

2.1. Conceptos básicos [3]

Con el apoyo de la Figura 2.1 identifiquemos los elementos que componen una imagen digital. Supongamos primero que se tiene una fuente de radiación de tipo ondulatoria (electromagnética o acústica) o de tipo corpuscular (neutrones, electrones o positrones). La Figura 2.1 muestra a la fuente separada; sin embargo, para materiales radioactivos, ésta se encuentra embebida o dentro del objeto de interés.

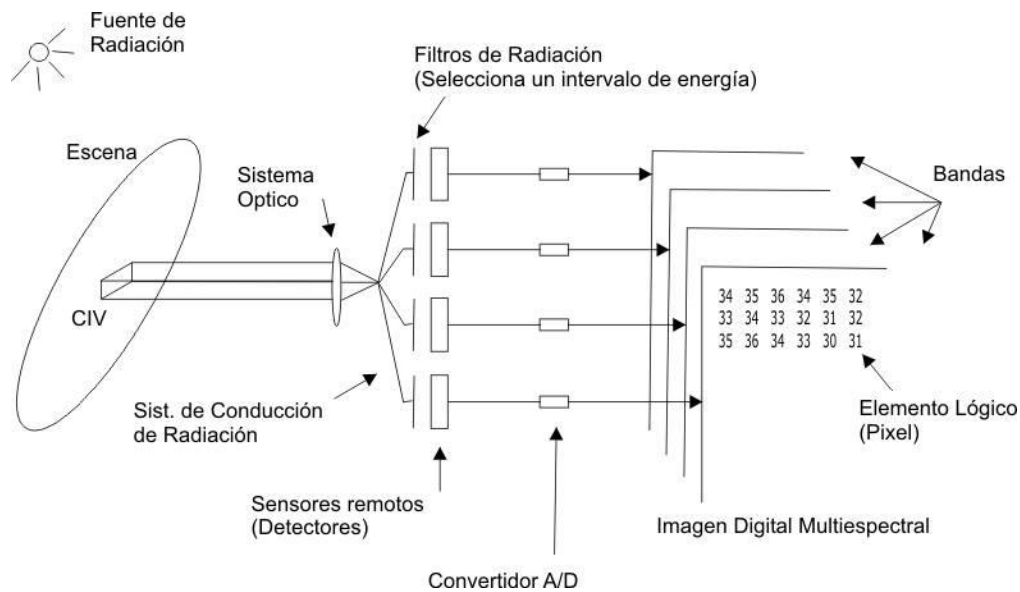


Figura 2.1. Generación de una imagen digital multispectral a partir de una escena dada [3].

En arreglos donde se emplean rayos X o haces de neutrones, la radiación puede atravesar la escena bajo estudio; en realidad, estas situaciones serían casos particulares del esquema mencionado.

La radiación emitida por la fuente se hace interaccionar con un elemento físico de la escena llamado campo instantáneo de vista (*CIV*). El *CIV* es una subárea o subregión de una escena que se encuentra formando parte del sistema físico; el resultado de la interacción de la radiación con este elemento físico es también radiación, cuya energía o longitud de onda no necesariamente es igual a la que incide originalmente. De acuerdo con la geometría particular fuente-*CIV*-detector, una parte de la radiación emitida, reflejada o transmitida por el *CIV* es captada, sobre un cierto ángulo sólido (Figura 2.2) en una dirección predeterminada, por un arreglo de sensores (detectores) que poseen un subsistema de enfoque y conducción de radiación. Entonces, la radiación es conducida hasta un grupo de detectores, frente a los cuales se encuentra un conjunto de filtros o un espectrorradiómetro, cuya función es seleccionar un conjunto de intervalos de energía $\{\Delta E_1, \Delta E_2, \dots, \Delta E_\gamma\}$ o de longitudes de onda $\{\Delta \lambda_1, \Delta \lambda_2, \dots, \Delta \lambda_\gamma\}$ para los que cada detector está óptimamente diseñado y calibrado. Es posible tener uno o varios detectores para cada intervalo dependiendo de si se mide la radiación de un *CIV* o un grupo de ellos al mismo tiempo. Así por ejemplo, si se tienen γ intervalos de energía y se miden n *CIV* para cada uno de éstos, entonces se requieren de γn detectores para operar el sistema sensor.

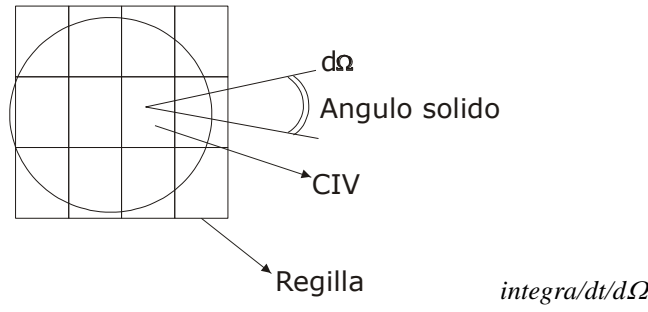


Figura 2.2. Respuesta lineal de un sensor remoto frente a cierta radiación incidente [3].

Para cada intervalo de energía los detectores miden la cantidad de radiación por unidad de ángulo sólido, por unidad de tiempo; las unidades correspondientes en esta medida son típicamente $mW/msterad/s$. La señal de voltaje generada por los detectores, a medida que observan un *CIV* tras otro, se introduce a un convertidor análogo/digital que la cuantiza empleando una escala que usualmente va de 0 a 255, es decir, 256 posibles niveles, si bien otras escalas pueden ser empleadas también. La razón de utilizar 256 niveles es que éste número es almacenable en un *byte* de 8 *bits* de una computadora digital. Por otro lado, esta resolución radiométrica es suficiente para la mayoría de las aplicaciones de las imágenes digitales. Los detectores están calibrados de tal manera que se genera un 255 para el *CIV* más brillante de la escena y un 0 para la más oscura.

Para cada intervalo de energía y para cada *CIV*, y como resultado del proceso de medida de la radiación proveniente de éste, se genera un número cuyo valor se guarda en algún medio de almacenamiento masivo (magnético u óptico), en una posición lógica que va de acuerdo con el lugar relativo que tiene el *CIV* correspondiente en la escena (Figura 2.3). Para cada *CIV* se producen, por tanto, γ números que conjuntamente describen su respuesta espectral, los que, arreglados en forma vectorial, se escriben como: $P_{mn} = \{b_1, b_2, \dots, b_\lambda\}_{mn}$

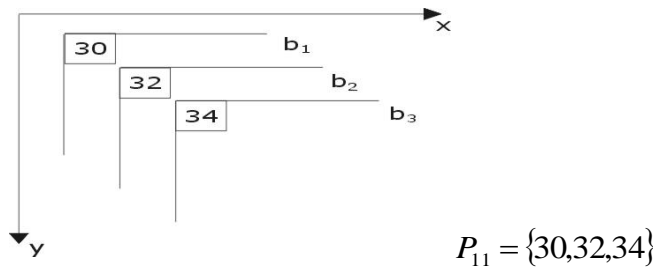


Figura 2.3. Representación vectorial de un pixel para una imagen con tres bandas espectrales.

donde b_i es el valor numérico (entero) obtenido para el intervalo de energía ΔE_i y $0 \leq b_i \leq 2^k - 1$, con $k=8$ en la mayoría de los casos. La colección de estos números, arreglados secuencialmente en cuanto a la energía o longitud de onda de la radiación empleada, forman lo que se conoce como pixel (Picture Element), que es la unidad básica de color programable en un ordenador, el cual es un elemento lógico de la imagen digital. Los índices (m, n) representan las coordenadas (enteras) del pixel en su posición dentro de la imagen digital y

$$b_i \rightarrow \Delta E_i \rightarrow \Delta \lambda_i \quad (2.1)$$

de tal manera que

$$\Delta E_{i+1} > \Delta E_i, \text{ o } \Delta \lambda_{i+1} > \Delta \lambda_i \quad (2.2)$$

si bien un orden decreciente puede ser empleado también. Así entonces, las características espectrales de un *CIV* quedan representadas por el pixel correspondiente, estando implícitamente registrada la posición y tamaño relativo de éste en una relación unívoca.

$$CIV \Leftrightarrow \text{pixel} \quad (2.3)$$

El *CIV* es un elemento físico de la escena y el pixel es un elemento lógico de la imagen digital; este último, como tal, **no tiene dimensión asociada**, por lo que la relación 2.3 es importante para determinar tamaños de los objetos de la imagen. En la relación

$P_{mn} = \{b_1, b_2, \dots, b_\lambda\}_{mn}$ los índices (m, n) tienen los intervalos de variación (Figura 2.4):

$$1 \leq m \leq M \text{ y } 1 \leq n \leq N \quad (2.4)$$

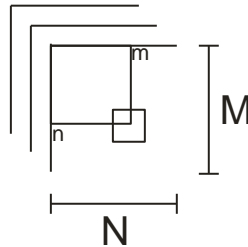


Figura 2.4. Intervalos de variación m y n en una imagen digital.

donde M y N son enteros y representan el número de *CIV* en los cuales se dividió la escena en las direcciones x e y respectivamente.



Lectura de imágenes:

```
imread('archivo.ext');
```

El ; se escribe para no desplegar los valores variable.

Despliegue de imágenes:

```
imshow(variable de almacenamiento de imagen);
```

```
imshow(variable de almacenamiento de imagen, G);
```

```
imshow(variable de almacenamiento de imagen, [low,high]);
```

```
imshow(variable de almacenamiento de imagen, [ ]);
```

```
imshow(variable de almacenamiento de imagen), figure, imshow(variable...);
```

G→No. De niveles de intensidad. low→negros(≤) high→blancos(≥). Si [] está vacío muestra todo el rango dinámico

Escritura de imágenes:

```
imwrite(variable de almacenamiento de imagen,'nombre.ext');  
imwrite(variable de almacenamiento de imagen, 'nombre', 'ext');  
  
para JPEG  
imwrite(variable de almacenamiento de imagen, 'nombre.jpg','quality',q);
```

q valor de compresión (0-100).

Al terminar de medir todos los *CIV* pertinentes a una escena, se obtiene una colección de matrices de números (Figura 2.1), una para cada intervalo de energía empleado. El tamaño de estas matrices es de $M \times N$ y cada una de ellas forma una imagen digital conocida como banda, ya que representa la distribución espacial de valores de radiación provenientes de la escena para una banda o intervalo de energía. El conjunto de estas bandas para una escena dada se conoce como imagen digital multiespectral, puesto que caracteriza la distribución espacial y espectral de la radiación proveniente de aquélla. Hay que puntualizar que, debido a la dimensionalidad espectral de la imagen, se requiere de un espacio de g dimensiones para representar los píxeles que la componen; es decir, la imagen multiespectral forma un campo vectorial donde los píxeles que la componen son vectores de tantos elementos como bandas se hayan generado. Así entonces, el píxel es un elemento digital básico de una imagen multiespectral.

Nota: Sobre más información del uso de estos términos consultar [3].



Tamaño de la imagen:

```
size(variable de almacenamiento de imagen)
```

Datos de la imagen:

```
whos(variable de almacenamiento de imagen)
```

2.2. Definiciones

El **procesamiento digital de imágenes** consiste en hacer el mapeo de una imagen a puntos definidos discretamente, a los cuales se les asigna un par de coordenadas y un valor de intensidad. La alteración de los valores de intensidad por medio de una computadora permite efectuar con gran facilidad operaciones de realce y de análisis de la imagen [4].

Imagen. Una imagen puede ser definida como una función bidimensional $f(x, y)$, donde x e y son las coordenadas espaciales (planas), y la amplitud f en algún par de coordenadas (x, y) es llamada intensidad o nivel de gris de la imagen en ese punto. Cuando x e y , y el valor de amplitud f son todos finitos, cantidades discretas, llamamos a la imagen, imagen digital.

El campo del procesamiento digital se refiere al procesamiento digital de imágenes por medio de una computadora digital. Notamos que una imagen digital está compuesta por un número finito de elementos, cada uno tiene una localidad particular y un valor. Esos elementos

son referidos como elementos de pintura, elementos de imagen, pel y pixel. Pixel es el término más extensamente usado para denotar los elementos de una imagen digital [5].

Definimos como **imagen médica** a la representación puntual en un plano o volumen (representación bidimensional o tridimensional) de la distribución espacial de una o más propiedades físicas o químicas captadas del cuerpo humano.

El **contraste** es definido esencialmente como la diferencia entre el parámetro de la imagen en una región de interés (*ROI*) y éste en un fondo correctamente definido [6]. Si el parámetro de la imagen es expresado en *OD*, el contraste se define como:

$$C_{OD} = f_{OD} - b_{OD} \quad (2.5)$$

Donde f_{OD} representa el primer plano de la región de interés y b_{OD} el fondo de *OD*. La Figura 2.5 ilustra la noción de contraste usando *ROI*'s circulares.

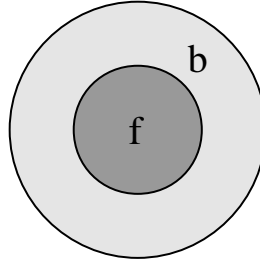


Figura 2.5. Ilustración de la noción de contraste, comparando una región *f* de primer plano con su fondo *b* [6].

Cuando el parámetro de la imagen no ha sido normalizado, el cálculo debe ser normalizado. Por ejemplo, si *f* y *b* representan el promedio de la intensidad de luz emitida o reflejada desde el fondo *ROI* y el fondo, respectivamente, el contraste puede ser definido como:

$$C = \frac{f - b}{f + b} \quad (2.6)$$

o como

$$C_1 = \frac{f - b}{b} \quad (2.7)$$

Debido al uso de una referencia de fondo, las ecuaciones arriba son con frecuencia llamadas “contraste simultaneo”. Debe observarse que el contraste de una región o un objeto no sólo dependen de su misma intensidad, sino también sobre el fondo donde se encuentra ubicado. Además, los cálculos no son simplemente una diferencia, sino un cociente. El sistema de visión humano (*HSV*) posee características de un filtro pasa bandas, las cuáles conducen a respuestas que son proporcionales a las diferencias entre los niveles de iluminación más que a los niveles absolutos de iluminación.

Ejemplo. Los dos cuadrados pequeños internos de la Figura 2.6 tienen el mismo valor de intensidad (130 en la escala de 0 a 255), pero se encuentran en dos regiones de fondo diferentes con valores de 150 para el cuadrado de la izquierda y 50 el de la derecha.



Figura 2.6. Ilustración de los efectos del fondo en la percepción de un objeto (contrastes simultáneos). Los dos cuadrados pequeños internos tienen el mismo nivel de gris 130, pero se encuentran colocados en diferentes niveles de gris de fondo, el de la izquierda con 150 y el de la derecha con 50 [6].

El fondo cuadrado más claro (izquierda) hace que la región cuadrada interior parezca más oscura que el cuadrado interno situado sobre un fondo más oscuro (derecha). Este efecto podría ser explicado por las ecuaciones simultáneas de contraste: el contraste del cuadrado interior de la izquierda, usando la definición de la ecuación 2.7, es:

$$C_i = \frac{130 - 150}{150} = -0.1333$$

Mientras que para el cuadrado interno de la derecha es:

$$C_d = \frac{130 - 50}{50} = 1.6$$

Los valores de C_i y C_d usando la definición en la ecuación 2.6 es, respectivamente -0.0714 y 0.444; el promedio de este resultado es que los valores del contraste están limitados por el rango de $[-1,1]$. El valor negativo del contraste del cuadro interior de la izquierda indica que es más oscuro que el fondo, mientras que esto es lo opuesto para el cuadro de la derecha. (Cubriendo las regiones del fondo y viendo solamente los dos cuadrados internos simultáneamente, serán vistos que los niveles de grises de estos últimos son de hecho iguales).

Diferencias apenas sensibles (just noticeable difference –JND–). El concepto de diferencias apenas sensibles es importante en el análisis del contraste, ya sea visiblemente, y en la calidad de la imagen médica. El JND es determinado como sigue: Para un determinado nivel de gris de fondo b por medio de la ecuación 2.7, el valor de un objeto en un primer plano f se incrementa gradualmente del mismo nivel de b a un nivel cuando el objeto es justamente percibido. El valor $(f - b) / b$ en el nivel de percepción mínimo del objeto es el JND para el nivel de gris del fondo b . El experimento se debe, repetir idealmente muchas veces por el mismo observador, y también repetido para varios observadores. El experimento ha demostrado que el JND es casi constante, en aproximadamente 0.02 o 2%, sobre un amplio rango de intensidades de fondo; esto es conocido como Ley de Weber.

Ejemplo. Las cinco barras de la Figura 2.7 tienen valores de intensidad de (de izquierda a derecha) 155, 175, 195, 215 y 235. Las barras están colocadas con un fondo de nivel de gris de 150.



Figura 2.7. Ilustración de la noción de las diferencias apenas sensibles. Las cinco barras tienen valores de intensidad de (de izquierda a derecha) 155, 175, 195, 215 y 235 y están colocadas con un fondo de nivel de gris de 150. La primera barra es apenas perceptible; el contraste de las barras incrementa de izquierda a derecha [6].

El contraste de la primera barra (más a la izquierda), de acuerdo a la ecuación 2.7, es:

$$C_i = \frac{155 - 150}{150} = 0.033$$

Este valor de contraste es ligeramente grande que el nominal *JND*; y el objeto será apenas perceptible para la mayoría de los observadores. Los valores de contraste de las cuatro restantes barras están más que adecuados para una clara percepción.

Ejemplo. Las calcificaciones aparecen como puntos brillantes en las mamografías. Una calcificación que aparece opuesta a la grasa de un tejido fino de baja densidad puede poseer alto contraste y ser fácilmente visible. En contra posición, una calcificación similar que aparece opuesta a un fondo de un tejido con alta densidad o una calcificación que está presente con un tumor de alta densidad puede poseer bajo contraste y ser difícilmente detectado. La Figura 2.8 muestra una mamografía con varias calcificaciones que aparecen contra diferentes patrones y densidades de un tejido fino. Las varias calcificaciones en esta imagen presentan diferentes niveles de contraste y visibilidad.

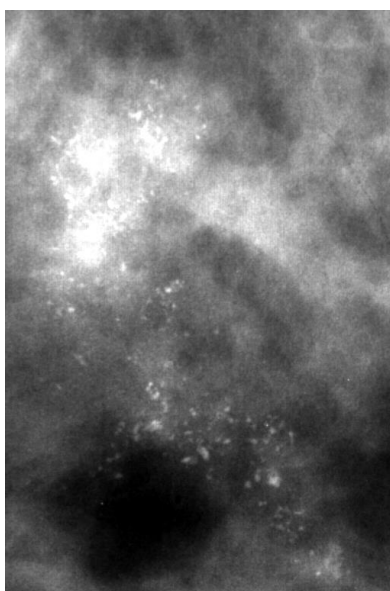


Figura 2.8. Parte de una mamografía con calcificaciones severas asociadas con enfermedades malignas del seno. La densidad del fondo afecta el contraste y visibilidad de las calcificaciones. La imagen tiene un tamaño de 768 X 512 píxeles y una resolución de 62 μm y un ancho de profundidad alrededor de 32 mm [6].

Pequeñas calcificaciones y las masas situadas en medio de un tejido fino del pecho pueden presentar bajo contraste cercano a las *JND* en una mamografía. Tales características presentan significativos desafíos en una situación de investigación del cáncer de pecho. El realce del contraste y visibilidad de cada característica podría ayudar a mejorar la exactitud de la detección temprana del cáncer de pecho.



Valor del pixel (dinámico):

pixval

(columna, fila = nivel de intensidad). Esta instrucción se activa al desplegar la imagen y se activa la instrucción.

Por otra parte, el concepto de **resolución** nos ayuda a caracterizar la imagen desde el punto de vista de su capacidad para discernir detalles. Es frecuente definir resolución espacial como la distancia mínima que la imagen es capaz de resolver o separar, medida en unidades longitud del mundo físico (milímetros o micras en biología, a lo mejor años luz en imágenes astronómicas). Este modo de medir la resolución es el más intuitivo, pero no el único utilizado: según el tipo de imagen se puede expresar la resolución en puntos por pulgada (dpi, “dots per inch”), pares de líneas por centímetro, etc. [7]

Otro parámetro de interés es la denominada **resolución temporal**, que determina la capacidad del sistema para distinguir en el tiempo dos eventos, estando muy relacionado con la velocidad de adquisición de las imágenes.

Últimamente se viene dando en denominar **modalidades de imagen** a las diferentes técnicas de obtención de imagen médica. El elemento básico que define las diferentes modalidades es el tipo de energía utilizada. Como en casi todo proceso de medida, la obtención de imágenes médicas implica irradiar la muestra (el paciente, en este caso) con algún tipo de energía. El carácter de la misma va a definir el contraste de la imagen y también dará nombre a la modalidad correspondiente. Las modalidades fundamentales de imagen médica son: Radiología (radiación electromagnética: rayos X), Ecografía (energía ultrasónica), Medicina Nuclear (radiación electromagnética: radiación gamma) y Resonancia Magnética (radiación electromagnética: ondas de radio). Es interesante resaltar que el tipo de energía utilizada determina el tipo de interacción que se produce en los tejidos biológicos y, por tanto, en qué medida puede ser nociva para el organismo.

Se denominan **radiaciones ionizantes** aquéllas que por su alta energía son capaces de inducir directamente reacciones químicas, a través fundamentalmente de la ionización de diferentes moléculas. Las **radiaciones no ionizantes** se limitan a producir calentamiento que, en principio, no presenta efectos biológicos relevantes si la potencia absorbida o depositada es baja.

Es muy frecuente clasificar las modalidades en **anatómicas** (morfológicas o estructurales ya que estas detallan estructuras, texturas, distribución espacial de niveles de gris) y **funcionales** (función del tejido fino, vasos sanguíneos, función celular, metabolismo). Las primeras se caracterizan por producir imágenes de muy buena resolución, que permiten una representación muy detallada de la anatomía del paciente. Las segundas, en cambio, se caracterizan por aportar información sobre el funcionamiento de los diferentes órganos o sistemas: algún rasgo de su metabolismo, su perfusión sanguínea (administración de un medicamento), su capacidad para acumular ciertas sustancias, etc.

El origen del contraste es lo que distingue esencialmente las modalidades anatómicas de las funcionales; además es frecuente que la resolución de las primeras, como se dijo, sea mucho mejor. La Figura 2.9 ilustra esta diferencia: a la izquierda, vemos un estudio

radiográfico del tórax (a), modalidad morfológica que representa los pulmones con una resolución inferior al milímetro. A la derecha, una gammagrafía pulmonar de perfusión del mismo paciente (b), esta imagen obtenida a través de Medicina Nuclear representa el flujo sanguíneo pulmonar, con una resolución que puede ser de uno o dos centímetros (obsérvese el aspecto “borroso” de la imagen). Sin embargo, en esta última podemos observar la existencia de defectos de perfusión que corresponden a una embolia pulmonar, totalmente invisibles en la radiografía torácica. Esta es la razón del uso de las imágenes funcionales: asumimos su falta de resolución a cambio de la interesante información que proporcionan sobre diferentes aspectos del comportamiento de sistemas biológicos.

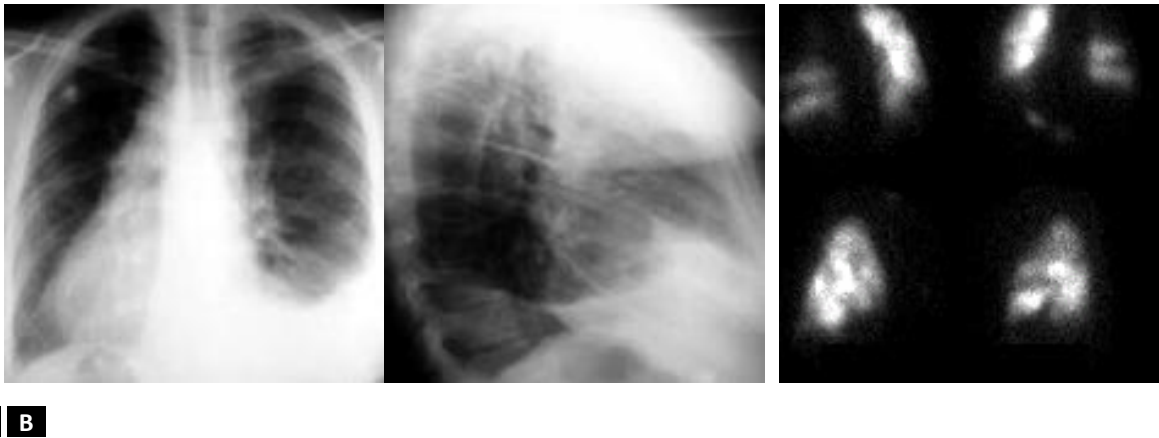


Figura 2.9: **A.** Imagen morfológica: radiografías de tórax, y **B.** Imagen funcional: gammagrafía pulmonar, en la que se aprecia una clara embolia pulmonar, invisible en las radiografías de tórax [7].

Otra característica importante de las imágenes médicas deriva de su capacidad para separar objetos que se hallan a diferentes profundidades. Se llaman **imágenes proyectivas** aquéllas que representan la suma de todas las estructuras del objeto, proyectadas sobre una superficie bidimensional. En cambio, cuando el método de imagen es capaz de separar diferentes planos –“cortar la muestra en rodajas”–, cada uno de los cuales se representa en una imagen bidimensional, se denomina **tomográfico**. La imagen tomográfica crea menos problemas de superposición de objetos, facilitando notablemente su interpretación.

La Tabla 2.1 presenta una clasificación de las modalidades de imagen médica, indicando el tipo de energía utilizada y si la imagen es proyectiva o tomográfica. Los rayos *X* y γ son energía ionizante, todos los demás no.

Tabla 2.1: Clasificación de las modalidades de imagen médica [7].

Modalidad	Técnica de Imagen	Energía	Ionizante	Funcional	Tomográfica
Radiología	Radiología Convencional	Rayos <i>X</i>	Si	No	No
	Radiología Digital	Rayos <i>X</i>	Si	No	No
	Tomografía Computarizada (CT: C omputed T omography)	Rayos <i>X</i>	Si	No	Si
Medicina Nuclear	Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Gamma Único (SPECT: S ingle P hoton E mission C omputer T omography)	Rayos γ	Si	Si	Si
	Tomografía por Emisión de Positrones (PET: P ositron E mission T omography)	Rayos γ	Si	Si	Si
Ecografía	Ecografía	Ultrasonido	No	No	Si

Modalidad	Técnica de Imagen	Energía	Ionizante	Funcional	Tomográfica
Resonancia Magnética	Imagen de Resonancia Magnética (MRI: M agnetic R esonance Imaging)	Ondas de Radio	No	Si	Si
Endoscopía	Endoscopía	Luz	No	No	No