos, supuestos, ecuaciones esenciales; sin derivaciones largas). - No se reportan resultados experimentales reales; cualquier número es **hipotético e ilustrativo**.

1 1) Resumen ejecutivo

1.1 1.1 Problema que resuelven los métodos

En **radiografía (RX)** y **tomografía computarizada (CT)**, la calidad diagnóstica depende de una cadena física–digital:

- 1) **Formación del haz** (espectro, filtración, geometría, dispersión),
- 2) **Interacción con el paciente** (atenuación polienergética y scatter),
- 3) **Respuesta del detector** (PSF/MTF, NPS, DQE, lag, saturación),
- 4) **Muestreo y cuantización** (ADC, rango dinámico, bit-depth),
- 5) **Calibración y correcciones** (dark/flat, beam hardening, scatter),

- 6) **Reconstrucción** (en CT: FBP/FDK/iterativa/MBIR; en RX: proyección 2D con procesamiento),
- 7) **Posproceso y visualización**,
- 8) **QA/validación** (phantoms, métricas, estabilidad).

Los métodos solicitados atacan tres puntos críticos:

- **(A) Modelar matemáticamente la atenuación y la formación del haz:** imprescindible para predecir señal, dosis, endurecimiento del haz, scatter y límites de contraste.
- **(B) Analizar detectores planos y cuantización:** determina resolución, ruido, eficiencia cuántica y sesgos (lag, ghosting), y permite definir calibraciones y métricas (DQE/MTF/NPS).
- **(C) Formación de radiografías:** integra geometría + física + detector + muestreo en un modelo “end-to-end” útil para simulación, diseño de protocolo, QA y reconstrucción/corrección.

1.2 1.2 Impacto operativo y clínico (RX/CT y nota sobre MRI)

- **RX:** optimizar el compromiso **dosis–ruido–resolución**; controlar scatter y exposición; evitar saturación; asegurar consistencia multi-equipos y multi-turno.
- **CT:** reconstrucción robusta a **baja dosis**, metal y movimiento; estabilidad de HU y uniformidad; reducción de artefactos (beam hardening, rings, streaks).
- **MRI (contexto):** aunque no usa radiación ionizante, comparte problemas de **modelado del sistema**, artefactos, muestreo y reconstrucción (k-space, regularización). Esto importa para equipos multimodales y cultura de QA.

1.3 1.3 Limitaciones críticas (“no negociables”)

- 1) **Polienergía:** el modelo monoenergético Beer–Lambert falla en presencia de espectro amplio → **beam hardening** y sesgos en CT (HU) y RX (contraste).
- 2) **Scatter:** si no se modela/corriges, produce **capping**, pérdida de contraste y errores cuantitativos.
- 3) **Detector no ideal:** MTF y NPS dependen de kVp, filtración, dosis, ángulo; hay **lag/ghosting** y no linealidades.
- 4) **Calibración:** errores en dark/flat/air-scan se traducen en **banding**, rings y drift de HU.
- 5) **Reconstrucción y regularización:** exceso de suavizado puede “borrar” hallazgos sutiles; métodos de IA pueden **alucinar patrones** si no se controlan.

1.4 1.4 Recomendaciones (acciones concretas)

- Adoptar un **modelo forward polienergético** con scatter y respuesta del detector para simulación y diseño de protocolos.

- Medir/estimar **MTF + NPS + DQE** (o al menos MTF/NPS) y registrar **exposure index** (EI) y su consistencia.
 - En CT, para baja dosis: priorizar **recon iterativa estadística/MBIR** o híbridos; usar FBP como referencia/QA.
 - Implementar un **pipeline de calibración** con monitoreo de drift (offset/gain), estabilidad de HU, uniformidad, y artefactos (rings/streaks).
 - Para IA: usar estrategias “physics-informed” o **unrolled** con validación estricta, *no* solo métricas promedio; documentar dominios de validez.
-

2 2) Introducción

2.1 2.1 Modalidades y cadena completa (RX/CT)

Figura 1: Cadena de adquisición y reconstrucción (RX/CT). (1) Generador HV → (2) tubo RX (espectro) + filtración + colimación → (3) paciente (atenuación + scatter) → (4) anti-scatter grid/opciones → (5) detector flat panel (conversión + readout) → (6) muestreo/ADC → (7) calibración (dark/flat/air) → (8) correcciones (scatter, beam hardening) → (9) reconstrucción (CT) o procesamiento (RX) → (10) posproceso (ventaneo, realce) → (11) visualización/PACS → (12) QA y trazabilidad.

2.1.1 RX (radiografía digital)

- Resultado: **imagen 2D** de una proyección de atenuación (y scatter residual), con blur geométrico y del detector, y ruido cuántico/electrónico.

2.1.2 CT (TAC)

- Resultado: **volumen 3D** reconstruido desde múltiples proyecciones (sinograma).
- Geometrías: axial/helicoidal, fan-beam, cone-beam.
- Métrica cuantitativa principal: **HU (Hounsfield Units)**.

2.2 2.2 Glosario (términos clave)

Nota: Se incluyen también términos MRI por cultura general y porque muchos marcos de QA y reconstrucción comparten ideas (muestreo, regularización, artefactos).

Término	Definición operativa	Comentario práctico
SNR	Relación señal/ruido	Depende de dosis, MTF, NPS, filtrado
CNR	Contraste/ruido	Más correlacionado con detectabilidad
PSF	Respuesta puntual	Determina blur; su FT es la MTF
MTF	Modulación vs frecuencia espacial	Métrica de resolución (linealidad asumida)
NPS	Espectro de potencia del ruido	Caracteriza ruido espacialmente correlacionado
DQE	Eficiencia cuántica detective	Conecta señal y ruido con dosis (IEC)
HU	Unidades Hounsfield	Normalización de μ en CT
CTDIvol/DLP	Indicadores de dosis en CT	Gestión de dosis y comparabilidad
k-space	Dominio de muestreo en MRI	En CT el análogo operacional es el sinograma
Gibbs ringing	Artefacto por truncamiento	MRI y también en CT por filtrado/ventaneo

3 3) Fundamentos físicos por modalidad

3.1 3.1 Interacción fotón–materia (rango diagnóstico)

En diagnóstico (20–150 keV), dominan:

- **Efecto fotoeléctrico** (Z^n/E^3 aprox., con $n \sim 3-4$): aporta **contraste** (alto en hueso/alto Z, iodados).
- **Compton** (densidad electrónica, débilmente dependiente de Z): aporta **scatter** y reduce contraste; domina en tejidos blandos y energías medias.

Definimos el **coeficiente de atenuación lineal** $\mu(E, \mathbf{r})$ [1/cm] y el **coeficiente másico** μ/ρ [cm²/g].

3.2 3.2 Ley de Beer–Lambert (monoenergética)

Para un haz monoenergético de energía E :

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

Símbolos: - I_0 : intensidad incidente (sin objeto) - I : intensidad transmitida - L : trayectoria del rayo - $\mu(E, \mathbf{r})$: atenuación lineal

Limitación: En RX real, el haz es **polienergético** \rightarrow la atenuación no es una exponencial simple.

3.3 3.3 Haz polienergético, filtración y endurecimiento (beam hardening)

El tubo produce un espectro $S(E)$ (bremsstrahlung + líneas características), modificado por:

- filtración inherente + adicional (Al, Cu, etc.),
- colimación y geometría,
- efecto talón (heel effect),
- dispersión y backscatter del paciente.

Modelo básico:

$$I = \int S(E) \exp \left(- \int_L \mu(E, \mathbf{r}) dl \right) dE + I_{sc}$$

donde I_{sc} es componente de **scatter** detectada.

Endurecimiento: los fotones de baja energía se atenúan más \rightarrow el espectro transmitido se desplaza a energías más altas, generando: - no linealidad en la relación log-síñal vs espesor, - artefactos tipo **cupping** en CT, - sesgos de contraste en RX.

3.4 3.4 Dispersión (scatter)

En geometrías de proyección (RX/CT), el scatter: - añade un término **aditivo** (no sigue Beer–Lambert), - reduce contraste (eleva el “fondo”), - induce artefactos y sesgo cuantitativo.

Modelos comunes: - aproximación “primary + scatter” ($I = I_p + I_s$), - kernels dependientes de espesor y campo, - modelos físicos simplificados, - Monte Carlo (alto costo, referencia).

4 4) Modelo matemático de adquisición

4.1 4.1 RX: proyección 2D con blur, ruido y scatter

4.1.1 4.1.1 Modelo forward mínimo (lineal en intensidad)

Sea (u, v) el plano del detector. Modelo:

$$Y(u, v) = [(I_p(u, v) + I_s(u, v)) * h_{\text{det}}(u, v)] \downarrow_{\Delta} + n_e(u, v)$$

- I_p : intensidad primaria transmitida (polienergética)
- I_s : scatter en detector
- h_{det} : PSF efectiva del detector (incluye scintillator + óptica + charge sharing)
- $*$: convolución
- \downarrow_{Δ} : muestreo con paso de pixel Δ
- n_e : ruido electrónico/lectura

Ruido cuántico (Poisson): típicamente I_p sigue Poisson con media proporcional a fotones detectados.

4.1.2 4.1.2 Transformación log (radiografía “de atenuación”)

Si se corrige dark/flat y se aproxima $I_s \approx 0$:

$$p(u, v) = -\ln \left(\frac{I(u, v)}{I_0(u, v)} \right) \approx \int_L \mu_{\text{eff}}(\mathbf{r}) dl$$

Pero con polienergía y scatter residual, p queda **sesgado**.

4.2 4.2 CT: sinograma, Radon y geometrías

4.2.1 4.2.1 Transformada de Radon (ideal 2D)

Para atenuación monoenergética $\mu(x, y)$:

$$p(\theta, s) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) dl$$

donde (θ, s) parametriza cada rayo. La reconstrucción ideal invierte la Radon.

4.2.2 4.2.2 Modelo polienergético y calibración

Medidas crudas (cuentas) Y :

$$Y(\theta, s) \sim \text{Poisson} \left(\int S(E) \exp(-\mathcal{P}[\mu(E)]) dE + S_{\text{sc}} \right) + \text{electrónico}$$

Calibración típica con **dark** (D) y **air scan** (A):

$$\tilde{I} = \frac{Y - D}{A - D}, \quad p = -\ln(\tilde{I})$$

Red flag: si $A - D$ es pequeño (saturación, mala ganancia, drift), p explota y aparecen streaks/rings.

4.2.3 4.2.3 HU (unidades Hounsfield)

Tras reconstruir $\hat{\mu}(\mathbf{r})$ a energía efectiva:

$$HU(\mathbf{r}) = 1000 \cdot \frac{\hat{\mu}(\mathbf{r}) - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}}$$

Requisito clínico: estabilidad de HU (agua 0, aire -1000) dentro de tolerancias QA.

5 5) Métodos solicitados y métodos estándar de reconstrucción/corrección

5.1 5.0 Catálogo de métodos incluidos

Tabla 5.0: Métodos (núcleo solicitado + estándar RX/CT).

ID	Método	Dominio	Uso típico
M1	Modelo polienergético de atenuación y formación del haz	Física	Simulación, correcciones BH/scatter
M2	Modelo de detector Flat Panel + cuantización (MTF/NPS/DQE)	Detector	Diseño, QA, predicción SNR

ID	Método	Dominio	Uso típico
M3	Modelo end-to-end de formación de radiografías	Sistema	Simulación, optimización protocolo
M4	Calibración: dark/flat/air + linealización/log	Operación	Estabilidad y comparabilidad
M5	Corrección beam hardening (BH)	RX/CT	Reducción cupping/streaks
M6	Corrección de scatter (grid + modelado)	RX/CT	Recuperar contraste y cuantificación
M7	Reconstrucción CT por FBP (fan-beam/helicoidal)	CT	Base clínica, referencia QA
M8	Reconstrucción cone-beam por FDK	CBCT	Intervencionismo/RT/odontología
M9	Iterativa algebraica (ART/SIRT/SART)	CT/CBCT	Pocos ángulos, regularización simple
M10	Iterativa estadística/MBIR (MAP/PL) + regularización (TV/Huber)	CT	Baja dosis, robustez
M11	Metal Artifact Reduction (MAR)	CT	Implantes, ortopedia, odontología
M12	Reducción de ruido (sinograma/imagen) y preservación de bordes	RX/CT	Baja dosis, posproceso controlado
M13	Reconstrucción basada en Deep Learning (unrolled/priors)	RX/CT	Aceleración y denoising con control

Formato repetible obligatorio (a–i) aplicado en cada método.

5.2 5.1 M1 — Modelado matemático de la atenuación de fotones y la formación del haz

5.2.1 a) Definición formal y objetivo

Construir un modelo **forward** que prediga la señal detectada I a partir de: - espectro emitido $S(E)$, - filtración y geometría, - atenuación del objeto $\mu(E, \mathbf{r})$, - dispersión I_{sc} .

Objetivo operacional: permitir (i) simulación realista, (ii) diseño de protocolo (kVp/filtración/mAs), (iii) correcciones (beam hardening, scatter), (iv) estimación de incertidumbre (ruido/dosis).

5.2.2 b) Supuestos y condiciones de validez

- Sistema estable (espectro reproducible a igualdad de kVp/filtración).
- Linealidad del detector en el rango operativo (sin saturación).
- $\mu(E)$ conocido o aproximable (tablas NIST/ICRU) para materiales relevantes.
- Scatter tratable como término aditivo y/o convolutivo a primer orden.

5.2.3 c) Derivación/explicación matemática esencial

Modelo polienergético por rayo r :

$$I_r = \int S(E) T_{\text{fil}}(E) \exp \left(- \int_{L_r} \mu(E, \mathbf{r}) dl \right) dE + I_{sc,r}$$

- $T_{\text{fil}}(E) = \exp(-\sum_k \mu_k(E) t_k)$ modela filtros (material k , espesor t_k).
- En CT, r recorre ángulos θ y detector $s \rightarrow$ sinograma.

Aproximación de energía efectiva: Definir E_{eff} tal que:

$$\exp \left(- \int \mu(E_{\text{eff}}) dl \right) \approx \frac{\int S(E) \exp(-\int \mu(E) dl) dE}{\int S(E) dE}$$

Útil para interpretación, **no** corrige BH por sí sola.

5.2.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo

Algoritmo: simulación de proyección polienergética

Inputs:

- Geometry: ray paths L_r for each detector pixel (u,v) or (θ,s)
- Spectrum $S(E)$ discretized on energies E_i with weights w_i
- Filters: $T_{fil}(E_i)$
- Object: material map or $\mu(E_i, r)$ along rays
- Scatter model (optional): I_{sc_r}

For each ray r :

$I_{primary} = 0$

For each energy bin i :

$line_integral = integrate_over_path(\mu(E_i, position) \text{ along } L_r)$

$I_{primary} += w_i * S(E_i) * T_{fil}(E_i) * \exp(-line_integral)$

$I_r = I_{primary} + scatter_estimate(r)$

Return I_r

5.2.5 e) Parámetros: significado físico, rangos típicos y selección

- **kVp:** 60–150 kVp (RX general 60–120; CT 80–140).
- **Filtración:** inherente (equipo) + adicional (p.ej., mm Al; opcional Cu).
- **Tamaño de foco efectivo:** impacta blur geométrico (ver M3).
- **Discretización espectral:** 1–5 keV por bin suele ser suficiente para simulación.

Selección: - Para correcciones BH, se necesita sensibilidad a cambios espectrales \rightarrow bins más finos.

5.2.6 f) Complejidad computacional

- $O(N_{ray} \cdot N_E \cdot C_{integral})$
- Acelerable con GPU y/o preintegración por materiales (material decomposition).

5.2.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos

- Permite predecir **cuantitativamente** dónde habrá BH y pérdida de contraste.
- Si el scatter no se modela, se subestima señal en regiones gruesas.

5.2.8 h) Riesgos (red flags)

- Usar $\mu(E)$ incorrecto (material equivocado) \rightarrow correcciones BH “empeoran”.
- Ignorar heel effect/colimación \rightarrow gradientes espurios en RX.
- Ajustar parámetros para “parecerse” a una imagen sin medir físicamente \rightarrow modelo no transferible.

5.2.9 i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI

- **RX/CT:** método central.
 - **MRI:** no aplica (no hay fotones ionizantes), pero la idea de “forward model” sí.
-

5.3 5.2 M2 — Respuesta de detectores planos (Flat Panel) y cuantización

5.3.1 a) Definición formal y objetivo

Modelar y caracterizar la conversión **fotón** \rightarrow **señal digital** en un Flat Panel Detector (FPD), incluyendo: - PSF/MTF (resolución), - NPS (ruido), - DQE (eficiencia vs dosis), - no idealidades: lag/ghosting, no linealidad, saturación, - cuantización ADC y rango dinámico.

Objetivo: predecir desempeño (SNR/CNR), diseñar QA, evitar errores de exposición y sesgos por calibración.

5.3.2 b) Supuestos y condiciones de validez

- Operación en región lineal (exposición dentro del rango recomendado).
- Estacionariedad local para métricas espectrales (MTF/NPS).
- Separabilidad aproximada de blur (foco vs detector) cuando aplica.

5.3.3 c) Matemática esencial (MTF, NPS, DQE, cuantización)

Modelo lineal shift-invariant (LSI) local:

$$y = (x * h) + n$$

- h PSF; su transformada de Fourier $H(f)$ define la **MTF**:

$$MTF(f) = \frac{|H(f)|}{|H(0)|}$$

NPS (2D): densidad espectral del ruido de imagen (tras detrending). Para una región uniforme:

$$NPS(f_x, f_y) = \frac{\Delta x \Delta y}{N_x N_y} \mathbb{E}\{|\mathcal{F}\{n(x, y)\}|^2\}$$

DQE: (concepto) cuánto SNR se preserva por unidad de dosis:

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

En práctica se calcula combinando MTF, NPS y kerma en aire bajo condiciones estándar (ver IEC).

Cuantización ADC: si el ADC tiene B bits y rango full-scale FS : - paso de cuantización $q = FS/2^B$
- varianza de ruido de cuantización (aprox uniforme):

$$\sigma_q^2 \approx \frac{q^2}{12}$$

Regla práctica: si σ_q es comparable al ruido electrónico, estás perdiendo calidad por bit-depth insuficiente o mal uso del rango.

5.3.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo

Medición conceptual de MTF (edge method):

```
Acquire image of sharp edge on uniform background
Extract Edge Spread Function (ESF) by oversampling along edge normal
Differentiate ESF -> Line Spread Function (LSF)
Compute Fourier magnitude of LSF -> MTF
Normalize MTF(0) = 1
```

Medición conceptual de NPS:

```
Acquire K images of uniform field at fixed technique
For each image:
    select ROI(s), remove mean/trend
    compute FFT2 of ROI noise
    accumulate |FFT|^2
Average over K -> NPS
```

5.3.5 e) Parámetros típicos y elección

- **Pixel pitch:** ~100–200 μm (RX), mayor en algunos sistemas portátiles.
- **Bit-depth:** 12–16 bits (típico clínico).
- **Ganancia/offset:** dependen de temperatura y electrónica; se controlan con calibración.

Selección: - Ajustar ganancia para evitar saturación a técnicas habituales (incluye pacientes grandes y proyecciones difíciles). - Mantener EI en rango recomendado y estable (evitar “dose creep”).

5.3.6 f) Complejidad computacional

- Cálculo MTF/NPS: FFTs 2D $\rightarrow O(N \log N)$ por ROI.

5.3.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos

- Mayor MTF suele exigir diseño que puede elevar NPS (trade-off).
- Lag/ghosting produce “memoria” temporal: artefactos en series rápidas o fluoroscopia.

5.3.8 h) Riesgos (red flags)

- Saturación oculta por LUT → “imagen bonita” pero sin cuantificación.
- Drift de offset → bandas o shading; en CT se manifiesta como **rings**.
- DQE “nominal” de fabricante sin condiciones claras → no comparable.

5.3.9 i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI

- **RX**: crítico (FPD define imagen final).
 - **CT**: crítico; detectores (a menudo de estado sólido + scintillator) con calibraciones aún más sensibles (rings).
 - **MRI**: no aplica (detector es RF coil + digitalización; analogía: SNR y ancho de banda).
-

5.4 5.3 M3 — Modelo end-to-end de formación de radiografías (RX)

5.4.1 a) Definición formal y objetivo

Modelo integrado: **espectro + objeto + scatter + geometría + blur + muestreo + cuantización** → imagen digital RX.

Objetivo: simulación y análisis de sensibilidad (qué domina la pérdida de detalle o el aumento de ruido).

5.4.2 b) Supuestos

- Geometría de proyección conocida (SID, SOD, magnificación).
- Foco y detector modelables como PSFs (aprox).
- Scatter aproximable por campo y espesor.

5.4.3 c) Matemática esencial

Geometría y magnificación: - SID : source-to-image distance - SOD : source-to-object distance - Magnificación $M = SID/SOD$ - Blur geométrico por foco efectivo f :

$$U_g \approx f \cdot \frac{SID - SOD}{SOD}$$

Modelo final:

$$Y = Q \left(\left[(I_p + I_s) * h_{\text{foco}} * h_{\text{det}} \right] \downarrow_{\Delta} + n_e \right)$$

donde $Q(\cdot)$ es cuantización ADC.

5.4.4 d) Algoritmo + pseudocódigo

```
Compute primary intensity using polienenergetic model (M1)
Estimate scatter map (low-frequency) Is (M6)
Apply geometric blur due to focal spot (Ug) -> PSF_foco
Apply detector blur -> PSF_det
Sample to pixel grid
Add Poisson noise (photon) + Gaussian electronic
Quantize to B bits with full-scale FS
Apply calibration pipeline (M4) if simulating processed image
Return Y
```

5.4.5 e) Parámetros y rangos

- SID : ~100–180 cm (según estudio)
- Foco: ~0.6–1.2 mm (típico; depende de equipo)
- Pixel pitch: 100–200 μm
- kVp: 60–120 (RX general)

Selección: controlar U_g con geometría y foco apropiados según tarea (p.ej., microcalcificaciones).

5.4.6 f) Complejidad

Dominada por trazado de rayos y convoluciones FFT: $O(N_{\text{ray}}N_E + N \log N)$.

5.4.7 g) Frente a ruido/artefactos

- Modela aliasing si Δ es grande frente a la banda espacial real.
- Predice pérdida de contraste por scatter (baja frecuencia).

5.4.8 h) Riesgos

- Ajustar PSF “a ojo” sin medición → conclusiones engañosas.
- Ignorar grid cutoff o desalineación → artefactos no explicados por el modelo.

5.4.9 i) Recomendaciones

- RX: aplicar para diseño de técnica y QA; CT: análogo a forward model del sinograma. MRI: no aplica.
-

5.5 5.4 M4 — Calibración (dark/flat/air), linealización y log

5.5.1 a) Definición y objetivo

Convertir señal cruda a una señal normalizada, estable y comparable: - corrección de offset (dark), - corrección de ganancia (flat/air), - corrección de píxeles defectuosos, - linealización (si aplica), - log-transform para proyecciones.

5.5.2 b) Supuestos

- Dark y flat representativos del estado del detector (temperatura/tiempo).
- Exposición uniforme para flat (sin estructura).

5.5.3 c) Matemática esencial

Para cada píxel:

$$I_{\text{corr}} = \frac{Y - D}{F - D}$$

Luego:

$$p = -\ln(I_{\text{corr}})$$

5.5.4 d) Pseudocódigo

```
Acquire/Load D (dark), F (flat/air), and raw Y
Check for saturation and low denominator (F-D)
Icorr = (Y-D)/(F-D)
Replace bad pixels via neighborhood interpolation
If CT: p = -log(Icorr) to build sinogram
Return calibrated data
```

5.5.5 e) Parámetros y selección

- Frecuencia de recalibración: según drift del equipo; en CT es crítica (rings).
- Umbrales: detectar saturación, clamp, o denominadores pequeños.

5.5.6 f) Complejidad

Lineal $O(N)$.

5.5.7 g) Frente a ruido/artefactos

- Reduce fixed-pattern noise; mejora uniformidad.
- Si F está contaminado (scatter/estructura), introduce shading.

5.5.8 h) Riesgos

- Reusar calibraciones antiguas tras mantenimiento \rightarrow rings/banding.
- No registrar versión de calibración \rightarrow no trazabilidad.

5.5.9 i) Recomendaciones

RX y CT: obligatorio. MRI: calibración análoga existe (coil sensitivity, B0/B1 maps) pero distinta.

5.6 5.5 M5 — Corrección de beam hardening (BH)

5.6.1 a) Definición y objetivo

Compensar la no linealidad por polienergía para reducir: - cupping, - streaks entre materiales densos, - sesgos en HU.

5.6.2 b) Supuestos

- Material dominante aproximable (agua-equivalente) o se dispone de multi-material.
- Relación medible entre espesor equivalente y señal.

5.6.3 c) Matemática esencial (enfoque de pre-corrección)

Modelo empírico:

$$p_{\text{corr}} = p + \sum_{k=2}^K a_k p^k$$

donde a_k se calibra con phantom de espesores conocidos (agua/aluminio).

Enfoque físico (dos materiales):

$$p \approx \mathcal{F}(t_1, t_2), \quad \text{invertir para obtener } t_1, t_2$$

5.6.4 d) Algoritmo + pseudocódigo

Calibration:

```
Acquire projections through known thicknesses (phantom)
Fit polynomial mapping p -> p_corr (or table lookup)
```

Application:

```
For each ray measurement p:
    p_corr = apply_mapping(p)
Reconstruct using corrected sinogram
```

5.6.5 e) Parámetros

- Orden K (2–4 suele bastar).
- Phantom/materiales de calibración (agua-equivalente, Al, etc.).

5.6.6 f) Complejidad

Lineal $O(N)$.

5.6.7 g) Ruido/artefactos

- Reduce cupping; puede aumentar ruido si la corrección amplifica regiones de baja señal.

5.6.8 h) Riesgos

- Calibrar con un espectro y operar con otro (kVp/filtración distinta).
- Ignorar presencia de contraste iodado/metal → corrección incompleta.

5.6.9 i) Recomendaciones

CT: muy relevante. RX: útil si se busca cuantificación/consistencia, menos crítico que en CT.

5.7 5.6 M6 — Corrección de scatter

5.7.1 a) Definición y objetivo

Estimar y sustraer/compensar I_s para recuperar contraste y cuantificación.

5.7.2 b) Supuestos

- Scatter varía lentamente (baja frecuencia) respecto a primaria.
- Grid reduce scatter pero no lo elimina.

5.7.3 c) Matemática esencial

Modelo aditivo:

$$I = I_p + I_s, \quad \hat{I}_p = I - \hat{I}_s$$

Modelos de \hat{I}_s : - kernel-based: $\hat{I}_s = (I * k)$ con k ancho dependiente de espesor/campo, - modelos físicos simplificados, - mediciones con beam-stop arrays (referencia experimental).

5.7.4 d) Algoritmo (kernel-based) + pseudocódigo

```
Estimate low-frequency scatter:
smooth = lowpass_filter(I, large_kernel)
Is_hat = alpha * smooth    # alpha calibrated by phantom or grid ratio
Primary_hat = max(I - Is_hat, epsilon)
Proceed with log-transform / reconstruction
```

5.7.5 e) Parámetros

- Tamaño kernel (relacionado con tamaño campo y espesor).
- Factor alpha (calibración).

5.7.6 f) Complejidad

Convolución $O(N)$ (o $N \log N$ por FFT si kernel grande).

5.7.7 g) Ruido/artefactos

- Mejora CNR; puede introducir “overcorrection” (fondo negativo) si mal calibrado.

5.7.8 h) Riesgos

- En CT, scatter angularmente dependiente y colimación dinámica → modelo simple puede fallar.
- En RX portátil sin grid: scatter dominante → se requiere cuidado extremo.

5.7.9 i) Recomendaciones

RX: crítico en abdomen/portátil. CT: crítico en CBCT y pacientes grandes; en MDCT el sistema incluye correcciones propietarias.

5.8 5.7 M7 — CT por Filtered Backprojection (FBP) en fan-beam/helicoidal

5.8.1 a) Definición y objetivo

Reconstrucción analítica rápida basada en inversión de Radon (o aproximación fan-beam), usando filtrado en frecuencia y retroproyección.

5.8.2 b) Supuestos

- Datos suficientemente completos y calibrados.
- Modelo aproximadamente monoenergético y scatter corregido.
- Ruido moderado; FBP es sensible a baja dosis.

5.8.3 c) Matemática esencial (2D paralelo para intuición)

$$\hat{\mu}(x, y) = \int_0^\pi (p(\theta, s) * h_{\text{rampa}}(s)) \Big|_{s=x \cos \theta + y \sin \theta} d\theta$$

El filtro “rampa” se suele apodizar (Shepp-Logan, Hamming, Hann) para controlar ruido.

5.8.4 d) Algoritmo + pseudocódigo

```
Input: sinogram p(theta, s)
For each theta:
    pf = filter_1D(p(theta, :), ramp * window)
Backproject:
    For each voxel (x,y):
        sum over theta of pf(theta, s=x cos theta + y sin theta)
Return mu_hat
```

5.8.5 e) Parámetros

- Tipo de ventana (trade-off resolución/ruido).
- Paso angular y muestreo detector.

5.8.6 f) Complejidad

$O(N_\theta N_{\text{pix}})$ (acelerable con GPU).

5.8.7 g) Ruido/artefactos

- Amplifica altas frecuencias → ruido granular a baja dosis.
- Streaks por metal y errores de calibración.

5.8.8 h) Riesgos

- Ajustar ventana para “hacerla ver bien” sin controlar detectabilidad.
- Confundir suavizado con mejora real.

5.8.9 i) Recomendaciones

FBP como referencia QA; para baja dosis, preferir iterativa/MBIR.

5.9 5.8 M8 — Cone-Beam CT por Feldkamp–Davis–Kress (FDK)

5.9.1 a) Definición y objetivo

Extensión práctica de FBP a geometría cone-beam circular (CBCT), con ponderación geométrica + filtrado + backprojection 3D.

5.9.2 b) Supuestos

- Trayectoria circular; ángulo de cono moderado.
- Correcciones de scatter/BH adecuadas.

5.9.3 c) Matemática esencial (conceptual)

FDK aplica: 1) ponderación por distancia, 2) filtrado 1D tipo rampa en detector, 3) retroproyección 3D.

5.9.4 d) Pseudocódigo

```
For each projection angle theta:
  weight projection by geometry
  filter along detector u direction (ramp>window)
Backproject into volume with cone-beam geometry mapping
Return volume
```

5.9.5 e) Parámetros

- Ventana de filtrado, voxel size, truncation handling.

5.9.6 f) Complejidad

Alta; típicamente GPU.

5.9.7 g) Ruido/artefactos

- Sensible a scatter → capping.
- Artefactos por cono (incompletitud) si geometría no cumple condiciones.

5.9.8 h) Riesgos

- Usar FDK sin corrección de scatter en CBCT abdominal → cuantificación pobre.

5.9.9 i) Recomendaciones

CBCT: usar FDK como base; para cuantificación o baja dosis severa, considerar iterativa (M9–M10).

5.10 5.9 M9 — Reconstrucción iterativa algebraica (ART/SIRT/SART)

5.10.1 a) Definición y objetivo

Resolver $\mathbf{Ax} \approx \mathbf{b}$ donde: - \mathbf{x} : voxeles de atenuación, - \mathbf{b} : sinograma, - \mathbf{A} : operador de proyección (forward).

Objetivo: manejar datos incompletos (pocos ángulos), imponer restricciones simples (no negatividad), y mejorar robustez.

5.10.2 b) Supuestos

- Modelo linealizado (post-log), scatter/BH suficientemente corregidos.
- Proyector y backproyector consistentes.

5.10.3 c) Matemática esencial

ART (Kaczmarz):

$$\mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{x}^k + \lambda \frac{b_i - \langle \mathbf{a}_i, \mathbf{x}^k \rangle}{\|\mathbf{a}_i\|^2} \mathbf{a}_i$$

SIRT actualiza promediando sobre todas las ecuaciones.

5.10.4 d) Pseudocódigo

```
Initialize x = 0
For iter = 1..K:
  For each ray i:
    r = b[i] - dot(A[i], x)
    x = x + lambda * r / norm(A[i])^2 * A[i]^T
  Enforce constraints: x = max(x, 0)
Return x
```

5.10.5 e) Parámetros

- λ (relajación), número de iteraciones K, regularización simple.

5.10.6 f) Complejidad

Costosa: múltiples forward/backprojections.

5.10.7 g) Ruido/artefactos

- Puede reducir streaks por incompletitud, pero si no hay regularización, amplifica ruido.

5.10.8 h) Riesgos

- Convergencia lenta; dependencia fuerte de proyector.
- Overfitting al ruido si K grande.

5.10.9 i) Recomendaciones

Útil en CBCT y pocos ángulos; en CT diagnóstico moderno se prefiere PL/MBIR (M10).

5.11 5.10 M10 — Reconstrucción iterativa estadística / MBIR (MAP / Penalized Likelihood) + regularización (TV/Huber)

5.11.1 a) Definición y objetivo

Modelar estadísticamente la medición (Poisson + electrónica) y estimar \mathbf{x} resolviendo:

$$\hat{\mathbf{x}} = \arg \min_{\mathbf{x} \geq 0} \underbrace{D(\mathbf{y} \parallel \mathbf{g}(\mathbf{x}))}_{\text{fidelidad a datos}} + \beta R(\mathbf{x})$$

- D : discrepancia (p.ej., negativa log-verosimilitud Poisson)
- $\mathbf{g}(\mathbf{x})$: forward model (incluye $\exp(-Ax)$)
- $R(\mathbf{x})$: regularización (suavidad, bordes, sparsity)

Objetivo: mejor calidad a **baja dosis**, menos ruido, control de artefactos.

5.11.2 b) Supuestos

- Forward model adecuado (al menos monoenergético en dominio log, o mejor).
- Parámetro β calibrable por tarea clínica.

5.11.3 c) Matemática esencial

Ejemplo (en dominio post-log linealizado):

$$\min_x \frac{1}{2} \|W(Ax - b)\|^2 + \beta R(x)$$

- W : pesos (inversa de varianza aproximada).

Regularización TV (total variation):

$$R_{\text{TV}}(x) = \sum_j \|\nabla x_j\|$$

Huber / edge-preserving: penaliza poco gradientes grandes (bordes), más gradientes pequeños (ruido).

5.11.4 d) Pseudocódigo (esquema proximal)

```
Initialize x
For k = 1..K:
    grad_data = AT * WT * W * (A x - b)
    x_temp = x - alpha * grad_data
    x = prox_{alpha*beta*R}(x_temp)    # e.g., TV denoise step
    x = max(x, 0)
Return x
```

5.11.5 e) Parámetros

- β : controla suavizado vs detalle; depende de dosis y tarea.
- Iteraciones K, paso α , tipo de regularizador.

Selección práctica: - Calibrar con phantom + evaluación clínica; evitar escoger por “me gusta cómo se ve”.

5.11.6 f) Complejidad

Alta (iteraciones + proyecciones); GPU ayuda, pero CPU puede servir con K moderado.

5.11.7 g) Ruido/artefactos

- Reduce ruido y streaks; riesgo de “plastic look” o pérdida de microdetalle.
- TV puede introducir textura artificial (staircasing).

5.11.8 h) Riesgos

- Sobre-regularización → pérdida de lesiones sutiles.
- Sub-regularización → ruido residual como FBP.
- Ajuste inestable entre protocolos/poblaciones.

5.11.9 i) Recomendaciones

CT baja dosis: preferible. RX: conceptos aplican a deconvolución/denoising, pero no es “recon” 3D.

5.12 5.11 M11 — Metal Artifact Reduction (MAR)

5.12.1 a) Definición y objetivo

Reducir streaks por metal (implantes) debidos a: - atenuación extrema (photon starvation), - beam hardening severo, - scatter y no linealidades.

5.12.2 b) Supuestos

- Metal identificable (segmentación inicial).
- Se acepta reconstrucción híbrida (analítica + correcciones).

5.12.3 c) Matemática esencial

En sinograma, el metal corrompe regiones específicas. Estrategias: - **inpainting** del sinograma (interpolación en zonas corruptas), - reproyección iterativa con máscara de metal, - modelos polienergéticos (más robustos).

5.12.4 d) Algoritmo (sinogram inpainting) + pseudocódigo

```
1) Reconstruct preliminary volume (FBP)
2) Segment metal -> mask M
3) Forward project M to identify corrupted sinogram bins
4) Replace corrupted bins by interpolation from neighbors (inpainting)
5) Reconstruct corrected sinogram (FBP or iterative)
6) Optionally blend with original to preserve non-metal details
```

5.12.5 e) Parámetros

- Umbral/criterio de metal, método de inpainting, blending.

5.12.6 f) Complejidad

Moderada–alta (requiere forward projection adicional).

5.12.7 g) Ruido/artefactos

- Reduce streaks; puede introducir nuevos artefactos cerca del metal (pérdida de detalle o sesgo).

5.12.8 h) Riesgos

- Segmentación errónea (confundir contraste denso con metal).
- “Sobre-corrección” que borra información adyacente.

5.12.9 i) Recomendaciones

CT ortopédico/odontológico/intervencionista: muy útil; validar con casos reales y phantom.

5.13 5.12 M12 — Reducción de ruido y preservación de bordes (sinograma/imagen)

5.13.1 a) Definición y objetivo

Disminuir ruido (especialmente en baja dosis) preservando bordes relevantes.

5.13.2 b) Supuestos

- Ruido aproximadamente Poisson-Gauss (mixto).
- Bordes clínicos importantes (vasos, nódulos, cortical ósea).

5.13.3 c) Matemática esencial

Filtros en imagen: - bilateral / anisotropic diffusion (edge-preserving), - non-local means (NLM), - wavelet shrinkage.

En sinograma: - suavizado adaptativo por varianza (respetando estructura angular).

5.13.4 d) Pseudocódigo (bilateral conceptual)

```
For each pixel i:
  weighted_sum = 0; norm = 0
  For j in neighborhood(i):
    w = exp( -||pos_i - pos_j||^2 / (2*sigma_s^2) ) *
        exp( -||I_i - I_j||^2 / (2*sigma_r^2) )
    weighted_sum += w * I_j
    norm += w
  I_out[i] = weighted_sum / norm
```

5.13.5 e) Parámetros

- σ_s (espacial), σ_r (radiométrico).
- En wavelets: umbral (global o por subbanda).

5.13.6 f) Complejidad

Bilateral/NLM pueden ser costosos; optimizaciones o aproximaciones son habituales.

5.13.7 g) Ruido/artefactos

- Puede suavizar microcalcificaciones o bordes finos si mal parametrizado.

5.13.8 h) Riesgos

- “Textura sintética” o pérdida de granularidad útil para percepción diagnóstica.
- Filtrar después de reconstrucción puede no corregir artefactos estructurados.

5.13.9 i) Recomendaciones

Preferir integrar regularización en reconstrucción (M10) para CT; en RX, filtrar con criterios de detectabilidad, no estética.

5.14 5.13 M13 — Reconstrucción basada en Deep Learning (DL), con control de física

5.14.1 a) Definición y objetivo

Usar redes (denoising, super-res, recon directa, unrolled) para mejorar calidad o acelerar reconstrucción, manteniendo control sobre: - fidelidad a datos, - generalización, - seguridad clínica.

5.14.2 b) Supuestos

- Dataset representativo y etiquetado/pareado (o auto-supervisión).
- Validación externa y monitoreo post-despliegue.

5.14.3 c) Matemática esencial (unrolled / physics-informed)

Desenrollar K iteraciones de un método tipo proximal:

$$x^{k+1} = \mathcal{D}_{\theta_k}(x^k - \alpha_k A^T(Ax^k - b))$$

donde \mathcal{D}_{θ_k} es un “denoiser” aprendido. Esto preserva el vínculo con el modelo físico.

5.14.4 d) Pseudocódigo

```
Initialize x0 (e.g., FBP)
For k = 1..K:
    xk = xk - alpha_k * A^T(A xk - b)      # data consistency
    xk = DenoiserNet_k(xk)                 # learned prior
Return xK
```

5.14.5 e) Parámetros

- K (profundidad), pesos de consistencia, estrategia de entrenamiento, métricas de validación por tarea.

5.14.6 f) Complejidad

Entrenamiento alto; inferencia moderada (GPU preferida).

5.14.7 g) Ruido/artefactos

- Excelente reducción de ruido; riesgo de **hallazgos falsos** (alucinación) o supresión de lesiones.

5.14.8 h) Riesgos (red flags)

- Validar solo con PSNR/SSIM: insuficiente para clínica.
- Cambios de dominio (otro hospital/protocolo) → fallas silenciosas.
- “Imágenes demasiado limpias” sin granularidad esperada.

5.14.9 i) Recomendaciones

Usar DL preferiblemente en esquemas con consistencia física (unrolled) y con QA fuerte; limitar uso en hallazgos sutiles hasta robustecer evidencia.

6 6) Artefactos y fallas típicas (con red flags)

6.1 6.1 RX

- **Scatter residual:** “velo” y pérdida de contraste; red flag: imagen con fondo elevado y bordes lavados.
- **Grid artifacts / moiré:** patrón periódico; red flag: bandas regulares.
- **Motion blur:** bordes dobles; red flag: estructuras duplicadas.
- **Saturación / clipping:** blancos planos o negros planos; red flag: histograma recortado.
- **Aliasing:** patrones falsos en alta frecuencia (rejillas finas, estructuras repetitivas).

6.2 6.2 CT

- **Streaks por metal:** líneas radiadas; causa: photon starvation + BH.
- **Beam hardening / cupping:** centro “más oscuro” en objetos homogéneos.
- **Ring artifacts:** anillos concéntricos; causa: mala calibración/ganancia detector.
- **Partial volume:** bordes borrosos y HU intermedios en voxels mixtos.
- **Cone-beam artifacts:** en CBCT por incompletitud.

6.3 6.3 MRI (contexto)

- Motion/ghosting, susceptibilidad, chemical shift, Gibbs, wrap-around.
-

7 7) Calidad de imagen y evaluación cuantitativa

7.1 7.1 Métricas

7.1.1 7.1.1 SNR y CNR

Para ROI señal S y fondo B :

$$SNR = \frac{\mu_S}{\sigma_S}, \quad CNR = \frac{|\mu_S - \mu_B|}{\sigma_B}$$

7.1.2 7.1.2 MTF, NPS, DQE

- MTF: resolución (frecuencia espacial).
- NPS: textura del ruido.
- DQE: eficiencia global vs dosis (condiciones estandarizadas).

7.1.3 7.1.3 Detectabilidad (d') (noción)

En análisis ideal-observer, d' depende de contraste, MTF y NPS; útil como guía para tareas.

7.2 7.2 Protocolos con phantoms (configuraciones típicas)

Figura 7: Esquema de evaluación RX (phantom uniforme + borde + patrón). - ROI uniformes (NPS/SNR), borde inclinado (MTF), objetos de contraste (CNR).

Figura 8: Esquema de QA CT (phantom tipo ACR/Catphan). - Módulos: uniformidad, resolución alta, bajo contraste, números CT, geometría.

Nota: seguir guías institucionales (ACR/IEC/AAPM/IAEA) y el manual del fabricante del phantom.

7.3 7.3 Diseño de experimento (repetibilidad y sesgo)

- Repetir adquisiciones (n 10 ideal para estimar varianza).
 - Controlar temperatura y estado del detector.
 - Reportar intervalos de confianza (bootstrap si no normalidad).
 - Definir tamaño de efecto clínicamente relevante (no solo estadísticamente significativo).
-

8 8) Dosis y seguridad

8.1 8.1 RX/CT: indicadores y trade-offs

- RX: kerma en aire, ESAK, índices operacionales del equipo; foco en ALARA.
- CT: **CTDIvol** y **DLP** como indicadores operacionales; relacionarlos con protocolo y paciente.

Trade-off: bajar dosis aumenta ruido; se compensa con recon iterativa/regularización, pero con riesgo de pérdida de detalle.

8.2 8.2 MRI (contexto)

- SAR, límites de gradiente, seguridad de implantes y calentamiento.

8.3 8.3 Riesgos operativos y mitigaciones (checklist)

- Verificación de protocolos pediátricos.
 - Alertas por EI fuera de rango (evitar “dose creep”).
 - Bloqueo de técnicas no validadas (post-mantenimiento).
 - Auditoría periódica de drift de HU y uniformidad.
-

9 9) Recomendaciones de implementación (pipeline y QA)

9.1 9.1 Pipeline sugerido — RX

Figura 9: Pipeline RX recomendado. Adquisición cruda → dark/flat (M4) → estimación scatter (M6) → log/normalización → corrección shading → realce controlado (M12) → métricas/registro EI → almacenamiento.

9.2 9.2 Pipeline sugerido — CT

Figura 10: Pipeline CT recomendado. Cuentas crudas → dark/air (M4) → log → BH (M5) + scatter (M6) → detección metal (si aplica) (M11) → reconstrucción (FBP M7 / MBIR M10) → posproceso (ventana, kernels) → QA HU/uniformidad/artefactos.

9.3 9.3 Checklist de validación

- **Calibración:** dark/flat/air vigente, verificación de saturación.
 - **Geométrico:** centrado, colimación, SID/SOD correctos.
 - **Métricas:** MTF/NPS (o equivalentes), uniformidad.
 - **CT:** agua/aire HU, rings, uniformidad, resolución, bajo contraste.
 - **Trazabilidad:** protocolo, kVp/mAs, filtración, recon kernel, versión SW, fecha de calibración.
-

10 10) Casos de uso y guía de selección

10.1 10.1 Matriz de decisión (objetivo clínico → método)

Objetivo	RX	CT
Reducir dosis manteniendo detectabilidad	Control EI + M12 conservador	M10 (MBIR) + evaluación d'/phantom
Minimizar scatter (portátil/abdomen)	M6 + uso apropiado de grid	M6 (especialmente CBCT)
Estabilidad cuantitativa	M1–M4	M4 + M5 + control HU
Metal/implantes	—	M11 + (M10 si baja dosis)
Pocos ángulos / tiempo real	—	M9 (si limitado) o DL (M13) con consistencia

10.2 10.2 Reglas rápidas “Si tu objetivo es X, usa Y”

- Si hay cupping/HU inestables → revisar M4 y aplicar M5 con calibración correcta.
 - Si el contraste está “lavado” en RX → priorizar M6 y revisar uso de grid/colimación.
 - Si baja dosis en CT genera ruido inaceptable → M10 antes que suavizar agresivamente.
 - Si hay rings → casi siempre es M4 (calibración detector) antes que “filtrar”.
-

11 11) Conclusiones

- 1) El desempeño clínico en RX/CT se explica mejor con un **modelo forward polienergético** (M1) acoplado a un **modelo realista de detector** (M2) y un modelo end-to-end de formación (M3).

- 2) La **calibración** (M4) es el punto más costo-efectivo para prevenir fallas recurrentes (rings, banding, drift).
- 3) En CT, FBP (M7) es base y referencia QA, pero para baja dosis y robustez los métodos **iterativos/MBIR** (M10) ofrecen ventajas claras si se controlan parámetros y se valida por tarea.
- 4) Correcciones de **beam hardening** (M5) y **scatter** (M6) son determinantes para cuantificación y para evitar artefactos estructurados.
- 5) IA (M13) aporta valor cuando se integra con consistencia física y QA fuerte; sin ello, aumenta el riesgo de sesgos y hallazgos no reales.

12 12) Referencias (formato IEEE, selección mínima 25)

Nota: Algunas normas IEC/ACR son de acceso restringido; se citan por identificador.
Para implementación/QA se recomienda adquirir la versión vigente aplicable al país y al equipo.

- [1] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr., and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2012. [2] E. Samei and M. J. Flynn (eds.), *Handbook of Medical Imaging: Physics and Psychophysics*. SPIE Press, 2000–2002. [3] W. R. Hendee and E. R. Ritenour, *Medical Imaging Physics*, 4th ed. Wiley-Liss, 2002. [4] M. Buzug, *Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*. Springer, 2008. [5] J. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, 3rd ed. SPIE Press, 2015. [6] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. SIAM, 2001. [7] F. Natterer, *The Mathematics of Computerized Tomography*. SIAM, 2001. [8] H. H. Barrett and K. J. Myers, *Foundations of Image Science*. Wiley, 2004. [9] ICRU, “Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement,” ICRU Report 44, 1989. [10] ICRP, “Radiological Protection in Medicine,” ICRP Publication 105, 2007. [11] AAPM, “An Exposure Indicator for Digital Radiography,” AAPM Report No. 116, 2009. [12] IEC, “Medical electrical equipment—Exposure index of digital X-ray imaging systems—Part 1: Definitions and requirements for general radiography,” IEC 62494-1. [13] IEC, “Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency (DQE) of digital X-ray detectors used in radiographic imaging,” IEC 62220-1-1. [14] IEC, “Medical electrical equipment—Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography,” IEC 60601-2-44. [15] ACR, “CT Accreditation Program: Phantom and QC Guidance (ACR CT Phantom).” American College of Radiology, (documentación técnica). [16] E. A. Krupinski, “Current perspectives in medical image perception,” *Atten. Percept. Psychophys.*, vol. 72, pp. 1205–1217, 2010. [17] H. Kundel, “History of medical imaging perception research,” *Radiology*, vol. 258, pp. 1–8, 2011. [18] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress, “Practical cone-beam algorithm,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 1, no. 6, pp. 612–619, 1984. [19]

K. Sauer and C. Bouman, “A local update strategy for iterative reconstruction,” *IEEE Trans. Signal Process.*, vol. 41, no. 2, pp. 534–548, 1993. [20] J. Fessler, “Statistical image reconstruction methods for transmission tomography,” *Handbook of Medical Imaging*, SPIE, 2000. [21] S. Boyd et al., “Distributed optimization and statistical learning via the alternating direction method of multipliers,” *Found. Trends Mach. Learn.*, 2011. [22] L. Rudin, S. Osher, and E. Fatemi, “Nonlinear total variation based noise removal algorithms,” *Physica D*, 1992. [23] K. Thibault et al., “A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT,” (MBIR concepts), *Med. Phys.*, 2007. [24] G. Wang, “A perspective on deep imaging,” *IEEE Access*, 2016. [25] K. Hammernik et al., “Learning a variational network for reconstruction of accelerated MRI data,” *Magn. Reson. Med.*, 2018. (referencia conceptual a unrolled; extrapolable por analogía) [26] J. Adler and O. Öktem, “Learned primal-dual reconstruction,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2018. [27] C. McCollough et al., “CT dose index and patient dose considerations,” (revisiones AAPM/IAEA varias), *Radiology/Med. Phys.*, (lecturas recomendadas). [28] IAEA, “Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students.” International Atomic Energy Agency, training material. [29] NCRP, “Radiation Protection in Dentistry and Diagnostic Radiology,” (reportes y guías), National Council on Radiation Protection and Measurements. [30] EANM, “Quality Control in CT (technical guidance),” European Association of Nuclear Medicine, (guía técnica de QC; aplicable como referencia general).

12.1 Anexo A — Plantilla de trazabilidad mínima (recomendado)

- Equipo / modelo / versión SW
- Protocolo (kVp, mAs, colimación, pitch, kernel, recon type)
- Fecha/hora, operador
- Calibración (dark/flat/air) versión y fecha
- Indicadores dosis (CTDIvol/DLP)
- EI (RX) y exposición estimada
- Observaciones de artefactos y acciones correctivas

12.2 Cómo generar el PDF con Quarto (orientativo)

- 1) Guardar este archivo como `reporte_rx_ct.qmd`
- 2) Ejecutar: `quarto render reporte_rx_ct.qmd --to pdf`