

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	6
1.1 1.1 Problema y por qué importa (RX/CT)	6
1.2 1.2 Qué “resuelven” los métodos solicitados	6
1.2.1 (A) Modelar matemáticamente la atenuación y la formación del haz	6
1.2.2 (B) Analizar la respuesta de detectores planos (Flat Panel) y cuantización	7
1.2.3 (C) Formación de radiografías (pipeline completo)	7
1.3 1.3 Limitaciones críticas (lo que NO debe asumirse)	7
1.4 1.4 Recomendaciones (operativas y de ingeniería)	7
2 2) Introducción	8
2.1 2.1 Modalidades y cadena completa (RX/CT)	8
2.2 2.2 Supuestos explícitos (por falta de entrada detallada)	8
2.3 2.3 Glosario (términos clave)	8
3 3) Fundamentos físicos por modalidad (RX/CT)	9
3.1 3.1 Interacción de fotones con materia (base común)	9
3.2 3.2 Formación del haz: espectro, filtración, colimación	9
3.3 3.3 Dispersión (scatter) y su impacto	10

4 4) Modelo matemático de adquisición	10
4.1 4.1 RX: proyección 2D, blur del detector, ruido y cuantización	10
4.1.1 4.1.1 Modelo directo (polienergético con scatter y blur)	10
4.1.2 4.1.2 Modelo de ruido (aproximación útil)	10
4.2 4.2 CT: transformada de Radon, geometrías y calibración	11
4.2.1 4.2.1 De proyecciones a integrales de línea (ideal monoenergético)	11
4.2.2 4.2.2 Realidad polienergética (CT)	11
4.2.3 4.2.3 Geometrías relevantes	11
4.2.4 4.2.4 Calibración en CT (mínimo operativo)	11
5 5) Métodos solicitados y métodos estándar de reconstrucción (RX/CT)	12
5.1 5.0 Lista exacta de métodos incluidos (estándar en reconstrucción/formación) .	12
6 (M1) Modelo polienergético de atenuación y formación del haz (RX/CT)	12
6.1 a) Definición formal y objetivo	12
6.2 b) Supuestos y condiciones de validez	12
6.3 c) Esencial matemático	13
6.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo	13
6.5 e) Parámetros y selección	14
6.6 f) Complejidad computacional	14
6.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos	14
6.8 h) Riesgos (red flags)	14
6.9 i) Recomendaciones prácticas (RX vs CT)	14
7 (M2) Corrección de beam hardening (CT)	14
7.1 a) Definición y objetivo	14
7.2 b) Supuestos	15
7.3 c) Enfoque matemático (dos estrategias)	15
7.3.1 Estrategia 1: Corrección empírica en sinograma (polinomial)	15
7.3.2 Estrategia 2: Corrección basada en material (water + bone)	15
7.4 d) Pseudocódigo (BHC polinomial)	15
7.5 e) Parámetros y rangos	15
7.6 f) Complejidad	15
7.7 g) Ruido/artefactos	16
7.8 h) Riesgos	16
7.9 i) Recomendaciones	16
8 (M3) Corrección/estimación de scatter (RX/CT)	16
8.1 a) Definición y objetivo	16
8.2 b) Supuestos	16
8.3 c) Modelos útiles (jerarquía)	16
8.4 d) Pseudocódigo (kernel-based)	17
8.5 e) Parámetros	17

8.6 f) Complejidad	17
8.7 g) Ruido/artefactos	17
8.8 h) Red flags	17
8.9 i) Recomendaciones	18
9 (M4) Respuesta de detectores Flat Panel y cuantización (PSF/MTF/NPS/DQE)	18
9.1 a) Definición y objetivo	18
9.2 b) Supuestos	18
9.3 c) Matemática esencial	18
9.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo	19
9.4.1 Medición conceptual de MTF (método de borde/edge)	19
9.4.2 Medición conceptual de NPS	19
9.4.3 DQE (alto nivel)	20
9.5 e) Parámetros: significado y rangos típicos	20
9.6 f) Complejidad computacional	20
9.7 g) Ruido/artefactos	20
9.8 h) Riesgos y “red flags”	20
9.9 i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI	21
10 (M5) Formación de radiografías (RX): pipeline completo	21
10.1 a) Definición y objetivo	21
10.2 b) Supuestos	21
10.3 c) Modelo esencial (separación raw vs display)	21
10.4 d) Pseudocódigo (pipeline mínimo robusto)	21
10.5 e) Parámetros y selección	22
10.6 f) Complejidad	22
10.7 g) Ruido/artefactos	23
10.8 h) Riesgos	23
10.9 i) Recomendaciones	23
11 (M6) Reconstrucción CT por FBP (fan-beam / helical simplificado)	23
11.1 a) Definición y objetivo	23
11.2 b) Supuestos	23
11.3 c) Matemática esencial (paralelo 2D, idea base)	24
11.4 d) Pseudocódigo (FBP conceptual)	24
11.5 e) Parámetros	24
11.6 f) Complejidad	24
11.7 g) Ruido/artefactos	25
11.8 h) Riesgos	25
11.9 i) Recomendaciones	25
12 (M7) Reconstrucción cone-beam (FDK) — cuando aplica	25
12.1 a) Definición	25

12.2 b) Supuestos	25
12.3 c) Comentario operativo	25
12.4 d) Riesgos	26
13 (M8) Reconstrucción iterativa algebraica (ART/SIRT)	26
13.1 a) Definición y objetivo	26
13.2 b) Supuestos	26
13.3 c) Formulación	26
13.4 d) Pseudocódigo (ART)	26
13.5 e) Parámetros	27
13.6 f) Complejidad	27
13.7 g) Ruido/artefactos	27
13.8 h) Riesgos	27
13.9 i) Recomendaciones	27
14 (M9) Reconstrucción iterativa estadística (PWLS/MAP; MBIR conceptual)	28
14.1 a) Definición y objetivo	28
14.2 b) Supuestos	28
14.3 c) Derivación esencial (idea)	28
14.4 d) Pseudocódigo (descenso proximal genérico)	28
14.5 e) Parámetros	29
14.6 f) Complejidad	29
14.7 g) Ruido/artefactos	29
14.8 h) Riesgos	29
14.9 i) Recomendaciones	29
15 (M10) Regularización TV (Total Variation)	30
15.1 a) Definición y objetivo	30
15.2 b) Supuestos	30
15.3 c) Propiedad clave	30
15.4 d) Pseudocódigo (primal-dual conceptual)	30
15.5 e) Parámetros	30
15.6 f) Complejidad	31
15.7 g) Ruido/artefactos	31
15.8 h) Riesgos	31
15.9 i) Recomendaciones	31
16 (M11) Compressed Sensing (CS) para CT	31
16.1 a) Definición y objetivo	31
16.2 b) Supuestos	31
16.3 c) Pseudocódigo (ISTA/FISTA conceptual)	31
16.4 d) Parámetros	32
16.5 e) Riesgos	32

16.6 i) Recomendaciones	32
17 (M12) Reducción de ruido edge-preserving (postproceso)	32
17.1 a) Definición	32
17.2 c) Riesgos clave	32
18 (M13) Metal Artifact Reduction (MAR) basado en sinograma	33
18.1 a) Objetivo	33
18.2 d) Pseudocódigo (esqueleto)	33
18.3 h) Riesgos	33
19 (M14) Deconvolución / compensación MTF (RX)	33
19.1 a) Objetivo	33
19.2 c) Modelo	34
19.3 h) Riesgos	34
20 (M15) Deep Learning (DL) para recon/denoise (con control clínico)	34
20.1 a) Objetivo	34
20.2 h) Riesgos (críticos)	34
20.3 i) Recomendaciones	34
21 6) Artefactos y fallas típicas	35
21.1 6.1 RX	35
21.2 6.2 CT	35
21.3 6.3 MRI (solo referencia rápida)	35
22 7) Calidad de imagen y evaluación cuantitativa	35
22.1 7.1 Métricas	35
22.2 7.2 Phantoms típicos (configuraciones)	36
22.3 7.3 Diseño de experimento (sin inventar resultados)	36
23 8) Dosis y seguridad (RX/CT)	36
23.1 8.1 RX/CT: indicadores y trade-offs	36
23.2 8.2 ALARA y optimización por tarea	37
23.3 8.3 Seguridad operativa y mitigaciones	37
24 9) Recomendaciones de implementación (pipeline sugerido)	37
24.1 9.1 Pipeline RX (recomendado)	37
24.2 9.2 Pipeline CT (recomendado)	38
24.3 9.3 Documentación y trazabilidad	38
25 10) Casos de uso y guía de selección	38
25.1 10.1 Matriz decisión (resumen)	38
25.2 10.2 Reglas “Si tu objetivo es X, usa Y”	39

26 11) Conclusiones	39
27 12) Referencias (25, estilo IEEE)	39
28 Apéndice A: Tabla de símbolos (extracto)	41

1 1) Resumen ejecutivo

1.1 1.1 Problema y por qué importa (RX/CT)

La adquisición y reconstrucción de imágenes **RX** y **CT** dependen de tres bloques críticos:

1. **Formación del haz:** espectro real polienergético, filtración (inherente y adicional), “heel effect”, colimación y, en CT, filtros bowtie.
2. **Interacción fotón–materia:** atenuación dependiente de la energía (fotoeléctrico, Compton, coherente), dispersión (scatter) y fenómenos no ideales como **endurecimiento del haz** (beam hardening).
3. **Detector y cadena digital:** respuesta espacial ypectral del detector (PSF/MTF), ruido (cuántico + electrónico), y cuantización (ADC, profundidad de bits, saturación, rango dinámico).

Estos bloques determinan el compromiso fundamental **dosis calidad de imagen tiempo/flujo clínico**. En términos clínicos-operativos, errores pequeños (p.ej., mala calibración de offset/gain, truncamiento del rango dinámico, o corrección deficiente de beam hardening) se traducen en: - **Pérdida de detectabilidad** de lesiones de bajo contraste (pulmón, abdomen, intracraneal sutil). - **Artefactos** que simulan patología o la ocultan (streaks, rings, banding, saturación). - **Riesgos de seguridad:** dosis mayor a la necesaria (sobreexposición) o repetición de estudios.

1.2 1.2 Qué “resuelven” los métodos solicitados

1.2.1 (A) Modelar matemáticamente la atenuación y la formación del haz

Permite: - Simular y predecir **intensidad** y **contraste** en RX/CT, incorporando espectro real y filtración. - Diseñar y verificar **correcciones**: beam hardening, scatter, calibración HU. - Optimizar protocolos (kVp/mAs/filtros) para un objetivo clínico con ALARA.

1.2.2 (B) Analizar la respuesta de detectores planos (Flat Panel) y cuantización

Permite: - Evaluar desempeño objetivo del detector: **MTF**, **NPS**, **DQE**, rango dinámico. - Asegurar que el sistema sea **cuánticamente limitado** (photon-limited) en el rango clínico (evitar dominancia de ruido electrónico o cuantización). - Definir calibraciones (offset/gain), mapas de píxeles defectuosos, y control de saturación.

1.2.3 (C) Formación de radiografías (pipeline completo)

Permite: - Modelar la cadena: proyección → detector → muestreo → preprocesos (flat-field, corrección de scatter) → realce (LUT) → visualización (window/level) → QA. - Reducir repetición y variabilidad entre equipos/turnos.

1.3 1.3 Limitaciones críticas (lo que NO debe asumirse)

- El modelo monoenergético **Beer–Lambert** es una aproximación; en RX/CT real el haz es polienergético, por lo tanto hay **no linealidades** (beam hardening) y dependencia del material.
- Los detectores tienen **blur** (luz en scintilador, cross-talk, electronic aperture), **lag/afterglow** y no linealidades; la MTF no es ideal.
- La cuantización rara vez domina, pero sí puede hacerlo en condiciones de **muy baja exposición** o configuración inapropiada (bit depth, ganancia, clipping).

1.4 1.4 Recomendaciones (operativas y de ingeniería)

1. **Adoptar un modelo polienergético** (al menos por integración espectral) para simulación y correcciones en RX/CT.
 2. **Medir o caracterizar** MTF/NPS (o equivalentes) y alinear QA de detectores con estándares (p.ej., IEC 62220-1-1 para DQE).
 3. Implementar un pipeline robusto de **calibración**: dark/offset, flat/gain, linealidad, corrección de píxeles, verificación de saturación y drift temporal.
 4. En CT, priorizar QA moderno: **ruido/texture** con NPS, efectos de reconstrucción iterativa y modulación de corriente, alineado con guías contemporáneas (p.ej., AAPM TG 233).
 5. Integrar dosis en trazabilidad: CTDIvol/DLP y, cuando aplique, SSDE; almacenar y explotar reportes estructurados (RDSR/DICOM) para vigilancia y optimización.
-

2 2) Introducción

2.1 2.1 Modalidades y cadena completa (RX/CT)

Cadena general (conceptual): Fuente (tubo RX + filtración + colimación) → interacción con paciente (atenuación + scatter) → detector (conversión + blur + ruido) → muestreo y cuantización → reconstrucción (CT) o formación de imagen (RX) → postproceso → visualización → QA.

Figura 1 (descripción): “Cadena de adquisición y formación de imagen en RX/CT. A la izquierda, tubo RX y filtración; en el centro, paciente con trayectorias de rayos (primarios y dispersos); a la derecha, detector plano (RX) o detectores en arco (CT). Debajo, bloque digital: correcciones (dark/flat), log, reconstrucción (CT), realces y display”.

2.2 2.2 Supuestos explícitos (por falta de entrada detallada)

- Modalidad principal: **RX y CT** (MRI se menciona solo en glosario y comparativos, no se desarrolla a profundidad).
- Restricciones típicas asumidas:
 - **CT de baja dosis** cuando sea posible (protocolos ajustados a indicación y tamaño).
 - Flujo clínico estándar (tiempos por paciente limitados, QA periódico).
 - Hardware disponible: estación clínica (CPU multi-core, 32–128 GB RAM; GPU opcional para métodos avanzados).
- Nivel matemático: **medio** (derivaciones esenciales, sin demostraciones extensas).

2.3 2.3 Glosario (términos clave)

- **SNR** (Signal-to-Noise Ratio): relación señal/ruido.
- **CNR** (Contrast-to-Noise Ratio): contraste/ruido entre dos regiones.
- **PSF** (Point Spread Function): respuesta impulsional espacial.
- **MTF** (Modulation Transfer Function): transferencia de modulación vs frecuencia espacial.
- **NPS** (Noise Power Spectrum): espectro de potencia de ruido (textura).
- **DQE** (Detective Quantum Efficiency): eficiencia cuántica detective, mide degradación de SNR.
- **NEQ** (Noise Equivalent Quanta): “cuantos equivalentes” a la salida.
- **HU** (Hounsfield Units): escala CT normalizada (agua 0, aire -1000 aprox.).
- **CTDIvol / DLP**: indicadores de salida de CT (no equivalen a dosis del paciente).
- **SSDE**: ajuste por tamaño del paciente a partir de CTDIvol.
- **k-space / TE/TR/FA (MRI)**: se definen por completitud; MRI no es foco operativo aquí.

3 3) Fundamentos físicos por modalidad (RX/CT)

3.1 3.1 Interacción de fotones con materia (base común)

En el rango diagnóstico ($\sim 20\text{--}140$ keV), dominan:

- **Efecto fotoeléctrico:** fuerte dependencia con energía y número atómico efectivo (aprox. Z^n / E^3).
- **Dispersión Compton:** dominante en tejidos blandos a energías medias; depende de densidad electrónica.
- **Dispersión coherente (Rayleigh):** menor contribución, pero no despreciable a bajas energías.

Coefficiente de atenuación lineal:

$$\mu(E) = \mu_{pe}(E) + \mu_C(E) + \mu_{coh}(E)$$

donde E es energía (keV) y μ en cm^{-1} .

Atenuación a lo largo de un rayo (monoenergético):

$$I = I_0 \exp \left(- \int_L \mu(\mathbf{r}) d\ell \right)$$

- I_0 : intensidad incidente. - I : intensidad transmitida. - L : trayectoria del rayo.

Nota clínica: esta forma es ideal; en RX/CT real el haz es **polienergético** y el detector integra energía, lo que rompe la linealidad simple del logaritmo.

3.2 3.2 Formación del haz: espectro, filtración, colimación

La salida del tubo RX incluye:

- **Bremsstrahlung** (continuo) + **líneas características** (dependen del ánodo).
- **Filtración inherente** (vidrio, aceite, ventana) y **adicional** (Al, Cu, filtros específicos).
- En CT: **bowtie filter** para modular intensidad según ángulo y reducir dosis periférica.

Modelo espectral simplificado (conceptual):

$$S(E; kVp, \text{filtración}) = S_0(E; kVp) \cdot T_{filt}(E)$$

- $S(E)$: fluencia espectral (fotones/keV). - $T_{filt}(E) = \exp(-\mu_f(E) t_f)$ para filtro equivalente (material/espesor).

Endurecimiento del haz (beam hardening): El objeto absorbe preferentemente bajas energías, por lo que el espectro transmitido se “endurece” (aumenta energía efectiva). Esto produce:

- **Cupping** (CT): centro más “hipodenso” en cilindros uniformes.
- **Streaks** entre regiones densas (hueso/metal).

3.3 3.3 Dispersión (scatter) y su impacto

Scatter añade una componente aditiva a la señal:

$$I_{det} = I_{prim} + I_{sc}$$

- Reduce contraste (incrementa fondo). - Introduce sesgo espacial (gradientes y velos). - En CT, scatter también sesga proyecciones y puede producir bandas/artefactos.

Mitigación típica: - Colimación, **anti-scatter grid** (RX), “air gap”, software de corrección. - En CT: modelado/estimación y sustracción o compensación iterativa.

4 4) Modelo matemático de adquisición

4.1 4.1 RX: proyección 2D, blur del detector, ruido y cuantización

4.1.1 4.1.1 Modelo directo (polienergético con scatter y blur)

Para un píxel u (coordenadas en detector):

$$y(u) \approx \mathcal{Q} \left\{ \left[\left(\int S(E) \exp(- \int_{L(u)} \mu(\mathbf{r}, E) d\ell) dE \right) + s(u) \right] * h(u) + n_e(u) \right\}$$

Donde: - $y(u)$: valor digital final. - $S(E)$: espectro incidente. - $\mu(\mathbf{r}, E)$: atenuación dependiente de energía. - $s(u)$: scatter (componente aditiva). - $h(u)$: PSF del sistema (foco + movimiento + detector). - $n_e(u)$: ruido electrónico. - $*$: convolución espacial. - $\mathcal{Q}\{\cdot\}$: cuantización (ADC + mapeos).

4.1.2 4.1.2 Modelo de ruido (aproximación útil)

- **Ruido cuántico**: si el número de fotones detectados es N , entonces:

$$\text{Var}(N) \approx N \quad (\text{Poisson})$$

- **Ruido electrónico**: varianza aproximadamente constante (dependiente de temperatura y electrónica).
- **Cuantización**: si el paso de cuantización es Δ , el ruido ideal uniforme:

$$\text{Var}(n_q) = \frac{\Delta^2}{12}$$

Objetivo de ingeniería: operar donde el sistema sea **photon-limited** (ruido cuántico domina), evitando que n_e o n_q gobiernen.

4.2 4.2 CT: transformada de Radon, geometrías y calibración

4.2.1 4.2.1 De proyecciones a integrales de línea (ideal monoenergético)

En CT, se miden proyecciones $I(\theta, t)$ (ángulo θ , detector t). En el caso ideal:

$$p(\theta, t) = -\ln \left(\frac{I(\theta, t)}{I_0(\theta, t)} \right) = \int_{L(\theta, t)} \mu(\mathbf{r}) d\ell$$

Esto es la **transformada de Radon** (2D). La reconstrucción ideal es su inversa.

4.2.2 4.2.2 Realidad polienergética (CT)

$$I(\theta, t) = \int S(E) \exp \left(- \int_{L(\theta, t)} \mu(\mathbf{r}, E) d\ell \right) dE + I_{sc}(\theta, t)$$

El logaritmo ya no produce una integral lineal exacta; por eso se requieren **correcciones** (beam hardening, scatter, calibración).

4.2.3 4.2.3 Geometrías relevantes

- **Fan-beam** (2D): fuente puntual, detector lineal/arco.
- **Cone-beam** (3D): detector 2D, requiere métodos tipo FDK o iterativos.
- **Helical CT**: adquisición espiral; requiere interpolación/rebinning o recon iterativa.

Figura 2 (descripción): “Geometría fan-beam: fuente gira alrededor del isocentro; un rayo se define por ángulo θ y coordenada detector t . Se muestran integrales de línea y mapeo a sinograma”.

4.2.4 4.2.4 Calibración en CT (mínimo operativo)

- **Dark/offset**: señal sin radiación (electrónica + corriente oscura).
- **Air scan**: señal sin objeto (referencia I_0).
- **Normalización por canal**: corregir ganancia no uniforme.
- **Calibración HU**: ajustar escala para que agua sea ~ 0 HU y aire ~ -1000 HU.

Definición de HU:

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

donde μ es el coeficiente reconstruido (a energía efectiva).

5 5) Métodos solicitados y métodos estándar de reconstrucción (RX/CT)

5.1 5.0 Lista exacta de métodos incluidos (estándar en reconstrucción/formación)

(M1) Modelo polienergético de atenuación y formación del haz (RX/CT) (M2) Corrección de beam hardening (CT) (M3) Corrección/estimación de scatter (RX/CT) (M4) Respuesta de detector Flat Panel: PSF/MTF/NPS/DQE y cuantización (RX) (M5) Formación de radiografías: calibración + log + realce + display (RX) (M6) Reconstrucción CT por FBP (fan-beam / helical simplificado) (M7) Reconstrucción CT cone-beam tipo FDK (cuando aplica) (M8) Reconstrucción iterativa algebraica (ART/SIRT) (M9) Reconstrucción iterativa estadística (PWLS/MAP; MBIR conceptual) (M10) Regularización TV (Total Variation) para CT (y postproceso) (M11) Compressed sensing (sparsity wavelet/TV) para CT (submuestreo / baja dosis) (M12) Reducción de ruido edge-preserving (bilateral / NLM, conceptual) (M13) Metal Artifact Reduction (MAR) basado en sinograma (inpainting + iterativo) (M14) Deconvolución / compensación MTF (RX, con cautela) (M15) Reconstrucción/denoising con Deep Learning (unrolled / postprocesado), con control de riesgos

Nota: MRI se excluye como modalidad principal; se mencionan analogías (regularización, CS, DL) en términos generales.

6 (M1) Modelo polienergético de atenuación y formación del haz (RX/CT)

6.1 a) Definición formal y objetivo

Objetivo: describir la señal detectada incorporando espectro $S(E)$, filtración, atenuación dependiente de energía $\mu(E)$, y (opcionalmente) scatter. Esto habilita: - simulación realista, - correcciones físicas (beam hardening, scatter), - optimización de kVp/filtrado para tarea clínica.

6.2 b) Supuestos y condiciones de validez

- Fuente quasi-puntual o foco efectivo conocido (para blur geométrico).
- Espectro conocido o aproximable (por modelo o medición HVL).
- Detector integrador de energía (la mayoría de DR y CT).
- Scatter tratado como aditivo de baja frecuencia (primera aproximación) o por modelo.

6.3 c) Esencial matemático

Modelo general de fluencia transmitida (sin blur):

$$I = \int S(E) \exp \left(- \int_L \mu(\mathbf{r}, E) d\ell \right) dE$$

Si existe filtración adicional $T_f(E)$:

$$I = \int S_0(E) T_f(E) \exp \left(- \int_L \mu(\mathbf{r}, E) d\ell \right) dE$$

Con scatter:

$$I_{det} = I_{prim} + I_{sc}$$

Definición de símbolos (parcial): - $S(E)$: espectro (fotones/keV). - $T_f(E)$: transmisión del filtro. - $\mu(\mathbf{r}, E)$: atenuación lineal del material en \mathbf{r} . - L : trayectoria del rayo. - I_{prim} , I_{sc} : primario y disperso.

6.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo

Idea: discretizar energía en K bins: E_k , pesos $w_k \propto S(E_k)\Delta E$. Aproximar integral por suma:

$$I \approx \sum_{k=1}^K w_k \exp \left(- \int_L \mu(\mathbf{r}, E_k) d\ell \right)$$

Pseudocódigo (forward projection polienergética):

```

Inputs:
    geometry (source, detector, rays)
    spectrum bins {E_k, w_k} with filtration included
    object materials or mu(E) map
Output:
    I_pred[u] for each detector element u

for each detector element u:
    define ray L(u)
    sum = 0
    for k = 1..K:
        line_integral = integrate_over_L( mu(r, E_k) ) # e.g., Siddon / sampling
        sum += w_k * exp( - line_integral )
    I_pred[u] = sum
# optional scatter:
I_pred[u] += scatter_model(u, object, spectrum)

```

6.5 e) Parámetros y selección

- Número de bins K : 30–200 (más bins → más precisión, más costo).
- Filtración equivalente (Al/Cu) y HVL: estimar por medición o specs del fabricante.
- Modelo $\mu(E)$: tablas (NIST) o descomposición por materiales (agua/hueso/metal).

6.6 f) Complejidad computacional

- Por proyección: $O(N_{rays} \cdot K \cdot N_{samples})$.
- Aceleración: precomputar $\mu(E)$, usar GPU, reducir K con cuadraturas.

6.7 g) Comportamiento frente a ruido/artefactos

- Mejora: predicción de sesgos por beam hardening.
- Riesgo: si $S(E)$ o filtración están mal estimados, la corrección puede **sobrecompensar**.

6.8 h) Riesgos (red flags)

- Ajustar espectro “a ojo” para que coincida con un phantom sin validar HVL.
- Ignorar scatter en situaciones con gran campo o paciente grande (velos).
- Usar $\mu(E)$ de material equivocado (p.ej. “hueso” genérico vs cortical real).

6.9 i) Recomendaciones prácticas (RX vs CT)

- RX: útil para simulación de contraste y optimización de filtros/energía.
 - CT: imprescindible para beam hardening y para model-based iterative (MBIR).
 - No aplica: cuando no hay trazabilidad mínima del espectro/filtración o cuando se requiere exactitud Monte Carlo sin recursos.
-

7 (M2) Corrección de beam hardening (CT)

7.1 a) Definición y objetivo

Beam hardening correction (BHC) busca restaurar la linealidad del sinograma respecto a integrales de μ , mitigando cupping y streaks por hueso/materiales densos.

7.2 b) Supuestos

- El efecto dominante es polienergía + materiales densos.
- Se dispone de calibración con phantoms o modelo espectral.

7.3 c) Enfoque matemático (dos estrategias)

7.3.1 Estrategia 1: Corrección empírica en sinograma (polinomial)

Se asume que el valor medido p_{meas} se relaciona con el ideal p_{ideal} mediante:

$$p_{ideal} \approx a_1 p_{meas} + a_2 p_{meas}^2 + a_3 p_{meas}^3$$

Los coeficientes se ajustan con phantom(s) uniformes o escalones de material.

7.3.2 Estrategia 2: Corrección basada en material (water + bone)

Se estima una descomposición por materiales (p.ej., agua/hueso) y se corrige el forward model.

7.4 d) Pseudocódigo (BHC polinomial)

Inputs:

```
p_meas[theta, t] = -ln(I/I0) after basic corrections  
coefficients a1..aM (calibrated)
```

Output:

```
p_corr[theta, t]
```

```
for each (theta, t):
```

```
    x = p_meas[theta, t]
```

```
    p_corr[theta, t] = a1*x + a2*x^2 + ... + aM*x^M
```

7.5 e) Parámetros y rangos

- Orden M: 2–4 suele ser suficiente en práctica.
- Ajuste: debe validarse en phantom uniforme (uniformidad HU) y en presencia de hueso.

7.6 f) Complejidad

$O(N_{det} \cdot N_\theta \cdot M)$ (muy bajo comparado con la recon).

7.7 g) Ruido/artefactos

- Puede amplificar ruido en regiones de alto p (trayectorias largas).
- Reduce cupping si la calibración es consistente con el espectro real.

7.8 h) Riesgos

- Coeficientes calibrados para un bowtie/kVp distintos del protocolo real.
- Cambios de tubo (envejecimiento) o filtración sin actualizar.

7.9 i) Recomendaciones

- En CT clínico, BHC debe considerarse parte del “recon pipeline” y validarse con QA periódico (uniformidad + HU linealidad).
-

8 (M3) Corrección/estimación de scatter (RX/CT)

8.1 a) Definición y objetivo

Estimar I_{sc} o el **scatter-to-primary ratio (SPR)** para recuperar contraste y evitar sesgos.

8.2 b) Supuestos

- Scatter es de baja frecuencia espacial comparado con primario (aprox. válida en muchas geometrías).
- Grid reduce scatter pero no lo elimina; puede introducir artefactos de rejilla.

8.3 c) Modelos útiles (jerarquía)

1. **Kernel-based convolution:** $s(u) \approx (I_{prim} * k)(u)$
2. **Beam stop / blocker** (medición parcial)
3. **Monte Carlo** (alta fidelidad, alto costo)
4. **Modelo híbrido:** estimación rápida + refinamiento iterativo

8.4 d) Pseudocódigo (kernel-based)

```
Inputs:  
I_meas[u] # detector raw after offset/gain  
I0[u]      # air scan  
k          # scatter kernel (calibrated)  
Output:  
I_prim_est[u]  
  
# 1) estimate primary (rough) ignoring scatter  
I_rough[u] = max(I_meas[u] - floor_level, epsilon)  
  
# 2) estimate scatter as low-frequency component  
s_est[u] = convolve(I_rough, k)  
  
# 3) subtract scatter and (optionally) iterate  
I_prim_est[u] = clamp(I_meas[u] - s_est[u], epsilon, max_value)
```

8.5 e) Parámetros

- Kernel size (cm equivalentes en detector): depende de FOV/paciente.
- Ganancia de scatter (escala): se calibra por phantom y condición (kVp, espesor).

8.6 f) Complejidad

Convolución: $O(N \log N)$ con FFT o $O(N \cdot K)$ directo.

8.7 g) Ruido/artefactos

- Mejora contraste (CNR) pero puede introducir **banding** si kernel/escala están mal.
- En CT, scatter mal corregido produce sesgos en HU y artefactos anulares/bandas.

8.8 h) Red flags

- “Corrección” que aumenta contraste pero distorsiona HU (CT) o crea halos (RX).
- Cambios de colimación/paciente sin recalibración.

8.9 i) Recomendaciones

- RX: combinar grid + corrección software cuando el campo es grande y se requiere contraste.
 - CT: usar validaciones de uniformidad HU y artefactos de cono/dispersion.
-

9 (M4) Respuesta de detectores Flat Panel y cuantización (PSF/MTF/NPS/DQE)

9.1 a) Definición y objetivo

Caracterizar un detector por: - **PSF/MTF**: resolución espacial. - **NPS**: magnitud y textura del ruido. - **DQE(f)**: degradación de SNR vs frecuencia espacial. - **Cuantización**: límites por bit depth, saturación, ruido de cuantización.

Esto permite comparar detectores y asegurar operación “cuánticamente limitada”.

9.2 b) Supuestos

- Sistema aproximadamente lineal e invariante (LSI) localmente.
- Ruido estacionario en regiones uniformes.

9.3 c) Matemática esencial

MTF:

$$MTF(f) = |\mathcal{F}\{PSF(x)\}|$$

NPS (2D) para ROI uniforme:

$$NPS(f) = \frac{\Delta x \Delta y}{MN} |\mathcal{F}\{(g(x, y) - \bar{g}) \cdot w(x, y)\}|^2$$

- g : imagen en ROI, \bar{g} : media, w : ventana. - $\Delta x, \Delta y$: tamaño de píxel.

DQE:

$$DQE(f) = \frac{SNR_{out}^2(f)}{SNR_{in}^2(f)} = \frac{MTF^2(f)}{q \cdot NPS_n(f)}$$

donde q es el número de cuantos incidentes equivalentes y NPS_n es NPS normalizado.

En práctica, la medición/definición exacta sigue estándares (p.ej., IEC 62220-1-1 para DQE en dispositivos de RX digital).

Cuantización:

$$\text{Var}(n_q) = \frac{\Delta^2}{12}, \quad \Delta = \frac{R}{2^B}$$

- R : rango a plena escala (full-scale). - B : bits del ADC.

9.4 d) Algoritmo paso a paso + pseudocódigo

9.4.1 Medición conceptual de MTF (método de borde/edge)

Inputs:

edge image of a sharp edge (slanted-edge)

Output:

MTF(f)

- 1) Extract edge spread function (ESF) along normal to edge
- 2) Differentiate ESF \rightarrow line spread function (LSF)
- 3) Fourier transform of LSF \rightarrow MTF
- 4) Normalize MTF(0)=1

9.4.2 Medición conceptual de NPS

Inputs:

uniform images (flat field) at given exposure

Output:

NPS(f)

- 1) Select multiple ROIs avoiding defects/gradients
- 2) Subtract mean from each ROI
- 3) Apply window function
- 4) FFT \rightarrow magnitude squared
- 5) Average across ROIs/images
- 6) Scale by pixel sizes

9.4.3 DQE (alto nivel)

Inputs:

MTF(f), NPS(f), exposure/air kerma, spectrum assumptions

Output:

DQE(f)

- 1) Compute incident quanta q from exposure and spectrum (or standardized beam quality)
- 2) Normalize NPS to NPS_n(f) using system gain
- 3) $DQE(f) = MTF(f)^2 / (q * NPS_n(f))$

9.5 e) Parámetros: significado y rangos típicos

- **Píxel pitch DR:** ~100–200 μm (radiografía); menor pitch mejora muestreo pero puede reducir DQE si disminuye fill factor.
- **Bits ADC:** 14–16 bits es común en DR; cuidado con saturación por ganancia.
- **Exposición objetivo:** debe ubicar la operación donde ruido cuántico domine y el detector no sature.

9.6 f) Complejidad computacional

MTF/NPS: FFTs sobre ROIs \rightarrow bajo costo (segundos). DQE: similar.

9.7 g) Ruido/artefactos

- MTF alta puede convivir con NPS alto (no hay “gratis”).
- NPS cambia con postprocesos (no confundir “ruido en display” con NPS del detector).
- Cuantización rara vez domina si el pipeline está bien configurado; sí domina en muy baja exposición + baja ganancia.

9.8 h) Riesgos y “red flags”

- Comparar MTF/NPS entre equipos sin igualar condiciones de exposición, filtración y procesamiento.
- Medir en imágenes **postprocesadas** (edge enhancement, denoise) y concluir mal sobre el detector.
- “Clipping” silencioso: saturación que aplana intensidades altas (pierde detalle en zonas densas).

9.9 i) Recomendaciones RX vs CT vs MRI

- RX: MTF/NPS/DQE son esenciales para control de calidad de detectores planos.
 - CT: los detectores son distintos (arco, integración), pero conceptos MTF/NPS aplican; se evalúa más a nivel de **sistema CT** (phantoms y métricas en imagen).
 - MRI: cuantización existe pero la física de señal es diferente; fuera de foco aquí.
-

10 (M5) Formación de radiografías (RX): pipeline completo

10.1 a) Definición y objetivo

Formación: convertir mediciones del detector (raw) en una imagen clínicamente interpretable con contraste y ruido controlados, manteniendo trazabilidad (EI/DI, técnica, dosis).

10.2 b) Supuestos

- Disponibilidad de calibraciones: dark y flat.
- Conocimiento de saturación y rango dinámico.
- Postproceso parametrizable (LUT, realce) separado del “raw”.

10.3 c) Modelo esencial (separación raw vs display)

- 1) Correcciones físicas (raw-domain): offset, gain, bad pixels, linealidad, scatter.
- 2) Transformación logarítmica (aprox. a atenuación).
- 3) Procesamiento para visualización: LUT, realce de bordes, compresión de rango dinámico.
- 4) Metadatos: técnica, EI/DI, trazabilidad.

Figura 3 (descripción): “Pipeline RX: (i) Raw → (ii) corrección offset/gain → (iii) corrección defectos → (iv) scatter/grid suppression opcional → (v) log/normalización → (vi) realce (LUT + edge) → (vii) display y archivo DICOM”.

10.4 d) Pseudocódigo (pipeline mínimo robusto)

```

Inputs:
  Raw[u] , Dark[u] , Flat[u]
  BadPixelMap
  ProcessingParams (LUT, edge, denoise)
Output:
  ImageDisplay[u] , ImageForStorage[u]

# 1) offset correction
R1[u] = Raw[u] - Dark[u]

# 2) gain/flat-field correction
Gain[u] = mean(Flat - Dark) / max(Flat[u] - Dark[u], epsilon)
R2[u] = R1[u] * Gain[u]

# 3) defect correction
R3 = inpaint_or_interpolate(R2, BadPixelMap)

# 4) optional scatter correction
R4 = scatter_correct(R3)

# 5) log transform (relative attenuation)
I0 = estimate_open_field(R4) # or use Flat-based reference
A[u] = -log( max(R4[u],epsilon) / max(I0[u],epsilon) )

# 6) image formation for storage (minimally processed)
ImageForStorage = normalize_to_physical_units(A)

# 7) display rendering (task-specific)
ImageDisplay = apply_LUT_and_enhancement(ImageForStorage, ProcessingParams)

```

10.5 e) Parámetros y selección

- Ventana/LUT: depende de región anatómica (tórax vs abdomen vs extremidad).
- Realce de bordes: útil para hueso, peligroso para tejidos blandos (puede crear “pseudo-lesiones”).
- Denoise: preferir métodos que respeten bordes y no alteren metadatos cuantitativos.

10.6 f) Complejidad

Tiempo real factible ($O(N)$ + convoluciones/FFT).

10.7 g) Ruido/artefactos

- Log amplifica ruido en zonas de baja señal (altamente atenuadas).
- Ganancia mal estimada → bandas o “mura”.
- Grid artifacts si hay rejilla y postproceso inadecuado.

10.8 h) Riesgos

- Mezclar calibración “de un día” con adquisición “de otro” (drift térmico).
- Guardar solo imagen procesada y perder raw o parámetros (pobre trazabilidad).

10.9 i) Recomendaciones

- Separar estrictamente **raw correction** de **display processing**.
 - Mantener QA de calibraciones y monitorizar índices de exposición (IEC 62494-1 para Exposure Index es referencia habitual en la industria).
-

11 (M6) Reconstrucción CT por FBP (fan-beam / helical simplificado)

11.1 a) Definición y objetivo

La **Filtered BackProjection (FBP)** reconstruye $\mu(x, y)$ a partir de sinograma $p(\theta, t)$ aplicando: 1) filtro en frecuencia (rampa + ventana), 2) retroproyección.

Es el estándar clásico por su rapidez y comportamiento conocido.

11.2 b) Supuestos

- Proyecciones lineales (aprox. monoenergéticas tras correcciones).
- Muestreo angular y espacial suficiente (evitar aliasing).
- Geometría y calibración correctas.

11.3 c) Matemática esencial (paralelo 2D, idea base)

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi [p(\theta, \cdot) * h(\cdot)] \Big|_{t=x \cos \theta + y \sin \theta} d\theta$$

donde h es el filtro (rampa ideal o apodizado).

11.4 d) Pseudocódigo (FBP conceptual)

```
Inputs:  
  p[theta, t]  # sinogram  
  filter H(f)  # ramp * window  
Output:  
  mu[x,y]  
  
# 1) filtering  
for each theta:  
  P = FFT(p[theta, :])  
  P_filt = P * H  
  p_filt[theta, :] = IFFT(P_filt)  
  
# 2) backprojection  
initialize mu[x,y]=0  
for each theta:  
  for each pixel (x,y):  
    t = x*cos(theta) + y*sin(theta)  
    mu[x,y] += interpolate(p_filt[theta, :], t)  
mu = mu * (pi / N_theta)  # scaling
```

11.5 e) Parámetros

- Ventana del filtro (Shepp-Logan, Hamming, Hann): controla ruido vs resolución.
- Interpolación: lineal/cúbica (trade-off precisión vs costo).
- En helical: interpolación axial (p.ej., 180LI) o rebinning.

11.6 f) Complejidad

- Filtrado: $O(N_\theta N_t \log N_t)$
- Backprojection: $O(N_\theta N_{pix})$

11.7 g) Ruido/artefactos

- Alta sensibilidad a ruido (rampa amplifica altas frecuencias).
- Streaks por inconsistencias (metal, movimiento, beam hardening residual).

11.8 h) Riesgos

- Ajustar ventana para “verse bonito” y perder detalle clínico.
- No considerar que reconstrucciones iterativas cambian textura vs FBP (comparaciones injustas).

11.9 i) Recomendaciones

FBP es excelente como “baseline” y para QA: rápido, reproducible, interpretable.

12 (M7) Reconstrucción cone-beam (FDK) — cuando aplica

12.1 a) Definición

FDK extiende FBP a geometría cone-beam (p.ej., CBCT), incorporando ponderaciones geométricas y filtrado por proyección.

12.2 b) Supuestos

- Cono moderado (pequeño ángulo), trayectorias suficientemente completas.
- Menor robustez ante scatter y truncamiento.

12.3 c) Comentario operativo

En CT diagnóstico de múltiples filas, los métodos comerciales pueden ser variantes; en CBCT (odontología/RT) FDK es común.

12.4 d) Riesgos

- Artefactos de cono (cone-beam artifacts) y scatter dominante.
-

13 (M8) Reconstrucción iterativa algebraica (ART/SIRT)

13.1 a) Definición y objetivo

Resolver $A\mu \approx p$ iterativamente, donde: - A : operador de proyección, - p : sinograma corregido.

ART actualiza usando rayo por rayo (o bloques). SIRT promedia actualizaciones.

13.2 b) Supuestos

- Modelo lineal razonable (tras correcciones).
- Operador A y A^T implementables.

13.3 c) Formulación

Minimizar:

$$\min_{\mu} \|A\mu - p\|_2^2$$

ART (Kaczmarz) para rayo i :

$$\mu^{k+1} = \mu^k + \lambda \frac{p_i - \langle a_i, \mu^k \rangle}{\|a_i\|_2^2} a_i$$

13.4 d) Pseudocódigo (ART)

Inputs:

```
A_forward(mu) -> p_pred  
A_backproj(residual_i) -> update  
measured p  
step lambda
```

Output:

```
mu
```

```

initialize mu=0
for iter=1..K:
    for each ray i:
        p_pred_i = forward_project_ray(mu, i)
        r = p_i - p_pred_i
        mu = mu + lambda * backproject_ray(r, i) / norm_ai_sq
        enforce_constraints(mu) # e.g., mu>=0

```

13.5 e) Parámetros

- λ : 0.1–1 típico (depende normalización).
- Iteraciones: 5–50 (depende de ruido y regularización).

13.6 f) Complejidad

Alto costo vs FBP; requiere forward/backproject eficientes.

13.7 g) Ruido/artefactos

- Puede reducir streaks por datos incompletos y permitir restricciones (no negatividad).
- Sin regularización puede amplificar ruido (sobreajuste).

13.8 h) Riesgos

- Parámetros que “inventan” estructuras si se fuerza convergencia con datos ruidosos.
- Comparar con FBP sin igualar dosis/objetivo.

13.9 i) Recomendaciones

Útil como base conceptual; en clínica suele evolucionar a modelos estadísticos/regularizados.

14 (M9) Reconstrucción iterativa estadística (PWLS/MAP; MBIR conceptual)

14.1 a) Definición y objetivo

Incorporar estadística de ruido (Poisson + electrónico) y regularización:

$$\hat{\mu} = \arg \min_{\mu} \underbrace{\frac{1}{2} \|W(A\mu - p)\|_2^2}_{\text{fidelidad (PWLS)}} + \beta R(\mu)$$

- W : ponderación (mayor peso donde hay menor varianza). - $R(\mu)$: regularización (suavidad, bordes, etc.) - β : balance ruido-resolución.

MBIR (Model-Based Iterative Reconstruction): usa modelos más realistas de sistema (blur, polienergía, scatter).

14.2 b) Supuestos

- Se puede aproximar la varianza del sinograma o usar W diagonal.
- Regularización elegida según tarea clínica.

14.3 c) Derivación esencial (idea)

Resolver por métodos iterativos (gradiente conjugado, proximal, ADMM, primal-dual).

14.4 d) Pseudocódigo (descenso proximal genérico)

```
Inputs:  
    forward A(mu), backproj AT(r)  
    measured p, weights W  
    regularizer R with proximal operator prox_R  
    step tau, beta  
Output:  
    mu  
  
    initialize mu = FBP(p) or zeros  
    for k=1..K:  
        # gradient of data term  
        r = A(mu) - p
```

```

g = AT( W * r )
mu_tmp = mu - tau * g
# proximal step for regularization
mu = prox_{tau*beta*R}(mu_tmp)
mu = clamp(mu, lower=mu_min, upper=mu_max)

```

14.5 e) Parámetros

- β : controla suavizado; elegir por tarea (bajo contraste vs alta resolución).
- τ : paso; usar criterios de estabilidad o búsqueda lineal.

14.6 f) Complejidad

Alta; depende de K iteraciones y costo de A/AT. GPU útil.

14.7 g) Ruido/artefactos

- Mejora CNR a baja dosis, reduce streaks.
- Cambia textura del ruido (NPS) y puede afectar percepción; se debe evaluar con métricas modernas (NPS/detectabilidad).

14.8 h) Riesgos

- **Sobre-suavizado** → pérdida de detalle fino (microfracturas, vasos pequeños).
- **Sesgo**: HU pueden desplazarse si el modelo o regularización induce bias.
- “Alucinación”: con regularizadores agresivos o priors inadecuados.

14.9 i) Recomendaciones

- Para CT baja dosis, preferible a FBP si está bien validado (phantoms + tareas clínicas).
- Exigir trazabilidad de parámetros por protocolo/indicación.

15 (M10) Regularización TV (Total Variation)

15.1 a) Definición y objetivo

TV favorece imágenes por “regiones” con bordes preservados:

$$TV(\mu) = \sum_{\mathbf{r}} \|\nabla \mu(\mathbf{r})\|$$

Problema típico:

$$\min_{\mu} \frac{1}{2} \|W(A\mu - p)\|_2^2 + \beta TV(\mu)$$

15.2 b) Supuestos

- La imagen es aproximadamente pieza-constante (válido en muchas anatomías, no en texturas finas).
- Se acepta cierta pérdida de textura.

15.3 c) Propiedad clave

TV reduce ruido manteniendo bordes, pero puede crear **staircasing** (escalonado).

15.4 d) Pseudocódigo (primal-dual conceptual)

```
Inputs:  
A, AT, p, W, beta  
Initialize mu, dual variable z  
repeat:  
    z = project_to_unit_ball( z + sigma * grad(mu) )  
    mu = mu - tau*( AT(W*(A(mu)-p)) + beta*div(z) )  
until convergence
```

15.5 e) Parámetros

- β : más alto \rightarrow más suavizado.
- τ, σ : pasos primal/dual.

15.6 f) Complejidad

Moderada-alta (iterativo).

15.7 g) Ruido/artefactos

- Excelente para reducción de ruido en baja dosis.
- Riesgo de “cartoon-like” y pérdida de microtextura.

15.8 h) Riesgos

- En pulmón (texturas finas), TV puede eliminar patrones relevantes.
- En hueso fino, puede redondear bordes.

15.9 i) Recomendaciones

- Usar TV con evaluación por tarea (detectabilidad) y no solo por SNR.
-

16 (M11) Compressed Sensing (CS) para CT

16.1 a) Definición y objetivo

Recuperar imagen desde datos submuestreados o ruidosos usando sparsity (wavelets/TV):

$$\min_{\mu} \|\Psi\mu\|_1 \quad \text{s.a.} \quad \|A\mu - p\|_2 \leq \epsilon$$

o forma penalizada.

16.2 b) Supuestos

- μ es dispersa en una base Ψ (wavelets) o su gradiente es disperso (TV).
- Submuestreo coherente con teoría CS (en CT hay limitaciones prácticas).

16.3 c) Pseudocódigo (ISTA/FISTA conceptual)

```

mu = 0
for k=1..K:
    g = AT(A(mu)-p)
    mu = soft_threshold( mu - tau*g, tau*lambda ) # in transform domain if needed

```

16.4 d) Parámetros

- λ : sparsity strength.
- ϵ : tolerancia a ruido.

16.5 e) Riesgos

- “Artefactos estructurados” por submuestreo no favorable.
- Pérdida de textura fina y sesgo.

16.6 i) Recomendaciones

- Útil como concepto y en escenarios controlados (p.ej., investigación / prototipos); en clínica se integra típicamente dentro de recon iterativas propietarias.
-

17 (M12) Reducción de ruido edge-preserving (postproceso)

17.1 a) Definición

Filtros que reducen ruido preservando bordes (bilateral, NLM). En CT se usan como postproceso o integrados en recon.

17.2 c) Riesgos clave

- Puede “alisar” lesiones sutiles de bajo contraste.
 - Cambia NPS → cambia percepción (textura).
-

18 (M13) Metal Artifact Reduction (MAR) basado en sinograma

18.1 a) Objetivo

Reducir streaks por metal (implantes) mediante: 1) segmentación de metal en imagen, 2) proyección → máscara en sinograma, 3) inpainting/interpolación, 4) reconstrucción + refinamiento iterativo.

18.2 d) Pseudocódigo (esqueleto)

```
mu0 = reconstruct(p)                      # FBP/iterative
metal_mask = segment_metal(mu0)  # threshold + morphology
metal_sino = forward_project(metal_mask)

p_inpaint = p
for each (theta,t) where metal_sino is true:
    p_inpaint[theta,t] = interpolate_from_neighbors(p[theta,:], t)

mu1 = reconstruct(p_inpaint)
# optional: blend mu0 and mu1 outside metal, iterate with priors
```

18.3 h) Riesgos

- Inpainting introduce “inventos” si la región metálica es grande.
 - Debe validarse con lectura clínica y métricas (no solo “se ve mejor”).
-

19 (M14) Deconvolución / compensación MTF (RX)

19.1 a) Objetivo

Recuperar detalle de alta frecuencia compensando blur (PSF), con regularización para no amplificar ruido.

19.2 c) Modelo

$$g = f * h + n \quad \Rightarrow \quad \hat{f} = \arg \min_f \|h * f - g\|_2^2 + \lambda \|Lf\|_2^2$$

(Wiener/Tikhonov conceptual)

19.3 h) Riesgos

- Amplificación fuerte de ruido y artefactos de “ringing”.
 - Puede crear bordes falsos.
-

20 (M15) Deep Learning (DL) para recon/denoise (con control clínico)

20.1 a) Objetivo

Aprender un mapeo $p \rightarrow \mu$ (recon) o $\mu_{noisy} \rightarrow \mu_{clean}$ (denoise), a menudo como redes “desenrolladas” (unrolled) que imitan iteraciones.

20.2 h) Riesgos (críticos)

- **Alucinación:** estructuras que no están en los datos.
- Dominio-shift: falla con protocolos/pacientes no vistos.
- Falta de trazabilidad si no se versiona dataset/modelo.

20.3 i) Recomendaciones

- Preferir DL como **asistencia** (denoise controlado) con validación estricta.
 - Mantener siempre acceso a recon “baseline” (FBP/iterativa) para comparación/QA.
-

21 6) Artefactos y fallas típicas

21.1 6.1 RX

- **Grid artifacts / moiré:** por aliasing entre rejilla y muestreo del detector.
- **Motion blur:** movimiento del paciente o vibración.
- **Scatter veil:** pérdida de contraste.
- **Saturación / clipping:** pérdida de detalle en áreas densas.
- **Aliasing:** muestreo insuficiente vs resolución óptica.

Red flags RX (operativos): - Repetición frecuente por “imagen lavada” (possible drift de calibración o scatter alto). - Bordes con halos: realce agresivo o deconvolución mal regularizada. - Patrones periódicos: rejilla + muestreo, o interferencias.

21.2 6.2 CT

- **Streaks por metal:** implantes, contrastes densos.
- **Beam hardening:** cupping, bandas.
- **Ring artifacts:** calibración de detectores (canales) y drift.
- **Partial volume:** mezcla de tejidos en voxels grandes.
- **Motion:** bandas, duplicaciones.
- **Cone-beam artifacts** (si aplica): por geometría y scatter.

Figura 4 (descripción): “Sinograma con trazas de metal como líneas brillantes; tras inpainting, se reconstruye con menor streaking pero riesgo de pérdida de información local”.

21.3 6.3 MRI (solo referencia rápida)

- Motion/ghosting, susceptibility, chemical shift, Gibbs, B0/B1 inhomogeneity. (Se menciona para completitud del glosario; no es foco del pipeline de este reporte).

22 7) Calidad de imagen y evaluación cuantitativa

22.1 7.1 Métricas

- **SNR:**

$$SNR = \frac{\mu_{ROI}}{\sigma_{ROI}}$$

- **CNR:**

$$CNR = \frac{|\mu_A - \mu_B|}{\sigma}$$

- **MTF:** resolución espacial (sistema).
- **NPS:** textura y magnitud del ruido.
- **Detectabilidad** d' (ideal observer, conceptual): depende de MTF y NPS y de la tarea (lesión).

22.2 7.2 Phantoms típicos (configuraciones)

- RX:

- Borde inclinado (slanted-edge) para MTF.
- Campos uniformes para NPS.
- Patrones de bajo contraste (discos) para detectabilidad.

- CT:

- Phantom de uniformidad y HU linealidad (agua, insertos).
- Módulos de resolución (pares de líneas) y bajo contraste.
- Phantom de acreditación y QA (p.ej., ACR phantom como referencia operacional en muchos entornos).

22.3 7.3 Diseño de experimento (sin inventar resultados)

Buenas prácticas: - Repeticiones para estimar incertidumbre (IC del 95%). - Control de variables: kVp, mAs, reconstrucción, kernel, FOV, pitch. - Separar métricas “del raw” vs “postprocesadas”. - Reportar tamaño de muestra y variabilidad intra/interdía.

23 8) Dosis y seguridad (RX/CT)

23.1 8.1 RX/CT: indicadores y trade-offs

- CT: **CTDIvol** y **DLP** son indicadores de salida del escáner (phantom-based), no dosis del paciente.
- **SSDE** ajusta por tamaño: recomendado en múltiples escenarios para mejor aproximación de dosis absorbida en paciente a partir de CTDIvol.

Concepto de SSDE:

$$SSDE = f(\text{tamaño}) \cdot CTDI_{vol}$$

donde f depende de diámetro efectivo o diámetro equivalente en agua (según metodología de referencia).

23.2 8.2 ALARA y optimización por tarea

- No optimizar “SNR por sí sola”; optimizar por **tarea clínica** (detección vs caracterización).
- Ajustar kVp/mAs, pitch, colimación, reconstrucción (iterativa vs FBP) y filtros.

23.3 8.3 Seguridad operativa y mitigaciones

- Protocolos pediátricos: especial cuidado con tamaño y SSDE; limitar repetición.
- Trazabilidad: registrar técnica, CTDIvol/DLP, EI/DI en RX; favorecer formatos estructurados (p.ej., reportes de dosis en DICOM cuando estén disponibles).

24 9) Recomendaciones de implementación (pipeline sugerido)

24.1 9.1 Pipeline RX (recomendado)

- 1) Adquisición raw + metadatos.
- 2) Calibración: dark/flat + linealidad + mapa de defectos.
- 3) Corrección scatter (si aplica) + control de saturación.
- 4) Log/normalización (imagen “física”).
- 5) Renderizado para display (LUT + realce por protocolo).
- 6) QA: MTF/NPS (periódico), EI/DI, monitoreo drift.

Checklist RX (mínimo): - [] Dark actualizado por temperatura/estado. - [] Flat-field coherente con técnica. - [] Verificación de saturación y clipping. - [] Verificación de EI/DI y consistencia entre turnos. - [] Pruebas de uniformidad y artefactos (mura, líneas).

24.2 9.2 Pipeline CT (recomendado)

- 1) Dark + air scan + normalización por canal.
- 2) Correcciones: beam hardening (BHC), scatter (si aplica), detector calibration.
- 3) Log → sinograma “linealizado”.
- 4) Recon (FBP baseline + iterativa/dosis-baja según indicación).
- 5) Postproceso (reducción de ruido/artefactos con cautela).
- 6) QA: uniformidad HU, NPS/texture, resolución, artefactos (rings, metal), dosis (CTDI-vol/DLP, SSDE).

Checklist CT (mínimo): - [] Uniformidad HU y agua 0 HU; aire -1000 HU (según configuración). - [] Ring artifact check (drift). - [] Verificación de protocolos (kVp/mAs/pitch/collimación). - [] Revisión de textura NPS cuando cambie recon iterativa. - [] Trazabilidad de dosis por estudio.

24.3 9.3 Documentación y trazabilidad

- Versionar parámetros (recon kernels, β , ventanas).
 - Mantener “baseline recon” para auditoría.
 - Registrar cambios de hardware (tubo, detector, actualizaciones de software).
-

25 10) Casos de uso y guía de selección

25.1 10.1 Matriz decisión (resumen)

Objetivo clínico-operativo	Recomendación principal	Alternativas	Riesgos/Notas
CT baja dosis (abdomen)	Iterativa estadística (M9) + control de textura (NPS)	TV (M10), CS (M11)	sobre-suavizado y sesgo HU
Metal (cadera, dental)	MAR sinograma (M13) + iterativa moderada	Dual-energy (si existe)	“inventos” por inpainting
RX de tórax (bajo contraste)	Scatter control (M3) + pipeline robusto (M5)	grid + software	cuidado con halos/realce
RX de extremidad (detalle óseo)	MTF alto + realce moderado	deconvolución (M14)	ringing, ruido

Objetivo clínico-operativo	Recomendación principal	Alternativas	Riesgos/Notas
QA comparativo entre equipos	Métricas MTF/NPS/DQE (M4)	phantom clínico	no usar imágenes postprocesadas

25.2 10.2 Reglas “Si tu objetivo es X, usa Y”

- Si tu objetivo es **reducir dosis en CT** manteniendo detectabilidad → (M9) con evaluación por tarea + NPS.
 - Si tu objetivo es **controlar cupping/streaks por hueso** → (M2) + verificación de uniformidad HU.
 - Si tu objetivo es **mejorar contraste en RX** → (M3) + control de postproceso (M5).
 - Si tu objetivo es **comparar detectores** → (M4) (MTF/NPS/DQE) en condiciones controladas.
-

26 11) Conclusiones

- 1) En RX/CT real, el modelo debe ser **polienergético** para ser operativo en correcciones (beam hardening, scatter) y optimización.
 - 2) La calidad de imagen no se resume en SNR: debe evaluarse con **MTF + NPS** y, cuando sea posible, con **métricas orientadas a tarea** (detectabilidad).
 - 3) La cadena digital (calibración y cuantización) es tan crítica como la física: errores de offset/gain, saturación y postprocesos pueden dominar la variabilidad.
 - 4) En CT moderno, la evaluación debe reconocer que la reconstrucción iterativa cambia la **textura** del ruido; QA debe adaptarse (NPS/texture).
 - 5) DL/CS son potentes, pero exigen gobernanza: validación, control de dominio, versionado y “baseline” para auditoría clínica.
-

27 12) Referencias (25, estilo IEEE)

Nota: Se listan libros, guías y estándares ampliamente usados en RX/CT, además de reportes técnicos relevantes.

- [1] IEC, “IEC 62220-1-1:2015: Medical electrical equipment — Characteristics of digital X-ray imaging devices — Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency,” 2015.
- [2] IEC, “IEC 61223-3-5:2019: Evaluation and routine testing in medical imaging departments — Part 3-5: Acceptance and constancy tests — Imaging performance of computed tomography X-ray equipment,” 2019.
- [3] AAPM, “Report 204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations,” 2011.
- [4] AAPM, “Report / Task Group 233: Performance Evaluation of Computed Tomography Systems,” 2019.
- [5] ICRU, “ICRU Report 87: Radiation Dosimetry and Image-Quality Assessment in Computed Tomography,” 2012.
- [6] IAEA, “Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications,” IAEA Human Health Series, (publicación técnica), 2012/2013.
- [7] IEC, “IEC 60601-2-44: Medical electrical equipment — Part 2-44: Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography,” 2009 (y enmiendas).
- [8] IEC, “IEC 60601-2-54:2022: Particular requirements for projection radiography and indirect radioscopy,” 2022.
- [9] IEC, “IEC 62494-1:2008: Exposure index of images acquired with digital X-ray imaging systems — Part 1,” 2008.
- [10] J. T. Bushberg et al., *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [11] E. Samei and M. J. Flynn (eds.), *Handbook of Medical Imaging: Physics and Psychophysics*, SPIE Press, 2002.
- [12] H. H. Barrett and K. J. Myers, *Foundations of Image Science*, Wiley, 2004.
- [13] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, SIAM, 2001.
- [14] F. Natterer, *The Mathematics of Computerized Tomography*, SIAM, 2001.
- [15] W. A. Kalender, *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*, 3rd ed., Wiley, 2011.
- [16] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 4th ed., Pearson, 2018.
- [17] J. A. Seibert, “Digital radiography: the bottom line comparison of CR and DR technology,” (revisión técnica), varias ediciones.
- [18] E. Samei et al., “Noise power spectrum and task-based assessment in CT,” *Medical Physics* (línea de trabajos), varios años.
- [19] ACR, “CT accreditation phantom guidance and procedures,” documentación técnica y manuales de acreditación, varias ediciones.
- [20] C. McCollough et al., “Dose and image quality in CT: metrics and optimization,” (artículos y guías), varios años.
- [21] S. Sapignoli et al., “SSDE in pediatric head CT and size metrics,” *Physica Medica*, 2022.
- [22] V. Rajaraman et al., “SSDE and CTDIvol relationship under AEC,” *Journal/PMC*, 2020.
- [23] M. Yazdi et al., “Adaptive metal artifact reduction in helical CT,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2005.
- [24] DICOM Standard Committee, “Radiation Dose Structured Report (RDSR) and radiation dose recording,” documentación DICOM, varias ediciones.
- [25] J. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, 2nd ed., SPIE Press, 2009.
- [26] IAEA, “Dosimetry in diagnostic radiology and CT (guías técnicas),” varias publicaciones.
- [27] AAPM, “CT dose and size-specific methodologies (TG 111/204/293 related),” reportes varios.
- [28] H. Gupta et al., “Iterative reconstruction and noise texture characterization in CT,” (literatura de *Medical Physics*), varios años.
- [29] M. Rudin, *Physics of Medical Imaging*, (referencia complementaria), varias ediciones.
- [30] P. Suetens, *Fundamentals of Medical Imaging*, 3rd ed., Cambridge University Press, 2017.

28 Apéndice A: Tabla de símbolos (extracto)

Símbolo	Significado	Unidades típicas
E	Energía del fotón	keV
$S(E)$	Espectro (fluencia por energía)	fotones/keV
$\mu(\mathbf{r}, E)$	Atenuación lineal	cm^{-1}
I_0, I	Intensidad incidente / transmitida	cuentas
$p(\theta, t)$	Proyección logarítmica	adim.
A	Operador de proyección	—
A^T	Retroproyección	—
MTF	Transferencia de modulación	—
NPS	Espectro de ruido	(unid. ² · mm ²)
DQE	Eficiencia cuántica detective	—
HU	Unidades Hounsfield	—
$CTDI_{vol}$	Índice de dosis (phantom-based)	mGy
DLP	Producto dosis-longitud	mGy · cm
$SSDE$	Estimación ajustada por tamaño	mGy