

CAPÍTULO 3.

MAMOGRAFÍA DIGITAL. EL FORMATO LUM.

3.1 LA IMAGEN: CONCEPTOS BÁSICOS.

3.1.1 Definición.

Una imagen es una representación de un objeto, y generalmente, una representación bidimensional de un objeto tridimensional. En medicina el objeto es el cuerpo o una parte del mismo. La exploración física visual no consigue ver más allá de la piel o las cavidades mucosas del organismo. El diagnóstico por imagen abarca las distintas técnicas que permiten obtener imágenes de las partes del organismo que no son accesibles a la inspección visual y comprende radiografías convencionales, ultrasonidos, tomografía computerizada, resonancia magnética, medicina nuclear convencional, tomografía de emisión de fotón único y tomografía de emisión de positrones.

3.1.2 Tipos de imagen médica.

Para obtener una imagen de un objeto es necesario utilizar algún tipo de energía (radiación) que interaccione con el objeto y, posteriormente, pueda ser almacenado en un receptor adecuado. Como consecuencia de la interacción, la radiación transporta información sobre el objeto, obteniéndose así la imagen. Para obtener imágenes de los órganos más profundos se emplean otras ondas o tipos de energía que tienen mayor poder de penetración en los tejidos biológicos. En cualquier caso, se obtiene siempre una representación bidimensional que puede ser la proyección de la región anatómica estudiada en la que aparecen superpuestas estructuras que en realidad están separadas. Dicha superposición puede dificultar la identificación de lesiones por lo que, normalmente, se tienen dos o más proyecciones desde distintos ángulos de cada región observada.

Los tipos de radiación u ondas empleadas para obtener imágenes médicas son de muy diversos tipos e incluyen gran parte del espectro de las ondas electromagnéticas (rayos gamma, rayos X, UV, infrarrojos o radiofrecuencia) y ondas mecánicas (ultrasonidos). Estas ondas pueden proceder el propio paciente, llamadas en este caso *imágenes por emisión*; o de una fuente externa de radiación y se recogen tras haber atravesado el cuerpo, *imagen por transmisión*; o también pueden rebotar en los tejidos y recoger la onda reflejada, *imagen por reflexión*.

En ocasiones la imagen se obtiene directamente en el receptor de radiación (*imagen analógica*), mientras que en otros casos los datos recogidos en el receptor se digitalizan y se modifican con programas informáticos para conseguir la imagen (*imagen digital*). Además, cada vez se emplean más las técnicas de imagen tomográficas. En ellas se obtienen cortes o secciones del cuerpo humano, con lo que se evita la superposición de estructuras aunque obliga a obtener un mayor número de imágenes para examinar una determinada región anatómica de forma completa.

A veces se recurre al postprocesamiento de las imágenes tomográficas utilizando técnicas de proyección o que reconstruyen superficies. Así, se consiguen la angiografía por tomografía computerizada, la angio RM (resonancia magnética), la colangio RM y la urografía RM (técnicas de proyección del píxel de máxima intensidad o MIP), las imágenes sombreadas de las superficies óseas o de las circunvoluciones cerebrales y la endoscopia virtual. Estas bellas imágenes tienen por objeto hacer la interpretación más rápida en relación con el examen de cada una de las imágenes tomográficas, pero no hay que olvidar que toda la información está en los cortes originales y que el postprocesamiento implica pérdidas de información y posibles artefactos.

3.1.3 Parámetros de calidad de imagen.

La finalidad de cualquier técnica de imagen médica es obtener información relevante para el diagnóstico y tratamiento del paciente. Para ello es fundamental la presencia de un profesional especializado en la interpretación o análisis de imágenes médicas. Sin embargo, los pasos previos no son menos importantes. Debe elegirse la modalidad de imagen más indicada, en función de la sospecha clínica, y después hay que programar el estudio con los parámetros técnicos adecuados.

Una imagen médica es *de calidad* si revela claramente los datos útiles para el diagnóstico del paciente. Por tanto, es difícil medir la calidad de un estudio ya que depende de la modalidad diagnóstica y de la sospecha clínica. Sin embargo, hay una serie de características o parámetros objetivos que condicionan la claridad o nitidez de una imagen. Dichos parámetros de calidad se interrelacionan entre si y, en general, dependen de factores técnicos distintos en cada modalidad de imagen diagnóstica.

1. Resolución espacial. Se define como la distancia mínima que debe haber entre dos puntos del objeto para poderlos identificar en la imagen como independientes. En las técnicas de imagen proyeccional sólo se puede medir la resolución espacial en dos ejes ya que no tiene resolución espacial en la dirección del haz de radiación. En las imágenes tomográficas se valora la resolución en los tres ejes del espacio, incluyendo el grosor del corte. El punto de la cadena de imagen que tenga menor resolución será el que condicione la resolución final de la imagen.

En la radiografía *analógica* la resolución será mayor cuanto menor sea el tamaño del foco de la radiación, mayor sea la distancia foco-paciente y menor la distancia paciente-película, menor sea el espesor de las hojas de refuerzo y menor sea el grano de la película. Si se habla de imagen *digital*, mayor será la resolución cuanto mayor sea la matriz o la frecuencia de muestreo del digitalizador.

2. Resolución de contraste. El contraste valora la capacidad de la imagen para revelar diferencias sutiles en la composición de los distintos tejidos del organismo. Como la mayor parte de las imágenes médicas son en blanco y negro, el contraste se suele manifestar en forma de distintas tonalidades de gris. Esto permite identificar las estructuras anatómicas o diferenciar las lesiones del tejido normal.

El contraste tiene su origen en diferentes propiedades de los tejidos dependiendo de la técnica de imagen empleada. Así, en las técnicas que utilizan rayos X el contraste estará en función del coeficiente de atenuación de la radiación de cada tejido.

Clásicamente se definen cinco densidades radiológicas básicas que producen en contraste en las imágenes:

- Aire.
- Agua.
- Grasa
- Calcio.
- Metal.

El contraste de una imagen viene, pues, determinado por el intrínseco de los órganos y tejidos que se van a estudiar. Así, en radiología analógica hay mucho más contraste natural en el tórax que en la mama. También hay factores técnicos que hacen variar el contraste de la imagen, y que se deben ajustar a la zona anatómica que se estudia. Así, en radiología convencional se puede aumentar el contraste si se usa rayos X de baja energía lo que puede ser interesante en mamografías (debido al bajo contraste intrínseco del tejido de la mama).

Mucha mayor libertad en el manejo del contraste ofrecen las imágenes digitales; en ellas es posible variar el contraste y la densidad de la imagen (anchura y nivel de la ventana de visualización) y adecuarlas al área anatómica de interés sin tener que repetir la adquisición de datos.

3. Resolución temporal. Es inversamente proporcional al tiempo de adquisición de la imagen. Al contrario que la resolución espacial o de contraste, no puede ser valorada directamente en una imagen estática, pero una baja resolución temporal puede producir también borrosidad en la imagen debido a movimiento de la parte del cuerpo que se está examinando.

4. Relación señal-ruido. En toda imagen aparecen componentes ajenos al objeto de interés. Se deben a fluctuaciones en la fuente de energía, en el receptor o en los circuitos, o a interferencias, y se conocen como ruido de fondo.

Cuando se interpreta cualquier imagen médica el objetivo es separar los rasgos diagnósticos (señal) de su entorno (ruido). En sentido amplio, se puede considerar como ruido en una imagen cualquier dato presente en la misma que no esté relacionado con el problema en cuestión, ya que la información extraña dificulta la identificación de la señal. Cuanto mayor sea la SNR, más fácil será interpretar la imagen.

La forma más típica de ruido es el *ruido estadístico* o aleatorio producido por variaciones locales en la intensidad de la radiación o en la sensibilidad de los sistemas receptores. El ruido aleatorio (o también llamado ruido blanco) puede crear problemas en determinadas técnicas de imagen cuando se obtienen imágenes de alta resolución espacial de

zonas anatómicas pequeñas, ya que en estos casos la señal recibida es menor.

Otra forma de ruido, no aleatoria, es el *ruido sistemático o estructurado*. Dentro de las causas de este ruido se incluyen a:

- *La radiación dispersa.* Contiene información sobre el paciente, pero al tener los rayos una dirección distinta al haz principal esta información no forma parte de la señal que se recoge para formar la imagen, por lo que se convierte en ruido. Por tanto, tratamos de reducir su efecto mediante rejillas o colimadores.
- *Superposición de estructuras anatómicas en las imágenes.* Pueden también considerarse una forma de ruido. Las técnicas de imagen topográfica sirven para evitar este fenómeno, pero la complejidad del fondo también dificulta la detección de lesiones.
- *Presencia de artefactos.* Un artefacto es una imagen médica que aparece y que no tiene correspondencia real en el organismo estudiado. Las causas de artefactos son múltiples y distintas para cada técnica.

5. Relación entre los distintos parámetros. Lo ideal es disponer de la mayor resolución espacial, temporal y de contraste en una imagen con buena relación señal-ruido y sin artefactos. Sin embargo, esto no es posible porque estos parámetros de imagen están relacionados entre sí, de forma que en cada técnica de imagen si se mejora la calidad en un aspecto suele disminuir en otro. Por lo general, si aumenta la dosis de radiación administrada al paciente, suelen mejorar los parámetros de calidad de la imagen; pero esto, además de que puede entrañar dificultades técnicas va en contra del principio de lograr el diagnóstico con la menor dosis de radiación.

Por otro lado, hay que señalar que las continuas mejoras en los equipos de imagen médica hacen que cada día sea posible obtener imágenes de mayor calidad con dosis de radiación más contenidas. De todas formas, la mayor calidad técnica o estética no siempre conlleva mayor eficacia diagnóstica y los aspectos económicos también deben ser tenidos en cuenta, aunque cuando se analiza objetivamente la calidad de

las imágenes hay pocas dudas de que las preferidas son aquellas que ofrecen mayor resolución.

Los aspectos técnicos con los que fue realizada una imagen son importantes también en su interpretación, por lo que deben registrarse. Asimismo, para evitar errores, es importante marcar en la imagen la proyección o la orientación del plano de corte y el lado derecho e izquierdo del cuerpo.

3.2 LA IMAGEN: DIGITALIZACIÓN.

Todas las técnicas y modalidades radiológicas son analógicas en principio. Así ocurre incluso con las técnicas que se consideran digitales.

En la tomografía computarizada la formación de imagen se inicia a través de un detector de rayos X, que en función de la radiación recibida induce una corriente eléctrica analógica que posteriormente es digitalizada. En el caso de las ecografías, el eco es recibido por un transductor de ultrasonidos que induce, igualmente, una corriente analógica. En cuanto a la resonancia magnética, las diferencias de magnetismo son captadas por una antena receptora. Estas tres modalidades son consideradas técnicas digitales porque la respuesta analógica (la corriente eléctrica) es digitalizada (convertida a valores numéricos discretos) antes de la constitución de la imagen radiológica.

Las técnicas digitales pueden ser aplicadas a las imágenes radiológicas de proyección (radiología convencional y fluoroscopia) y el término radiología digital se aplica normalmente en sentido restrictivo. La imagen de radiografía analógica tiene, entre el nivel máximo de densidad de gris y el nivel mínimo, todas las tonalidades intermedias distribuidas de manera continua, lo que equivale a decir que se puede encontrar cualquier valor de densidad de gris comprendido entre el valor máximo y mínimo contenido en la radiografía.

Los ordenadores sólo pueden emplear información digital, de forma que si se divide la imagen en un número de fragmentos (lo que constituye un muestreo espacial), cada uno de estos fragmentos constituye un píxel. El conjunto de todos los píxeles se denomina matriz. Así, una matriz 2x2 sería el resultado de dividir la imagen en dos filas y en dos columnas. Cada píxel contiene una densidad uniforme, que es su valor de gris, y viene determinado por la medida de las densidades de los elementos que lo componen.

Si la matriz está compuesta por un escaso número de píxeles y éstos son de gran tamaño, no se apreciarán los detalles de la imagen original. A medida que disminuye el tamaño del píxel aumenta el número de ellos y la resolución espacial de la imagen. Cuanto mayor es el número de píxeles, mayor es la necesidad de espacio para almacenamiento y mayor es el tiempo requerido para la presentación de la imagen en pantalla. El número total de píxeles que se requieren, pues, en una imagen está determinado por el tamaño de la imagen y el tamaño de cada píxel.

La resolución de contraste está representada por el conjunto de valores discretos que puede adquirir un píxel. El convertidor analógico-digital (CAD) transforma la densidad continua de grises de la imagen original en un juego de pasos de valores discretos. Todos los niveles de gris con valor similar a uno de estos pasos son transformados exactamente al valor de gris de paso. Es posible utilizar pocos o muchos pasos entre el blanco y el negro. El número de pasos o la escala de grises está determinada por 2^n , donde n es el número de bits (también se conoce con el nombre de profundidad de bits). La diferencia de densidad entre los distintos valores de gris es lo que se denomina resolución de contraste.

3.2.1 Desventajas de la imagen digital.

1. La radiología digital tiene una limitada resolución espacial. El tamaño de píxel varía en la mayoría de los sistemas entre 0.1 y 0.2 milímetros, lo que permite una resolución de 3-5 pares de línea/mm, que tiene que ser comparada con las 5-10 pares de línea/mm obtenidas con las películas de alta resolución. No obstante, esta diferencia afecta poco a la precisión diagnóstica.
2. Artefactos en las zonas de cambio brusco de contraste, lo que se denomina *efecto de halo*.

La posibilidad de que los ordenadores manipulen las imágenes radiológicas permite integrar información constituida por las imágenes dentro de un sistema informático. La parcela de la informática que se dedica a este aspecto se denomina PACS (del inglés, Picture Archiving and Communication System) y sus ventajas son proporcionar un archivo económico con rápida presentación de las imágenes adquiridas en múltiples modalidades de modo simultáneo desde múltiples lugares.

3.2.2 Ventajas de la imagen digital.

1. Amplio intervalo de exposición. Idealmente, cualquier receptor debería tener una respuesta lineal a la exposición de los rayos X extendiéndose al menos cuatro órdenes de magnitud, pero las películas convencionales tienen una curva característica (relación entre la densidad de la película y el logaritmo de la exposición) en forma de sigma, cuya pendiente sólo puede cubrir dos órdenes de magnitud. En cambio, la imagen digital es

casi como un modelo ideal, ya que cubre cuatro o cinco órdenes de magnitud. Este amplio intervalo de exposición permite emplear dosis bajas sin cambio de la información. En la práctica clínica se ha demostrado que puede disminuirse la dosis de radiación entre un 50% y un 70% sin pérdida de información.

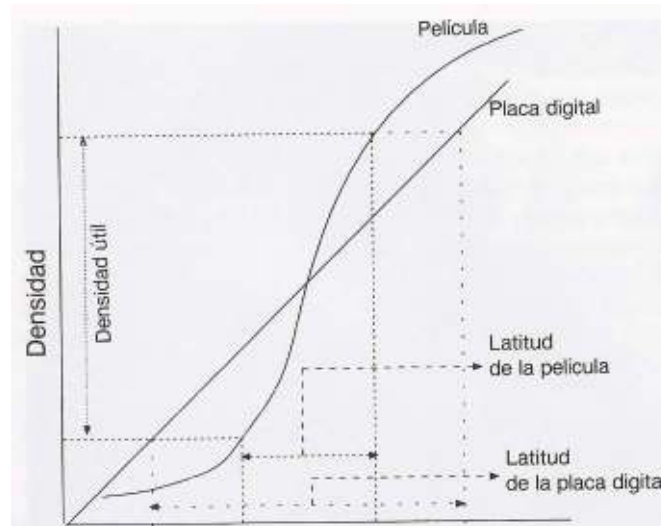


Figura 3.1. Curva de una película convencional en relación con la placa digital.

2. La imagen digital puede ser manipulada por el ordenador, el cual puede realizar operaciones con el fin de mejorar su calidad visual. La operación más simple consiste en sumar un valor constante al brillo de cada celdilla, lo que equivaldría a aumentar el tiempo de exposición, o, lo que es lo mismo, la intensidad de iluminación del objeto. Esta operación puede efectuarse para corregir la subexposición de una película. Por el contrario, la sustracción de un valor constante de brillo de cada celdilla podría compensar una sobreexposición.
3. El refuerzo de una imagen es otro de los procesos punto a punto. Supongamos que todos los valores de brillo de las celdillas de una imagen digitalizada se sitúan dentro de un intervalo muy reducido, como sucede en el caso de ciertas imágenes radiológicas. Un intervalo estrecho de valores digitales significa que la película original no posee contraste adecuado. Restando el valor de brillo mínimo del que corresponde a cada celdilla y multiplicando el resultado en esta sustracción por una constante, se alcanza un conjunto de datos digitales cuya distribución cubre un intervalo mucho mayor que el de los valores originales; en consecuencia, la imagen resultante presenta un contraste mucho mayor que la original. Procediendo de este modo se consigue que

las variaciones muy sutiles del brillo, difícilmente perceptibles en la radiografía original, se hagan más evidentes en la digital.

4. Mejora la gestión del servicio.

- Disminución del tiempo de consulta.
- Mejora rapidez y eficacia al eliminar la distribución en exploraciones.
- Mejora la identificación, lo que evita errores y facilita control evolutivo.
- Permite transmisión de imágenes vía Internet.
- Mejora la custodia de la información radiológica.
- Disminuye el personal dependiente del archivo.

5. Mejora el rendimiento de los equipos. Reduce el número de disparos de los tubos, dado que es prácticamente imposible que se repitan las exploraciones por error en las características técnicas.

6. Abre nuevas posibilidades.

- Facilita la incorporación de programas de inteligencia artificial.
- Permite la superposición de imágenes obtenidas.
- Permite un análisis cuantitativo que resulta imposible en analógica.
- Permite procesamiento posterior de la imagen.

En cuanto al problema concreto de las mamografías, podemos añadir una serie de características ventajosas analizadas desde cualquier punto de vista.

7. Mejora la calidad asistencial. Esto es, para realizar una mamografía digital se puede reducir considerablemente la cantidad de radiación a la que es sometida la paciente (cierto sólo en los casos en los que se la mamografía se realiza sobre mamógrafos digitales, pero no si se digitaliza una mamografía convencional).

8. Se permite el uso de herramientas de diagnóstico de ordenador, como haremos en nuestro proyecto. Se hará posible aplicar técnicas de tratamiento digital de imágenes (negativización, marcación de bordes, ecualización del histograma...), lo cual será aprovechado en la labor médica.

3.3. EL FORMATO LUM.

Nos proponemos aquí hacer una descripción del formato que presentan los ficheros LUM, ficheros que han sido nuestra fuente de información para realizar todo nuestro proyecto. Este formato es generado por el escáner de alta resolución para radiologías *Luminiscan 75*, mediante el cual digitaliza imágenes de 12 bits por píxel. Esto quiere decir que, en principio, tendríamos $2^{12} = 4096$ niveles de gris aunque en la realidad el escáner sólo es capaz de generar 3501 valores diferentes. La **resolución** que presenta el escáner es de 34.87 píxeles/mm².

El *Luminiscan 75* es un digitalizador láser diseñado específicamente para los requerimientos del diagnóstico en tele-radiología, donde prevalece la calidad de la imagen sobre cualquier otro criterio. Posee para este fin una excelente precisión y una densidad de resolución que es función lineal desde 0.03 hasta 3.5 OD (densidad óptica en ese punto), lo cual permite visualizar perfectamente irregularidades difusas.

El formato original correspondiente a la imagen digitalizada se compone de dos partes:

1. **Cabecera**, que almacena la información relativa a la imagen concreta. Tiene una extensión de 2048 bytes estructurados como sigue:
 - Bytes 0-803: uso interno.
 - Bytes 804-805: número de imágenes que almacena el fichero.
 - Bytes 806-807: número de píxeles por fila o, equivalentemente, número de columnas de la imagen (siendo el byte más significativo el primero de ellos).
 - Bytes 808-809: número de filas de la imagen, siendo, al igual que en el caso de las columnas, el byte más significativo el primero de ellos.
 - Bytes 810-811: número de bits con los que se codifica cada píxel (siempre 12).
 - Bytes 812-999: reservado.

- Bytes 1000-1001: resolución en ppp.
 - Bytes 1002-2047: sin uso.
2. **Datos**, que son los valores de los niveles de gris de todos los píxeles que forman la imagen. Empiezan en el byte 2048 y utiliza dos bytes por píxel, 12 bits de información y los 4 más significativos a cero.