

TEMA 14
LA IMAGEN DIGITAL
Miguel Alcaraz Baños

Objetivos:

1. Describir las semejanzas existentes entre el ordenador doméstico y el ordenador utilizado en radiología digital.
2. Enumerar las ventajas que aporta el procesado informático de la imagen digital sobre la imagen analógica convencional
3. Exponer diferentes formas de obtener una imagen radiológica digital.

TEMA 14

LA IMAGEN DIGITAL

Miguel Alcaraz Baños

14.1. EL ORDENADOR

El término de Ordenador se utiliza para describir cualquier dispositivo digital electrónico con fines genéricos provisto de una programación incorporada. Debe ser capaz de resolver problemas específicos mediante la utilización de programas de comunicación y cálculo con lo que se le pueden introducir datos e instrucciones que pueden mantenerse y relacionarse en su memoria. Destaca su capacidad digital por la que se pretende describir que la manera de tratar los datos y la presentación en pantalla es controlada por medio de procesadores binarios.

Un ordenador se compone básicamente de dos partes : el hardware y el software. El hardware es el equipo en sí mismo, compuesto de aparatos, equipos e instrumentos. El software son los programas informáticos lógicos que comunican al equipo lo que tienen que hacer y cómo tienen que hacerlo.

Los principales de elementos del **hardware** son :

1. La unidad Central de procesamiento (CPU) en donde se encuentran:
 - 1a. la unidad de control interna.
 - 1b. la unidad aritmética para cálculos matemáticos.
 - 1c. la unidad de memoria.
2. Dispositivos de entrada y salida para comunicarse con el ordenador y enviar instrucciones y datos a la CPU del ordenador:
 - 2a. Teclado
 - 2b. Ratón.
3. Terminal de visualización o monitor.
4. Periféricos: cada vez más numerosos
 - 4a. Impresora
 - 4b. Scanner
 - 4c. Cámaras fotográficas
 - 4d. Cámaras de video y webcam.
 - 4e. MODEM o tarjeta de red.
 - 4f. Dispositivos de almacenamiento de datos: CD-Rom, DVD, discos ópticos, discos duros externos...r

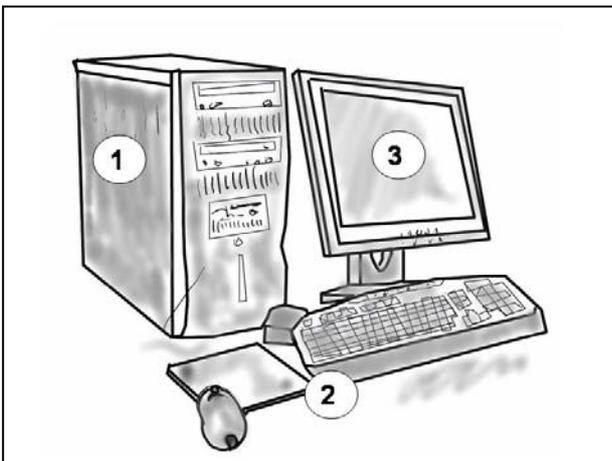


Fig.14.1. Ordenador: hardware básico

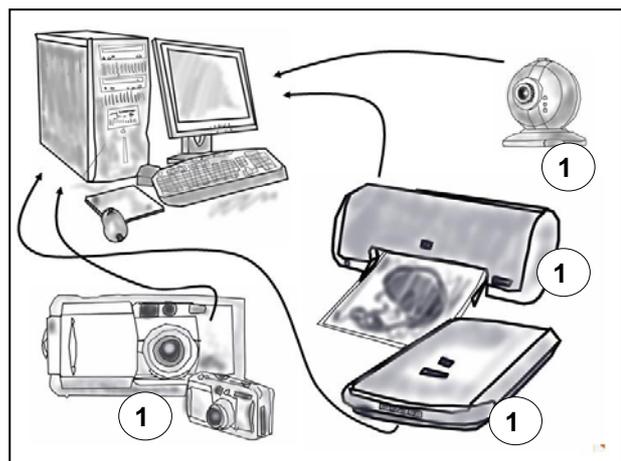


Fig.14.2.: Periféricos básicos que se adaptan al ordenador

Los constituyentes básicos del **software** son los bits. En el lenguaje informático, todo dígito binario elemental viene representado por un 0 o un 1, y se denomina bit; constituyendo la forma de comunicarse con los equipos. Esta comunicación da lugar a dos tipos diferentes de software: el **sistema operativo y los programas de aplicación**. El sistema operativo está formado por el conjunto de instrucciones que permite organizar los datos contenidos en un ordenador; los programas de aplicación, con aplicaciones específicas que permiten al ordenador ejecutar tareas definidas.

En radiodiagnóstico la incorporación del ordenador a la obtención de la imagen radiológica ha supuesto una enorme revolución. Poco a poco, conforme los ordenadores se han ido haciendo más potentes y más económicos la radiología ha ido aumentando su utilización en todos los terrenos y en todos los ámbitos. Las exploraciones más sofisticadas comenzaron con la incorporación de la informática y del ordenador en dichas técnicas, primero en la Tomografía Computarizada y posteriormente en la Resonancia Magnética. Rápidamente se incorporó al proceso la Ecografía Digital y la Radiología Vasculare Intervencionista; y en estos momentos prácticamente se esta incorporando toda la radiología, antes denominada convencional, y que ahora emplea el epígrafe de "radiología digital". De hecho, nuevas aplicaciones van a surgir basándose en esta forma "digital" de utilizar las radiaciones ionizantes, como es la Densitometría dual fotónica o densitometría ósea.

14.2. LA IMAGEN RADIOLÓGICA DIGITAL

La imagen obtenida en los procesos digitales de rayos X difiere de la manejada en radiología convencional. En las técnicas convencionales los rayos X forman una imagen directamente en el receptor; en cambio, cuando se utilizan técnicas digitales los rayos X definen una imagen electrónica en el detector de radiación que es manipulada posteriormente por un ordenador, almacenada temporalmente en memoria y presentada en una matriz de intensidades, donde cada punto de la matriz posee un rango dinámico y cuantificable de valores.

La radiología convencional, a pesar de sus magnificas prestaciones, presenta diferentes limitaciones que han propiciado la entrada de las técnicas digitales en la obtención y la manipulación de las imágenes radiológicas. Las películas en radiología convencional deben ser reveladas lo que supone un retraso diagnóstico que puede ser un problema en diferentes técnicas vasculares y de sustracción de imágenes. Además, una vez obtenida la imagen es difícil de mejorarla y debe ser archivada y almacenada por procedimientos manuales o mecánicos. Por último, ocupa un espacio físico que individualmente puede no ser demasiado importante, pero en su conjunto y con el paso de los años de trabajo resulta demasiado grande. Estas limitaciones pueden resolverse mediante la informática ya que estas nuevas técnicas se basan en la transformación de estas imágenes analógicas convencionales en imágenes digitales que permitirá procesar los datos digitalmente y expresarlos o exponerlos de la forma que se considere adecuada o incluso que se asemejen a la imagen convencional.

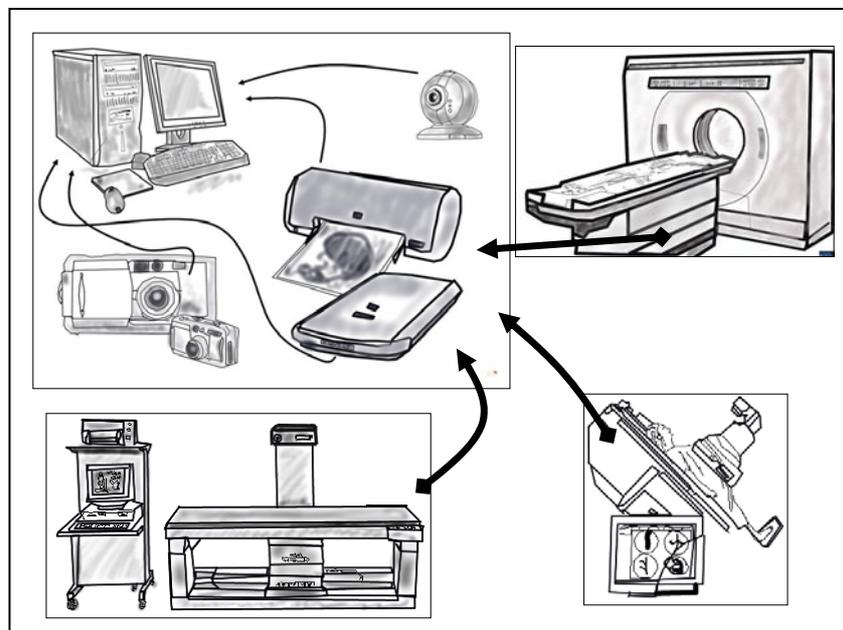


Fig.14.3.: La radiología digital: incorporación de nuevos periféricos.

Para la reconstrucción de las imágenes, tanto la imagen del monitor como la del paciente se divide en cuadrículas, utilizándose para ello un sistema de abscisas y ordenadas. Cuanto mayor sea el número de éstas, tendremos una imagen dividida en mayor número de cuadrículas. Al conjunto de todas estas cuadrículas se le denomina MATRIZ. Matriz, por tanto, es la imagen general formada por todo el conjunto de cuadrículas que compone la imagen. En un principio, en Tomografía Computarizada se

comenzó, con el formato original que utilizó Hounsfield, con matrices de 80 cuadrículas por 80 cuadrículas (80 x 80), y actualmente se trabaja con matrices de 160 x 160 hasta 512 x 512.

Así, para establecer una correspondencia entre el paciente y la imagen radiológica obtenida, es necesario dividir a ambos, de una forma proporcional en cuadrículas. El conjunto de todas las cuadrículas en el monitor de televisión del TC se denomina Matriz (Fig.14.4). Por ejemplo, con una matriz de 160, existirán $160 \times 160 = 25.600$ cuadrículas o elementos cuadrados. Con una matriz de 512, el número de elementos será de 262.144 ($512 \times 512 = 262.144$). Con todo ello se consigue construir una imagen radiológica a partir de una gran cantidad de pequeños cuadraditos.

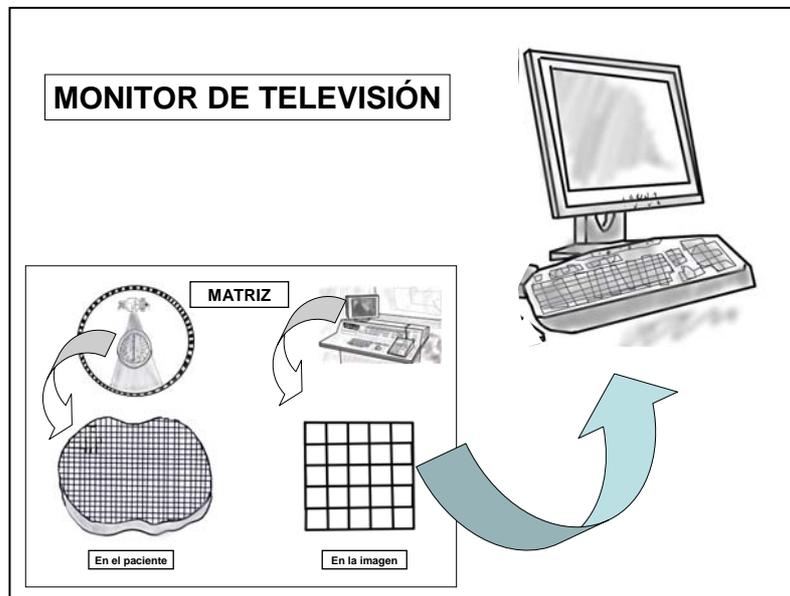


Fig.14.4. La matriz y el monitor de televisión.

Cada uno de estos pequeños cuadraditos o elementos que componen la Matriz, reciben el nombre de PIXEL (PICTURE ELEMENT): es decir, elemento de representación o de dibujo, siendo su tamaño para todos igual, y proporcional al número de matriz empleado (Fig. 14.5). Es decir, cada imagen radiológica de un paciente visualizada en el monitor, en su conjunto constituye la matriz, y a su vez esta formada por pequeños trocitos de la imagen. Cada uno de esos trocitos es un pixel, y cada pixel corresponde a una porción del paciente al que se le ha realizado la imagen radiológica.

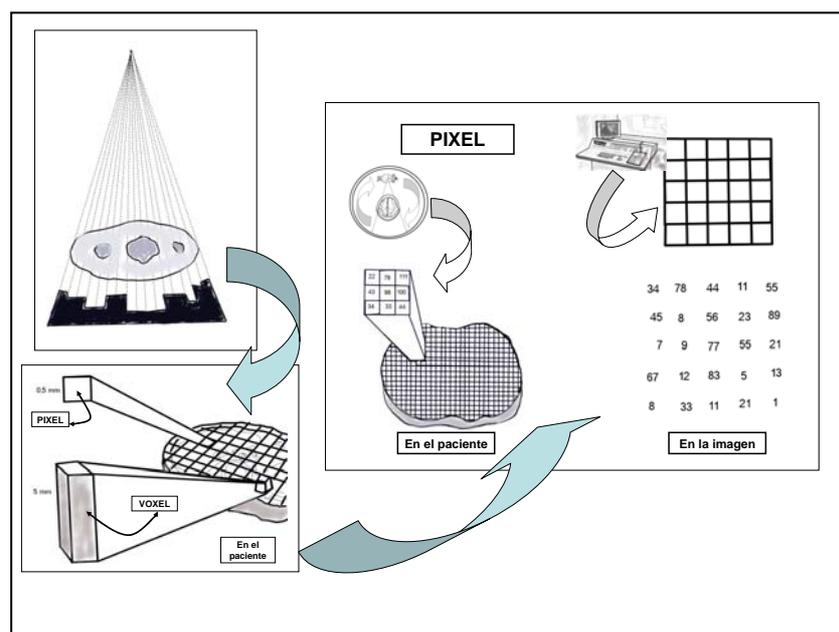


Fig.14.5. El tratamiento de la imagen: la matriz.

Cada uno de esos cuadraditos o Píxeles en los que se divide la matriz va a tener un número cuantificando la cantidad de radiación que ha recibido. El ordenador, con sus aplicaciones específicas podrá componer la imagen radiológica para presentarlas en la pantalla del monitor de forma similar a las densidades de grises obtenidas en la radiología convencional.

El procesado informático de la imagen digitalizada ofrece una serie de ventajas evidentes sobre la imagen analógica que se podrían resumir en las siguientes:

1. Formación directa de imagen en las exploraciones que procesan de forma numérica la señal. De tal forma que en algunos estudios como la tomografía computarizada y la resonancia magnética, la única imagen de que se dispone es precisamente la imagen digitalizada.

2. Permite el tratamiento de la imagen con procedimientos matemáticos, de incorporación de filtros, suavizamiento o resalte de bordes, así como procedimientos de presentación como zoom para acercamiento de una zona, cambios en amplitud y altura de ventanas, brillos y contrastes o procedimientos de imagen en color, todo ello realizado después de obtenida la imagen del paciente.

3. Permite la reconstrucción y recomposición de las imágenes e incluso su presentación en tres dimensiones.

4. Puede analizarse el contenido numérico de la imagen si se realizan mediciones de distancias, áreas, densidades o la elaboración de histogramas. De la misma manera, al permitir la cuantificación del valor de densidad en cada pixel pueden calcularse las diferencias de densidad radiológica de los tejidos atravesados. Entre otras cosas, esta posibilidad constituye la base de la densitometría ósea.

5. Se facilita el traslado de la información que puede hacerse literalmente a la velocidad de la luz y que con la generalización de Internet permite de manera cómoda, barata y accesible acceder de forma inmediata a imágenes en cualquier lugar del mundo.

6. Se mejoran las posibilidades de almacenamiento que se hacen en archivos informatizados incluidos en discos ópticos u otros medios de almacenamiento masivo de datos. La reproducción de la imagen se puede hacer en cualquier momento que interese y es de idéntica calidad que la original.

7. El abaratamiento de los ordenadores con su cada vez mayor capacidad de proceso y almacenamiento, la progresiva mejora de los programas de tratamiento de imagen cada vez más fácil de usar y la incorporación de la informática en todos los ámbitos son razones que permiten predecir que en unos años todas las imágenes de uso médico serán digitales.

14.3. RADIOGRAFÍA DIGITAL.

Consiste en disponer de la imagen radiográfica clásica o convencional pero transformada en una sucesión de números que constituyen la matriz numérica de la información de la imagen radiográfica. Para conseguirlo existen diferentes procedimientos:

1.- Un procedimiento sencillo para digitalizar la imagen radiológica consiste en la lectura secuencial punto a punto de la imagen radiográfica pasando un haz de láser por cada cuadrado de la matriz en que dividimos la radiografía, detectando su oscurecimiento y guardándolo en el ordenador. Este procedimiento tiene el inconveniente de que precisa primero de la imagen convencional, película con todas sus limitaciones y por muy sofisticado que sea el digitalizador nunca podrá sacar más información de la que en realidad contiene la película. La única ventaja es que permite digitalizar nuestras imágenes de archivo tomadas en película convencional obtenidas durante todos los años de trabajo anteriores.

Parecido al anterior y también un procedimiento indirecto es el que digitaliza la imagen de una película radiográfica colocándola en un negatoscopio y tomándola con una cámara digital de fotografía. A los inconvenientes del procedimiento anterior hay que añadir el de la pérdida de información por la falta de resolución de este sistema que es mucho mayor que con un digitalizador de láser.

2.- El sistema más utilizado en la actualidad y que supone la base de la angiografía digital es la digitalización de la imagen a partir de un intensificador de imagen. Existen procedimientos electrónicos capaces de transformar la señal que un intensificador de imágenes transmite al monitor de televisión en una matriz numérica de datos. La imagen de la televisión ya está dividida en líneas, por lo que su transformación en matriz numérica es mucho más sencilla. Su único inconveniente es que las imágenes del intensificador no tienen la resolución de una imagen radiográfica convencional.

3.- La verdadera radiología digital es la que sustituye la película actual por una imagen comparable en calidad pero formada por esa secuencia de números que suponen la información digitalizada de la imagen radiológica. Se puede conseguir de dos maneras que compiten en el mercado radiológico:

3.1. Radiología digital directa:

Consiste en sustituir película y chasis convencional por un sistema detector constituido por una matriz de elementos detectores independientes, cada uno de ellos con un tamaño inferior a 139 x 139 mm y que componen un panel que puede ser de 35 x 42 cm (el mismo tamaño que una película radiográfica grande). El panel puede precisar 2.560 x 3.072 detectores que están formados por un elemento conductor sobre el que se monta un transistor de capa fina (TFT o thin-film transistor). Más arriba se deposita una capa de selenio amorfo de 500 pm de espesor y, sobre ella una capa de material aislante y, por fin, otro conductor. La función del selenio amorfo es convertir los rayos X absorbidos en pares de electrones libres cuyo número es proporcional a la cantidad de rayos X absorbidos. Al aplicar una diferencia de potencial entre los dos conductores, los electrones van al transistor y producen una corriente que puede ser cuantificada con un sistema electrónico parecido a las cámaras CCD de fotografía digital o vídeo.

A pesar de su apariencia, no existe nada parecido a un chasis radiográfico, sino que el sistema detector está incluido en la propia mesa de exploración. Las radiografías son todas del mismo tamaño y, aunque se debe colimar el haz de radiación para la protección del paciente, será después en el ordenador cuando se recortará y se seleccionará el tamaño de la imagen adecuada para archivar.

3.2. Radiología digital por luminiscencia (RDL) o por láminas de fósforos fotoestimulables.

En este caso el sistema de radiografía digital por luminiscencia consta de: la hoja de memoria (lámina fosforescente), un lector de imagen láser, un procesador de imagen y un grabador láser adosados a una consola de trabajo.

Las hojas de memoria o **láminas luminiscentes** son reutilizables y constituyen un sensor de imagen cuya estructura es similar a la de una hoja o lámina de refuerzo. Sobre una lámina de plástico se extiende una capa de diminutos cristales fotoestimulables de fluorobromuro de europio, y sobre ella se coloca otra capa de plástico de protección. La radiación que ya ha atravesado al paciente no se convierte en luz al llegar a la hoja luminiscente (como ocurría en la hoja de refuerzo), de refuerzo sino que esa energía se cede a los electrones de los cristales de fluorobromuro de europio haciéndolos pasar a una banda de valencia en donde quedan atrapados. Una propiedad de los halogenuros de bario impide que los electrones vuelvan a su estado inicial de menor energía por sí mismos. Estos cristales tienen la capacidad de almacenar esa energía depositada por los rayos X en las denominadas trampas de electrones (algo que recuerda a lo descrito con los dosímetros personales de termoluminiscencia).

Así, la imagen radiológica permanece latente, almacenada en la hoja de memoria donde permanece sin modificación algún tiempo. Sin embargo, con el paso del tiempo la información almacenada en las hojas de memoria se va perdiendo, de tal forma que a las 24 horas de realizada la exposición sólo permanece un 30% de la información inicial. Las hojas de memoria son del tamaño similar a los chasis utilizados en los equipos convencionales de rayos X.

El lector de imagen específico lee la imagen latente de la hoja de memoria mediante una exploración puntiforme realizada mediante un rayo láser. Al incidir la luz láser sobre la hoja, los electrones atrapados van volviendo a su posición energética anterior más estable y, al hacerlo, emiten tanta mayor cantidad de luz azul como fotones de rayos X habían recibido, y se convierte en una señal eléctrica que será posteriormente digitalizada por un conversor analógico-digital y transmitida al procesador de imagen para su tratamiento posterior. Así pues, las líneas leídas en la unidad láser representan los datos originales de la imagen o primarios, crudos o vírgenes. Estos se envían a un ordenador para su procesamiento posterior para ser convertidos en la imagen que será reproducida en películas específicas. Una vez leídos y procesados los datos de la hoja de memoria se exponen a luz ultravioleta con lo que se consigue "borrar" los datos previos y permitir su reutilización en una nueva exploración.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA.

DELGADO, M.T.; MARTINEZ MORILLO, M. y OTÓN C (2001).- *Manual de Radiología Clínica*, Harcourt, Madrid.

PIZZUTIELLO, R.J. y CULLINAN, J.E. (1999).- *Introducción a la Imagen radiográfica Médica". División Diagnóstico por Imagen*, Kodak, Valencia

GARATE ROJAS, M (1988).- *Fundamentos de la Técnica radiológica*. Agfa-Gevaert-Ancora ediciones médicas, Barcelona

BUSHONG, S. (1998).- **Manual de radiología para técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica** (6ªed.). Harcourt & Brace, Madrid.

GONZÁLEZ RICO, J., DELABAT, R, y MUÑOZ, C.(1996). **Tecnología Radiológica**. Paraninfo, Madrid

BUSHONG, S. (1998).- **Manual de radiología para técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica** (6ªed.). Harcourt & Brace, Madrid .

HOFER,M (2001).- **Manual práctico de TC. Introducción a la TC**. (3ªed). Médica Panamericana, Madrid.