

FP SANIDAD

G.S. IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO Y MEDICINA NUCLEAR | RADIOTERAPIA Y DOSIMETRÍA

FUNDAMENTOS FÍSICOS Y EQUIPOS

Ignacio López Moranchel
Patricia Irene Maurelos Castell



Cuarta edición

Complementos digitales 


EDITORIAL
SÍNTESIS

Fundamentos físicos y equipos

Patricia Irene Maurelos Castell
Ignacio López Moranchel

(cuarta edición)



© Patricia Irene Maurelos Castell
Ignacio López Moranchel

© EDITORIAL SÍNTESIS, S. A.
Vallehermoso, 34. 28015 Madrid
Teléfono 91 593 20 98
www.sintesis.com

ISBN: 978-84-1357-496-7
Depósito Legal: M-12191-2026

Impreso en España - Printed in Spain

Reservados todos los derechos. Está prohibido, bajo las sanciones penales y el resarcimiento civil previstos en las leyes, reproducir, registrar o transmitir esta publicación, íntegra o parcialmente, por cualquier sistema de recuperación y por cualquier medio, sea mecánico, electrónico, magnético, electroóptico, por fotocopia o por cualquier otro, sin la autorización previa por escrito de Editorial Síntesis, S. A.

ÍNDICE

Presentación	10
--------------	----

1. Caracterización de las radiaciones y las ondas	RA1
Resultado de aprendizaje y criterios de evaluación	12
Objetivos de Desarrollo Sostenible	12
Mapa conceptual	13
Glosario	14
Punto de partida	15
1.1. Introducción	16
1.2. Radiación ionizante y no ionizante	16
1.2.1. Interacciones de la radiación con la materia	18
1.2.2. Ondas materiales y ultrasonidos	20
1.3. Magnetismo y materiales magnéticos	24
1.3.1. Campo magnético y fuerzas magnéticas	24
1.3.2. Clasificación de los materiales magnéticos	24
1.3.3. Dipolos magnéticos atómicos	25
1.4. Magnitudes y unidades	26
Ideas clave	28
Aplica lo aprendido	29
Solución del punto de partida	30
Práctica profesional	31
Ponte a prueba	32

2. Caracterización de los equipos de radiología convencional

RA2

Resultado de aprendizaje y criterios de evaluación	34
Objetivos de Desarrollo Sostenible	34
Mapa conceptual	35
Glosario	36
Punto de partida	37
2.1. Introducción	38
2.2. Producción de rayos X en el tubo de rayos	38
2.2.1. Interacción entre electrones proyectil y capas exteriores de la diana	39
2.2.2. Radiación de frenado	40
2.2.3. Radiación característica	41
2.3. Espectro de emisión de rayos X	43
2.4. Interacción de los rayos X con la materia	48
2.4.1. Dispersión clásica o coherente	50
2.4.2. Dispersión o efecto Compton	51
2.4.3. Efecto fotoeléctrico o absorción fotoeléctrica	52
2.4.4. Producción de pares	55
2.4.5. Fotodesintegración (desintegración fotónica)	55
2.5. Formación de la imagen radiológica	56
2.5.1. Características técnicas del haz de radiación: factores para el estudio del haz de rayos X	57
2.6. Componentes y funcionamiento del tubo de rayos X	59
2.6.1. Estructura externa: soporte, carcasa y envoltura	60
2.6.2. Estructura interna: conjuntos de ánodo y cátodo	63
2.7. Principios de funcionamiento del tubo de rayos X	68
2.7.1. Refrigeración, carga y valores nominales del tubo de rayos X	69
2.7.2. Efecto anódico o efecto talón	71
2.7.3. Generador y componentes electrónicos del equipo de rayos X	72
2.7.4. Fallos del tubo de rayos X	72
2.8. Radiación dispersa. Rejillas y restrictores del haz de rayos X	74
2.8.1. Dispositivos restrictores del haz de radiación	75
2.8.2. Rejillas antidifusoras	77
2.9. Mesas, dispositivos murales y exposímetros	81
2.9.1. Mesas de exploración radiográfica	81
2.9.2. Dispositivos murales	81
2.9.3. Exposímetros automáticos	82

2.9.4. Receptores de imagen	83
2.9.5. Consola de mandos	85
2.10. Uso eficiente de los recursos	86
Ideas clave	88
Aplica lo aprendido	89
Solución del punto de partida	90
Práctica profesional	91
Ponte a prueba	92

3. Procesado y tratamiento de la imagen en radiología convencional **RA3**

Resultado de aprendizaje y criterios de evaluación	94
Objetivos de Desarrollo Sostenible	94
Mapa conceptual	95
Glosario	96
Punto de partida	97
3.1. Imagen en radiología convencional	97
3.1.1. Estructura y tipos de películas radiográficas	99
3.1.2. Pantallas de refuerzo y chasis. Luminiscencia y fluoroscopia	100
3.1.3. Intensificadores de imagen para fluoroscopia	102
3.2. Registro de la imagen	104
3.2.1. Identificación y marcado de la imagen	104
3.2.2. Registro de imagen digital	105
3.2.3. Factores que condicionan la calidad de la imagen radiográfica	110
Ideas clave	114
Aplica lo aprendido	115
Solución del punto de partida	116
Práctica profesional	117
Ponte a prueba	118

4. Caracterización y funcionamiento de los equipos de tomografía computarizada **RA4**

Resultado de aprendizaje y criterios de evaluación	120
Objetivos de Desarrollo Sostenible	120
Mapa conceptual	121
Glosario	122

Punto de partida	122
4.1. Introducción	123
4.2. Imagen tomográfica	124
4.2.1. Evolución de las técnicas tomográficas	128
4.3. Tomografía computarizada convencional, helicoidal y multicorte	130
4.3.1. Tomografía computarizada convencional	131
4.3.2. Tomografía computarizada helicoidal	132
4.3.3. Tomografía computarizada multicorte	134
4.4. Componentes de un equipo de tomografía computarizada	137
4.4.1. <i>Gantry</i> y mesa de exploración	137
4.4.2. Consola de adquisición y control y equipo informático	141
4.5. Usos diagnósticos y terapéuticos de la tomografía computarizada	142
4.5.1. Tomografía computarizada en radioterapia	143
4.5.2. Tomografía por emisión de positrones	144
4.6. Seguridad en exploraciones de tomografía computarizada	145
4.6.1. Medidas técnicas para optimizar la dosis de radiación	148
4.7. Representación de la imagen en tomografía computarizada	149
4.7.1. Representación de la imagen	151
4.8. Calidad de la imagen en tomografía computarizada	154
4.8.1. Artefactos en TC	155
4.9. Uso eficiente de recursos	157
Ideas clave	158
Aplica lo aprendido	159
Solución del punto de partida	160
Práctica profesional	161
Ponte a prueba	162

5. Caracterización de los equipos de resonancia magnética

RA5

Resultado de aprendizaje y criterios de evaluación	164
Objetivos de Desarrollo Sostenible	164
Mapa conceptual	165
Glosario	166
Punto de partida	167
5.1. Introducción	168
5.2. Historia	168
5.3. Comportamiento del espín nuclear en un campo magnético	170

5.3.1. Estructura del átomo y concepto de espín	170
5.3.2. Comportamiento del espín nuclear en un campo magnético	172
5.3.3. Frecuencia de precesión nuclear: ecuación de Larmor	174
5.3.4. Componentes longitudinal y transversal de la resonancia	174
5.4. Generación de la señal de resonancia magnética	176
5.4.1. Excitación: pulsos de radiofrecuencia	176
5.4.2. Potenciación en RM	178
5.5. Sala de exploración de resonancia magnética	183
5.6. Equipos de resonancia abiertos y cerrados	185
5.7. Clasificación de los imanes	186
5.8. Emisores y receptores de resonancia magnética	190
5.8.1. Bobinas de gradiente: selección del plano y grosor de corte	193
5.9. Consola de mandos y planificación de la exploración	194
5.9.1. Consola de mandos	195
5.9.2. Planificación de la exploración	196
Ideas clave	198
Aplica lo aprendido	199
Solución del punto de partida	200
Práctica profesional	201
Ponte a prueba	202

6. Caracterización de los equipos de ultrasonido

RA6

Resultado de aprendizaje y criterios de evaluación	204
Objetivos de Desarrollo Sostenible	204
Mapa conceptual	205
Glosario	206
Punto de partida	208
6.1. Introducción. Ondas mecánicas	209
6.1.1. Características y rangos sonoros	210
6.2. Producción y recepción de ultrasonidos: efecto piezoeléctrico	214
6.3. Interacciones de los ultrasonidos con el medio	216
6.3.1. Propagación de ultrasonidos en medios homogéneos y no homogéneos	217
6.4. Transductores: componentes y tipos	219
6.4.1. Tipos de sonda	220
6.4.2. Modos de funcionamiento	221
6.5. Elementos de control y dispositivos accesorios del ecógrafo	222

6.5.1. Consola y mesa de control	223
6.5.2. Dispositivos de salida: monitores e impresoras	225
6.6. Usos diagnósticos y terapéuticos de las imágenes de ultrasonidos	225
6.7. Imagen digitalizada estática y en movimiento: 2D, 3D y 4D	227
6.7.1. Ecogenicidad	228
6.7.2. Resolución de la imagen	228
6.8. Ecografía Doppler	230
6.8.1. Sistemas Doppler	232
6.9. Artefactos en ecografía	234
6.9.1. Artefactos en imágenes Doppler	236
6.10. Uso eficiente de los recursos	237
Ideas clave	239
Aplica lo aprendido	241
Solución del punto de partida	242
Práctica profesional	245
Ponte a prueba	246

7. Gestión de datos sanitarios, de imágenes diagnósticas y de tratamientos terapéuticos

RA7

Resultado de aprendizaje y criterios de evaluación	248
Objetivos de Desarrollo Sostenible	248
Mapa conceptual	249
Glosario	250
Punto de partida	251
7.1. Introducción. Sistemas de información sanitaria	252
7.1.1. Redes de comunicación	252
7.1.2. Bases de datos	254
7.2. Telemedicina	255
7.2.1. Telerradiología	256
7.3. Estandarización de la gestión y planificación de los servicios	257
7.3.1. Estandarización de la imagen médica: DICOM	258
7.3.2. Gestión y planificación de la actividad hospitalaria: <i>hospital information system</i> .	259
7.3.3. Gestión del sistema de imagen médica: <i>radiology information system</i>	259
7.3.4. <i>Picture archiving and communication system</i> y modalidades de adquisición	261
7.4. Integración HIS, RIS y PACS	264
7.4.1. Software de gestión HIS y RIS	266

7.4.2. Software de gestión de las imágenes médicas	267
7.5. Requerimientos de la protección de datos	268
7.6. Tendencias actuales en la gestión digital de la imagen médica: interoperabilidad, almacenamiento avanzado, ciberseguridad e inteligencia artificial	269
7.6.1. Interoperabilidad avanzada: HL7, FHIR y DICOMweb	269
7.6.2. Almacenamiento moderno de imágenes: VNA y entornos híbridos	269
7.6.3. Ciberseguridad y protección de la información clínica	269
7.6.4. Inteligencia artificial aplicada al diagnóstico por imagen	270
7.6.5. Papel del técnico en un entorno digital avanzado	271
Ideas clave	272
Aplica lo aprendido	273
Solución del punto de partida	274
Práctica profesional	275
Ponte a prueba	276

ÍNDICE DE COMPLEMENTOS DIGITALES

Complemento digital 1.1. Fundamentos de física radiológica

2

Caracterización de los equipos de radiología convencional

RESULTADO DE APRENDIZAJE Y CRITERIOS DE EVALUACIÓN

RA 2. Caracteriza los equipos de radiología convencional, identificando sus componentes y sus aplicaciones.

- a) Se han interpretado los datos de curvas de emisión de rayos X y relacionado estos con las propiedades físicas de la radiación generada.
- b) Se han descrito las diferentes interacciones con la materia y la atenuación que sufre la radiación X.
- c) Se han identificado las densidades radiográficas en imágenes diagnósticas.
- d) Se ha definido la estructura y el funcionamiento del tubo de rayos X.
- e) Se han relacionado las propiedades de la radiación producida con las características del tubo de rayos X.
- f) Se han relacionado los parámetros técnicos con las características de la radiación X producida.
- g) Se han identificado los componentes de los equipos de radiología convencional.
- h) Se ha determinado el tipo de equipo y los dispositivos accesorios que se deben utilizar en función del tipo de exploración.
- i) Se ha identificado la influencia de los parámetros técnicos de los equipos utilizados en la calidad de la imagen obtenida.



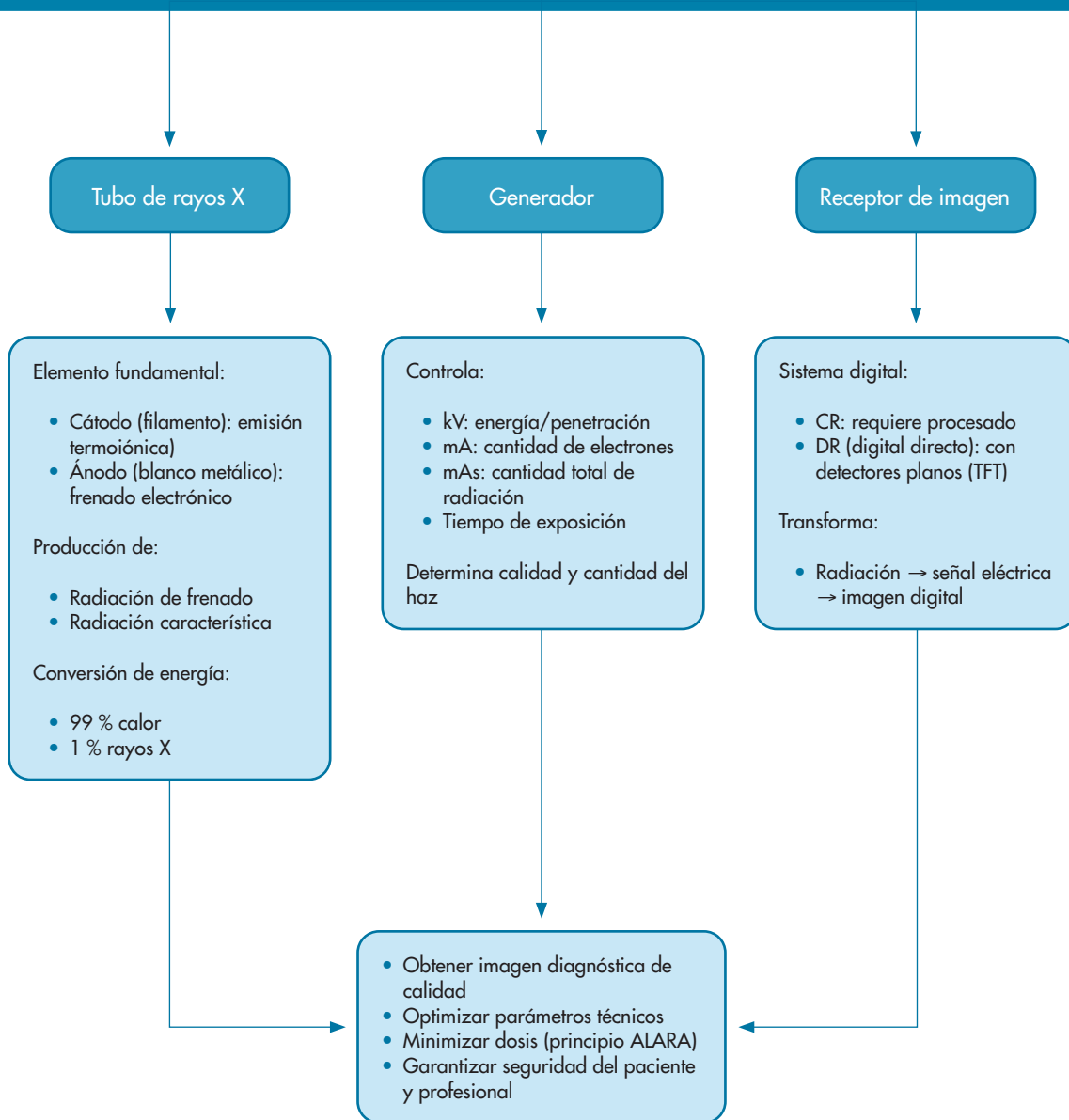
Objetivos de Desarrollo Sostenible



En este capítulo se va a trabajar el ODS 3.

MAPA CONCEPTUAL

CARACTERIZACIÓN DE LOS EQUIPOS DE RADIOLOGÍA CONVENCIONAL





GLOSARIO

Ánodo. Polo positivo del tubo de rayos X. Actúa como diana o blanco donde impactan los electrones proyectil para generar los fotones de radiación X.

Bremsstrahlung. Término alemán que significa “radiación de frenado”. Describe la emisión de rayos X al desacelerarse los electrones proyectil en el campo eléctrico del núcleo del átomo de la diana.

Cátodo. Polo negativo del tubo de rayos X que contiene el filamento. Su calentamiento produce la emisión termoiónica de electrones.

Colimador. Dispositivo con láminas de plomo que delimita el campo de radiación y reduce la radiación dispersa.

Corriente del tubo (mA). Intensidad de electrones que circula del cátodo al ánodo. Determina la cantidad de rayos X producidos.

Efecto Compton. Interacción en la que un fotón de rayos X choca con un electrón externo del átomo, pierde parte de su energía y se dispersa en otra dirección.

Efecto fotoeléctrico. Interacción en la que un fotón cede toda su energía a un electrón interno del átomo, provocando su expulsión y la absorción del fotón.

Efecto talón. Variación de la intensidad del haz de rayos X entre los lados del ánodo y del cátodo debida a la absorción parcial de fotones dentro del propio ánodo.

Emisión termoiónica. Liberación de electrones desde el filamento al calentarse por el paso de corriente eléctrica.

Espectro de emisión. Representación gráfica del número de fotones emitidos en función de su energía. Incluye radiación continua (de frenado) y discreta (característica).

Filtración. Eliminación de los fotones de baja energía del haz mediante materiales absorbentes, como el aluminio, para aumentar su calidad media.

kVp (kilovoltaje pico). Diferencia máxima de potencial aplicada entre cátodo y ánodo. Determina la energía y la capacidad de penetración del haz de rayos X.

mAs (miliamperios por segundo). Producto de la corriente (mA) por el tiempo de exposición (s); controla la cantidad total de radiación emitida.

Radiación característica. Emisión de fotones de rayos X de energía definida, generados cuando un electrón proyectil expulsa a otro de una capa interna del átomo diana.

Radiación dispersa. Radiación secundaria que se produce cuando los rayos X interactúan con la materia y cambian de dirección, degradando el contraste de la imagen.

Rejilla antidifusora. Conjunto de láminas de plomo alternadas con materiales radiotransparentes que permite el paso de la radiación primaria y absorbe la dispersa.

Tubo de rayos X. Dispositivo hermético al vacío donde se genera la radiación X mediante el impacto de electrones acelerados sobre el ánodo.

Wolframio (tungsteno). Elemento químico de número atómico 74 usado como material de ánodo y filamento por su alta temperatura de fusión y eficiencia radiogénica.

PUNTO DE PARTIDA

Durante tu turno en la sala de radiología convencional, recibes a un paciente de 62 años que acude por dolor lumbar intenso y sospecha de fractura vertebral tras una caída.

El paciente tiene antecedentes de artrosis y obesidad, lo que dificulta su movilidad y condiciona la exposición radiográfica. El técnico que te precede en el turno te informa de que el equipo ha sido sometido a una revisión preventiva en la que se sustituyó el tubo de rayos X por uno nuevo con ánodo rotatorio de tungsteno y filtro adicional de 2 mm Al equivalente.

Durante la exploración observas que:

- La imagen obtenida presenta un contraste bajo y una ligera pérdida de nitidez.
- Se ha utilizado una exposición de 70 kVp y 40 mAs, con rejilla antidifusora y distancia foco-receptor (DFRI) de 100 cm.
- En el control de calidad de la semana anterior se detectó una disminución en la homogeneidad del haz en la zona del ánodo.

Tras revisar los valores y la imagen, te planteas las siguientes cuestiones:

1. ¿Qué tipo de radiación se genera en el tubo (frenado y característica) y cómo influye el material del ánodo en el espectro de emisión obtenido?
2. ¿Cómo afectan los valores de kVp y mAs utilizados a la cantidad y calidad del haz de rayos X y, por tanto, al contraste de la imagen?
3. ¿Qué interacciones con la materia son responsables de la formación de la imagen radiográfica y cómo se relacionan con las diferentes densidades radiográficas observadas?
4. ¿Cómo influye la filtración total del haz en la energía media y en la dosis absorbida por el paciente?
5. ¿Qué efecto podría causar el desgaste del ánodo o la mala alineación del haz sobre la calidad de la imagen?
6. Explica la función de cada componente principal del equipo de radiología convencional que interviene en esta exploración (tubo, colimador, mesa, Bucky, rejilla, receptor y consola).
7. Si la imagen presenta pérdida de contraste por exceso de radiación dispersa, ¿qué dispositivos o ajustes técnicos podrían utilizarse para mejorarla?
8. ¿Qué medidas de protección radiológica y optimización de la exposición aplicarías en este caso clínico?

2.1. Introducción

Durante la tarde del 8 de noviembre de 1895, el profesor Wilhelm Conrad Roentgen se encontraba realizando experimentos sobre fluorescencia empleando corrientes de electrones en tubos de vacío (llamados *tubos de Crookes*, figura 2.1). Roentgen observó, de manera casual, que esta fluorescencia se manifestaba no solo en el interior del tubo de Crookes, sino también a cierta distancia de este, al percatarse de un brillo que se producía en una estantería cercana.

Consciente de la trascendencia de su hallazgo, Roentgen comenzó a experimentar con la *nueva radiación*, a la que llamó *X* por desconocer cuál era su origen, e hizo conocedores del descubrimiento a sus colegas físicos. Sus rigurosos trabajos sobre las características de estos rayos lo llevarían a obtener el premio Nobel de Física en 1901.

Tan solo un año después de dar a conocer los *nuevos rayos*, ya se habían publicado medio centenar de monografías y más de mil artículos especiales sobre los rayos X que cubrían una enorme variedad de campos científicos.

Durante los primeros años, tras su descubrimiento, el uso comercial de los rayos X mezcló casi por igual ciencia y espectáculo. No existía conciencia de necesidad de control sensato de la radiación; pero pronto empezaban a reconocerse los efectos perjudiciales de las exposiciones descontroladas con los primeros fallecimientos por esta causa durante la primera década del siglo xx.

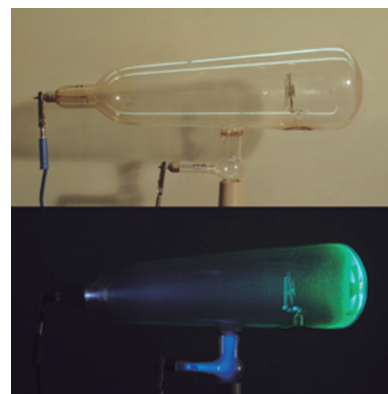


Figura 2.1
Tubos de Crookes, como el que estaba empleando Roentgen al descubrir los rayos X

TOMA NOTA

En 1912 Max von Laue demostró que los rayos X eran radiaciones electromagnéticas con una longitud de onda corta.

Gracias a estudios sobre difracción, fue posible medir la longitud de onda de los rayos X, que está entre 10 y 0,01 nm, lo que se corresponde con frecuencias en el rango de 30 a $3 \cdot 10^4$ PHz (de 50 a 5 000 veces la frecuencia de la luz visible).

2.2. Producción de rayos X en el tubo de rayos

En cada disparo de un tubo de rayos X, millones de electrones proyectil, emitidos desde un filamento impactan contra un ánodo de un material extremadamente duro (wolframio). Como consecuencia del kilovoltaje generado dentro del tubo, estos electrones proyectil adquieren grandes velocidades en escasos centímetros y la energía del impacto es lo suficientemente alta como para afectar a la estructura del wolframio, generando interacciones de diferentes tipos. Estas formas de interacción entre partículas con carga (electrones) y materia (ánodo) pueden desencadenar la emisión de diferentes tipos de radiación en función de la energía cinética que porten los electrones antes de la colisión.

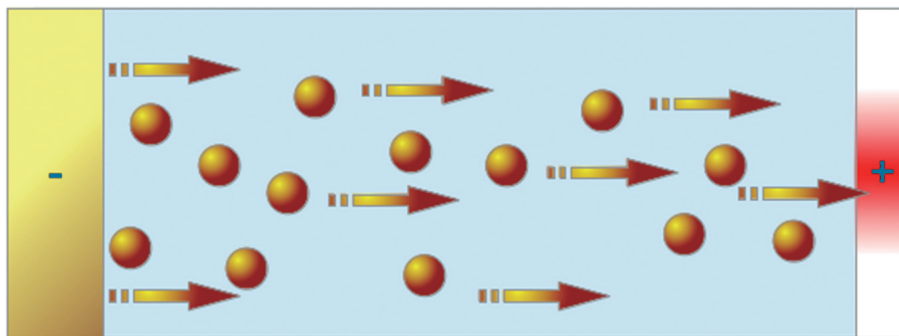


Figura 2.2

Al establecer una diferencia de potencial (kV) entre ambos polos se genera el movimiento de los electrones entre el cátodo y el ánodo en un tubo de rayos X

Como en el tubo de rayos X los proyectiles son electrones y todos tienen la misma masa, la energía cinética de los mismos se incrementa aumentando su velocidad, que depende de la diferencia de potencial entre el cátodo (polo negativo) y el ánodo (polo positivo).

Los voltajes en los tubos de rayos X se caracterizan por el kilovoltaje pico (en adelante kVp): 1 kVp equivale a 1 000 V de tensión. Las intensidades de corriente se miden en miliamperios (en adelante mA). El kVp es una referencia de la energía que transfieren los electrones proyectil y los mA indican la cantidad de electrones proyectil que componen la corriente en cada disparo del tubo.

La energía que adquieren estos electrones proyectil y la cantidad de electrones proyectil que se usan en cada disparo determinan las formas de interacción entre electrones proyectil-ánodo, y por tanto las diferentes radiaciones que se emiten desde el tubo de rayos.

2.2.1. Interacción entre electrones proyectil y capas exteriores de la diana

En ellas, el electrón proyectil alcanza el material metálico de la diana y sufre diferentes cambios de trayectoria al chocar contra los electrones de las capas exteriores de los átomos de este material. En estos choques múltiples, los electrones proyectil van cediendo pequeñas cantidades de energía a los electrones de las capas exteriores del material diana que aumentan su excitación, liberando radiación electromagnética (infrarroja) al recuperar su estado estable.

Se puede constatar que, en el caso de interacciones entre los

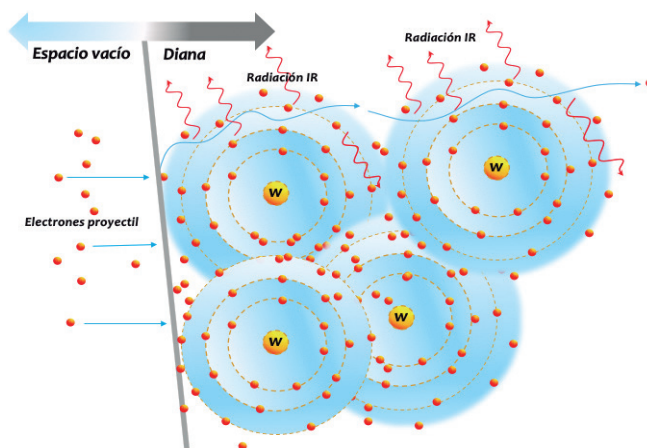


Figura 2.3

Proceso de liberación de radiación infrarroja por colisión entre electrones proyectil y átomos de la diana

electrones proyectil y los electrones exteriores del material diana, se genera fundamentalmente radiación infrarroja que contribuye al calentamiento del tubo, pero no a la generación de rayos X. Los rayos X se generarán por las *interacciones inelásticas (frenado)* de los electrones proyectil con el núcleo atómico de los átomos de la diana, y mediante la *emisión de radiación característica* por interacción con electrones de capas internas de la diana. Ambos procesos se describen a continuación.

2.2.2. Radiación de frenado

A través de la experiencia de Roentgen, se sabe que los rayos X se pueden producir cuando un haz de electrones de alto voltaje (a partir de 1 kV) se desacelera al chocar con un objeto o blanco metálico. En los tubos de rayos X habitualmente se emplea wolframio (o tungsteno) como *blanco* o *diana* por sus propiedades para soportar altas temperaturas. La figura 2.4 muestra otra de las utilidades de este elemento con $Z = 74$ en soldadura.

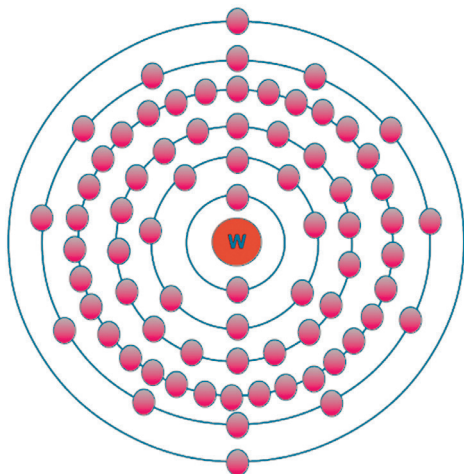


Figura 2.4

Estructura del átomo de wolframio (o tungsteno) con sus 74 electrones



Figura 2.5

Soldadura TIG mediante electrodo de tungsteno

Fuente: Lethbridge School

Gran parte de los electrones proyectil ceden su energía a electrones de las capas externas de la diana (~95 %). El resto de electrones proyectil (~1-5 %) superan la colisión con las capas externas e interactúan con las capas interiores o con el propio núcleo atómico. Cuando un electrón proyectil evita la colisión con la *barrera electrónica* del wolframio y se aproxima al núcleo, experimenta un cambio brusco de trayectoria que lleva asociado una reducción repentina en la energía cinética que porta ese electrón proyectil (frenado).

Esta desaceleración brusca de los electrones con la consiguiente generación de radiación X es lo que se conoce como radiación de frenado o *Bremsstrahlung* (del alemán *bremsen*, “frenar”, y *Strahlung*, “radiación”). Y se debe a la gran diferencia de masa y de carga entre el núcleo del átomo y del electrón proyectil. En la figura 2.6 se esquematiza este importante procedimiento en la producción de rayos X.

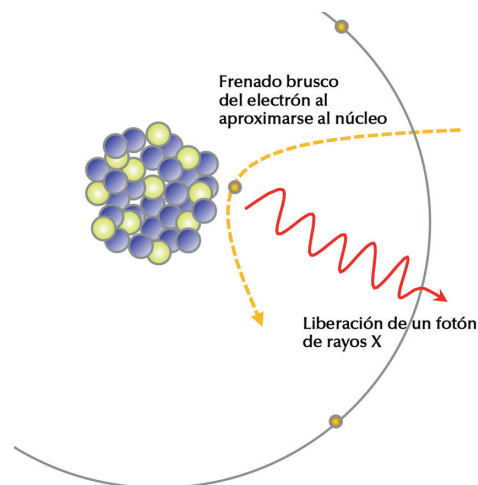


Figura 2.6
Esquema de producción de radiación de frenado.
En la imagen se han simplificado las proporciones
para poder ilustrar el proceso

TOMA NOTA

El núcleo del átomo de wolframio (W) posee una masa 334 000 veces mayor que la del electrón proyectil y 74 cargas positivas en su núcleo, por lo que el electrón se ve enormemente influido en su trayectoria en las proximidades del núcleo del W.

La energía que se libera como fotón de frenado de rayos X varía entre valores muy pequeños y la totalidad de la energía cinética que portaba el electrón proyectil.

2.2.3. Radiación característica

Se puede dar la situación en la que un electrón proyectil supere las capas externas atómicas del material diana y colisione con uno de los electrones de las capas interiores. En este caso, se puede producir emisión de rayos X de un nivel energético característico.

La condición para que se emita un fotón de rayos X de radiación característica es que el electrón proyectil con su energía cinética sea capaz de expulsar uno de los electrones de las capas internas del átomo del material diana (es decir, ionizar el átomo de W).

Recuerda que los orbitales atómicos se dividen en niveles de energía que se identifican con letras (K, L, M, N, O, P, o números n entre 1 y 7) y que, a su vez, los electrones son electrostáticamente atraídos por el núcleo (*energía de ligadura o enlace*). La fuerza con la que el núcleo atrae a los electrones alcanza su valor más alto dentro de un átomo en la capa K y disminuye a medida que aumenta la distancia al núcleo. Esta disminución en la atracción no es lineal, pues a medida que el electrón se aleja del núcleo se puede ver afectado por el *apantallamiento* que producen los electrones de orbitales intermedios. Estos valores de energía varían en función de los elementos (de su Z), por eso hablamos de radiación característica.

La energía que se genera de los saltos cuánticos será la diferencia entre las energías de enlace de las capas K y aquella de la que proceda el electrón (figura 2.8).

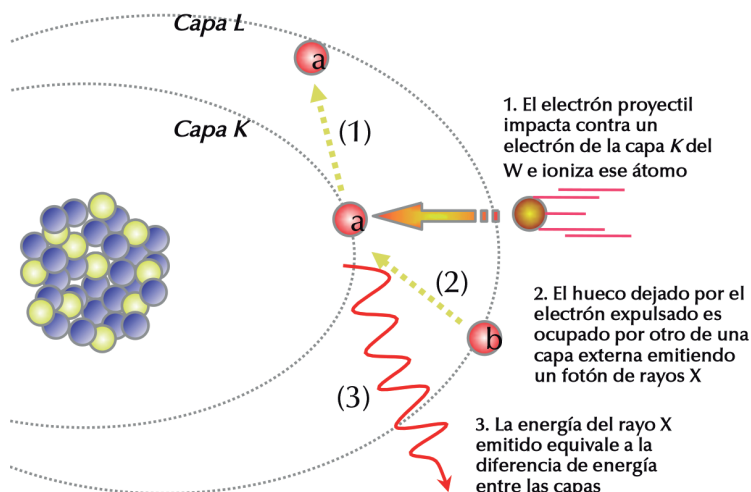


Figura 2.7
Secuencia de emisión de un fotón de rayos X característico. La imagen no respeta las proporciones de las partículas para facilitar la visualización del proceso

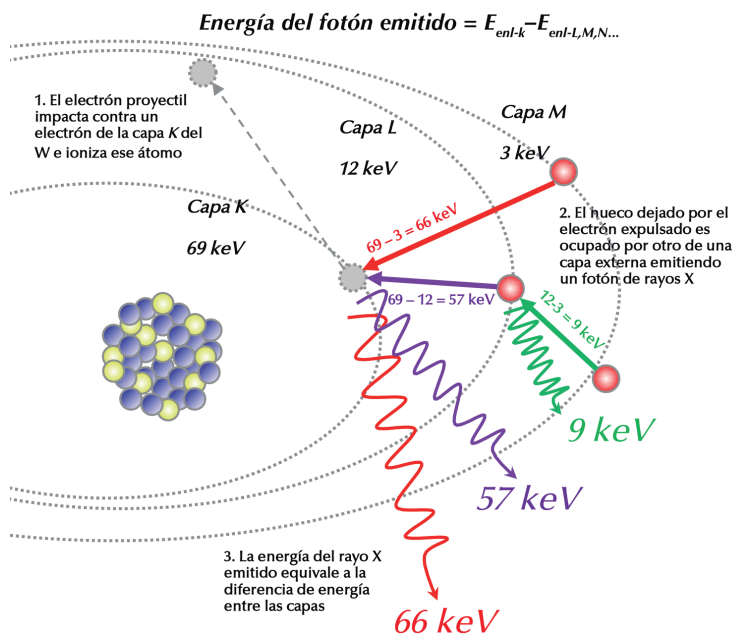


Figura 2.8
Saltos cuánticos entre los niveles de energía con valores de emisión característicos de los fotones; en la imagen se han simplificado las proporciones



IMPORTANTE

Cuando un electrón es expulsado de la capa K, se inicia una cascada de reacciones (saltos cuánticos) entre los electrones de las capas exteriores para ir ocupando los espacios de las capas internas. En cada uno de estos saltos cuánticos se produciría liberación de fotones de rayos X. La energía del fotón emitido corresponde a la diferencia de energía de enlace de los electrones que participan en el salto cuántico.

Si el hueco se ha creado en la capa K, cualquiera de los electrones de las capas exteriores podría ocupar el hueco. La figura 2.8 ilustra los niveles de energía de los fotones en función del salto cuántico que se produce en el átomo de wolframio.

Si, como en el caso de la figura 2.8, el hueco se produce en la capa K, los diferentes saltos cuánticos que origina ese hueco generan fotones que se llaman *rayos X K* (K_{α} , K_{β} , K_{γ}). De la misma manera, si el hueco se crea en la capa L, los rayos X se llamarían *rayos X L* (y sus respectivas transiciones (L_{α} , L_{β})).



ACTIVIDAD GRUPAL 2.1

En grupos de tres, analizad cómo varía la radiación producida en el tubo de rayos X cuando se modifican los parámetros técnicos. Cada grupo representará de forma esquemática (en una cartulina o presentación digital) el efecto de cambiar el kVp, mA y el material del ánodo sobre la cantidad y energía de los rayos X generados.

2.3. Espectro de emisión de rayos X

La cantidad de rayos X y su energía puede representarse gráficamente. El *espectro de emisión* es una representación gráfica del número de fotones de rayos X en función de su energía.

Los electrones no chocan con el blanco de igual manera, por lo que pueden ceder su energía totalmente, o de manera parcial en varias colisiones, produciendo un *espectro continuo*. La figura 2.9 muestra la distribución del espectro continuo de rayos X por radiación de frenado. Recuerdese que la emisión de fotones mediante frenado adquiere un valor entre 0 y el valor máximo de kVp que establezcamos como voltaje en el tubo de rayos X.

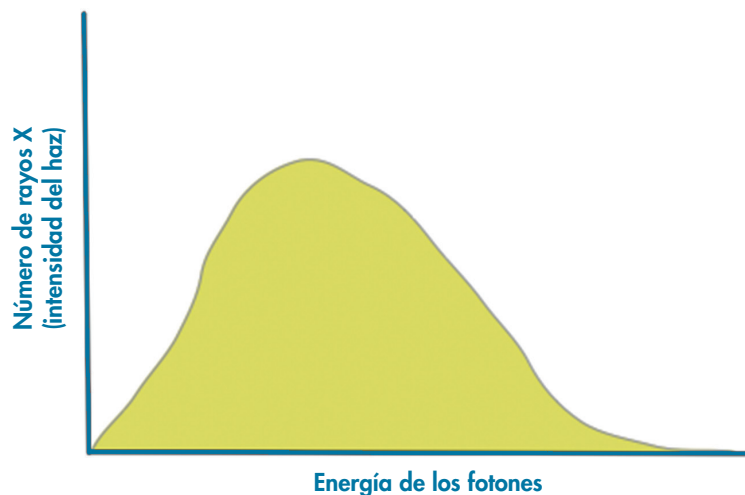


Figura 2.9

Espectro de rayos X emitidos por radiación de frenado



RECUERDA

Los electrones dentro del tubo de rayos transfieren su energía cinética de diferentes maneras a los átomos de la diana (wolframio) y pueden liberar radiación en forma de fotones de rayos X dependiendo de sus interacciones con el núcleo (radiación de frenado) y con los electrones de capas internas (radiación característica).

Para que el espectro refleje la totalidad de rayos emitidos, se debe incluir la cantidad de rayos X que se emiten por *radiación característica*, se produce en unos rangos de energía *característicos* para cada material.

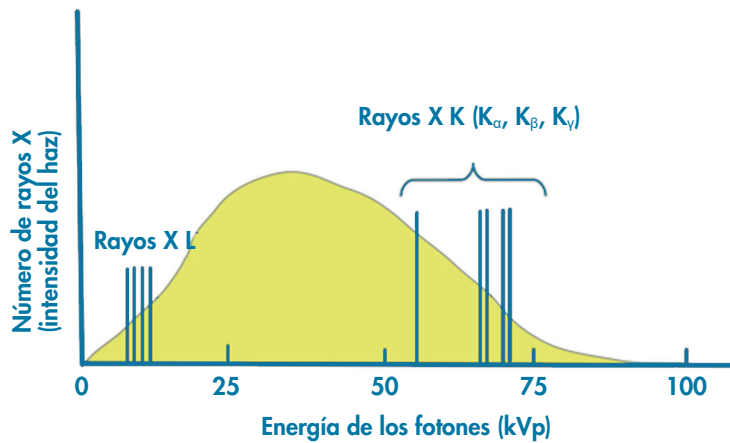


Figura 2.10

Espectro compuesto de emisión de rayos X del wolframio



SABÍAS QUE...

Los rayos X K son los únicos rayos característicos del W que poseen una energía suficiente para usarse en diagnóstico por imagen.

Las energías de los saltos M en adelante (M, N, O, etc.) son tan reducidas que generalmente no se contemplan en los espectros.

Interpretar el espectro de rayos X como una mera representación gráfica es un análisis demasiado simple; a través las modificaciones del espectro pueden conocerse los factores que finalmente influyen en la producción de rayos X. Estos factores se detallan a continuación.

A) Material del blanco o diana

En el diseño de los tubos de rayos X se emplean diferentes materiales para la construcción del ánodo sobre el que impactan los electrones proyectil. Aparte de sus buenas capacidades para resistir altas temperaturas, el aspecto más destacable es su número atómico (Z).

Números atómicos (Z) altos aumentan la energía de la radiación característica, ya que la energía de los enlaces es mayor. La producción de rayos X por frenado mejora su eficiencia aumentando la intensidad del espectro.

Materiales como el molibdeno y el rodio se emplean en equipos de rayos X con necesidades de energía más bajas, por ejemplo los equipos de mamografía. La figura 2.11 ilustra los espectros de diferentes materiales utilizados en la construcción de ánodos de tubos de rayos X.

Actualmente, se está incorporando la tendencia a usar ánodos con base de grafito y recubrimientos multicapa (W-Re, Mo-Rh-C), y tubos de emisión por nanotubos de carbono (CNT), que ya están en uso en equipos portátiles.

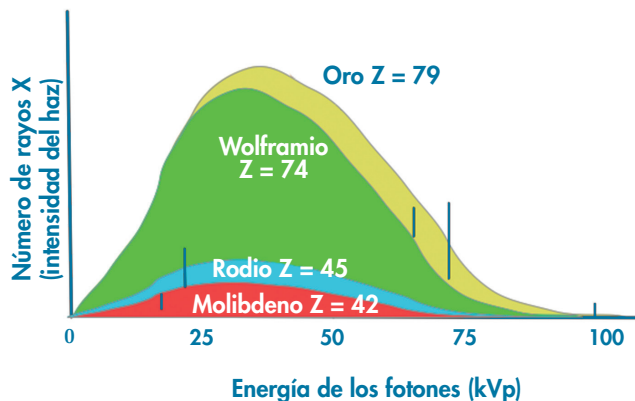


Figura 2.11
Espectro compuesto de diferentes materiales anódicos

B) Voltaje del tubo

El aumento del voltaje del tubo de rayos aumenta la energía cinética de los electrones y, por tanto, la energía de los fotones, así como el número de interacciones del electrón proyectil en el ánodo, desplazando el espectro de energías hacia la derecha (energías más altas). El área bajo la curva aumenta el cuadrado del incremento en el kVp aplicado.

El aumento del kVp no desplaza la emisión por radiación característica, que como ya sabemos depende exclusivamente del número atómico del material y de un kVp mínimo y concreto para cada uno de ellos.

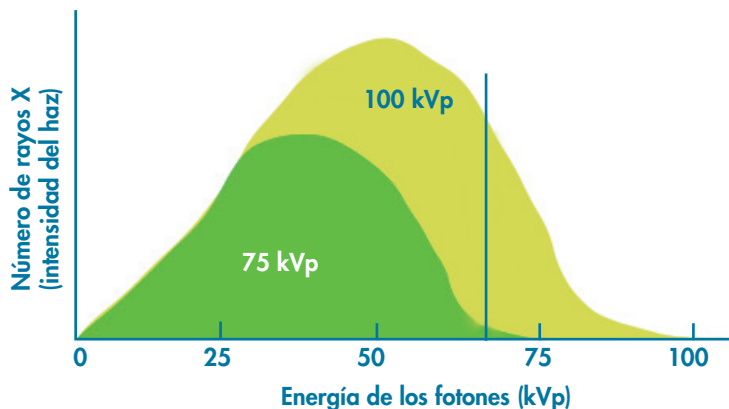


Figura 2.12
Representación del cambio en el espectro de producción de rayos X tras el aumento de 25 kVp en la tensión del tubo



TOMA NOTA

La intensidad de radiación producida en el tubo de rayos es proporcional al número atómico (Z) y al cuadrado de la energía (E), según expresa la ecuación:

$$I \propto ZE^2$$

Según esta relación, decimos que al aumentar el kVp (E), el área bajo la curva (I) se incrementa proporcionalmente al cuadrado de E para un material concreto (Z). Si nos referimos únicamente al kVp, podemos decir que:

$$I \propto \text{kVp}^2$$

C) Corriente del tubo

La corriente del tubo (en mA) determina la cantidad de electrones y, por tanto, de fotones de rayos X que se van a producir, por lo que la relación entre la producción de rayos X y los mA utilizados es directamente proporcional; así, si duplicamos el número de electrones por segundo (mAs) también se duplicará el número de rayos X en cada nivel de energía. De la misma manera, si multiplicamos los mA por cinco, quintuplicaremos la cantidad de rayos X.

El resultado sobre el espectro, si no varían otras condiciones, es que el área bajo la curva se modificará proporcionalmente en su superficie, pero no en su forma.

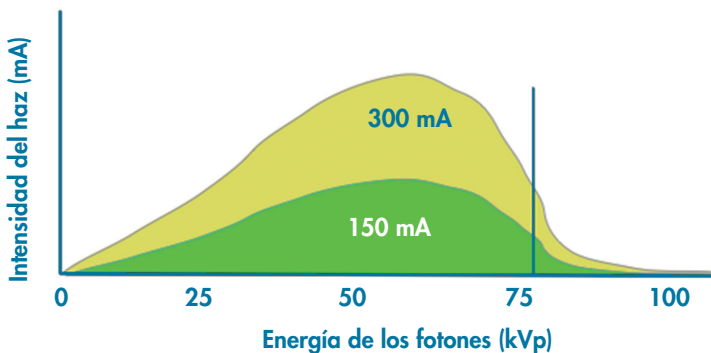


Figura 2.13
Modificación del espectro como consecuencia de un cambio en la intensidad de corriente en el tubo de rayos

D) Filtración del haz de rayos X

El haz de rayos X sufre una serie de atenuaciones (resumidas en la figura 2.14), desde que se genera hasta que alcanza al paciente. Estas atenuaciones comienzan cuando el haz atraviesa la envoltura de vidrio, la carcasa del tubo (estas son consideradas inherentes a la producción) y luego se dan nuevas atenuaciones producidas por los filtros de aluminio del equipo (filtra-