

IMÁGENES MÉDICAS

“Una imagen vale más que mil palabras”.¹
Dicho popular.

¹Demostración: Supongamos una imagen en 8 tonos de gris diferentes y cuyas dimensiones son 256×128 píxeles (una imagen bastante pequeña). Supongamos, de manera bastante utópica, que no existe redundancia, con lo que la probabilidad de aparición de una determinada imagen A es

$$p(A) = \frac{1}{L^{N \times M}} = \frac{1}{8^{256 \times 128}} \quad (2.1)$$

donde L es el número de niveles de gris, y $N \times M$ es el tamaño de la imagen en píxeles. Por tanto dicha imagen aportaría la siguiente información:

$$I(A) = \log_2(8^{32768}) = 98\,304 \text{ bits} \quad (2.2)$$

Ahora supongamos a un locutor que, en contra de la ley de Zipf, posee un rico vocabulario de 10.000 palabras que es capaz de combinar para formar frases de cierta longitud donde la repetición y el orden de las palabras siempre altera el significado, suponiendo una vez más la ausencia de redundancia. Una frase F de n palabras con las características anteriores tiene una probabilidad de aparición de:

$$p(F) = \frac{1}{10000^n} \quad (2.3)$$

Y una vez más, la información aportada es:

$$I(F) = \log_2(10000^n) = 13,28 n \text{ bits} \quad (2.4)$$

Para que la frase aporte la misma información que la imagen descrita, su longitud n deberá ser de:

$$n = \frac{98304}{13,28} = 7398 \text{ palabras} \quad (2.5)$$

Con lo que claramente queda demostrado que una imagen vale más que mil palabras.

En este capítulo introducimos los conceptos más importantes relacionados con las imágenes médicas más utilizadas en la práctica clínica diaria. De entre todas ellas, ofrecemos un papel diferenciado en la taxonomía realizada a la imagen CT, por ser la imagen utilizada principalmente en el software de planificación quirúrgica VirSSPA y, además, por ser la imagen empleada en los distintos procesos de validación llevados a cabo para la obtención de resultados en este Proyecto Fin de Carrera.

Además, y en relación con los aspectos técnicos de este proyecto, describimos los principios del estándar de imágenes médicas DICOM, por ser éste el más utilizado en la práctica clínica y por incluir características propias de los protocolos de telecomunicación, que le permiten ser un estándar protagonista en los servicios de teleasistencia que se están desarrollando en los últimos años.

2.1. Introducción

La Federación Internacional de Ingeniería Médica y Biológica (IFMBE) define la Ingeniería Biomédica² como la integración de la Física, las Matemáticas y las ciencias experimentales con los principios de la Ingeniería, para el estudio de la Biología, la Medicina y los sistemas sanitarios y para la aplicación de la tecnología en la mejora de la salud y la calidad de vida. Crea conocimiento desde un nivel molecular hasta el nivel de órgano, y desarrolla materiales, destrezas, sistemas, modelos, tecnología y métodos para la evaluación y el diagnóstico, así como para la prevención y el tratamiento de enfermedades y la rehabilitación de las mismas.

De acuerdo con la definición de Ingeniería Biomédica de la IFMBE, el procesado digital de imágenes médicas constituye, por tanto, una de las líneas de generación de conocimiento fundamentales en Medicina, de aplicación directa a la práctica clínica. Los médicos, gracias a los ingentes avances en técnicas de adquisición de imágenes médicas y gracias a las múltiples líneas de aplicación de las imágenes médicas pueden, por un lado, prevenir y diagnosticar distintas patologías y, por otro lado, simular y planificar las intervenciones quirúrgicas sin necesidad de someter al paciente a continuas pruebas invasivas.

Las imágenes médicas se han convertido en un instrumento fundamental de la práctica clínica, gracias a que, en la actualidad, permiten detectar patologías con una precocidad nunca antes conocida [2][3]. Su utilización ya no queda relegada únicamente al ámbito de la Radiología, sino que cada vez es más común utilizar elementos de computación basados en imagen en el proceso previo a la cirugía (como en el caso de VirSSPA, para la planificación quirúrgica) e incluso durante las propias intervenciones quirúrgicas, en las que los facultativos se valen de estas herramientas para tomar decisiones en tiempo real o para tomar imágenes y muestras que posteriormente soportarán el diagnóstico y la terapia recomendada.

Así pues, cualquier estudio basado en imágenes médicas, deberá atender, por igual, los principios físicos y técnicos de los protocolos de adquisición de imágenes, los principios del tratamiento digital de imágenes y los principios médicos de los que precise la aplicación, tanto anatómicos como metabólicos.

²Medical and Biological Engineering integrates physical, mathematical and life sciences with engineering principles for the study of biology, medicine and health systems and for the application of technology to improving health and quality of life. It creates knowledge from the molecular to organ system levels, develop materials, devices, systems, information approaches, technology management and methods for assesment and evaluation of technology, for the prevention, diagnosis and treatment of disease, for health care delivery and for patient care and rehabilitation.



Figura 2.1: Cada vez es más frecuente el uso de técnicas basadas en imagen durante la operación. En esta instantánea, el equipo médico del Hospital Boston's Beath de Israel aplican una técnica nueva basada en principios ópticos para detectar células cancerígenas de forma precoz.

Aquella aplicación que sea capaz de prestar atención a todas estas premisas podrá circunscribirse en el campo de aplicación de la Ingeniería Biomédica. Es por esto que en este capítulo se presta especial atención, aunque de una manera somera, a los principios físicos, técnicos y médicos de las imágenes médicas, se desarrollan, desde varios puntos de vista, los diferentes tipos de imágenes médicas que en la actualidad utiliza el personal facultativo en la práctica clínica diaria y, por último, una breve descripción del estándar de imágenes médicas DICOM.

2.2. Fundamentos de Imágenes Médicas

Una imagen médica es aquella que procede del conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos, esto es, procedimientos médicos que buscan revelar, diagnosticar o examinar enfermedades, o bien con propósitos científicos médicos, tales como el estudio de la anatomía física y metabólica.

La disciplina médica más relacionada con la imagen médica es la **Radiología**, aunque también podemos destacar otras técnicas que no proceden implícitamente de la Radiología, tales como la endoscopia, la termografía médica, la fotografía médica y la microscopía (e.g. para investigaciones patológicas humanas), así como otras técnicas que, aunque en principio no producen imágenes en el sentido estricto del término, producen mapas de datos que pueden ser vistos como pseudo-imágenes médicas, tales como la electroencefalografía (EEG) o magnetoencefalografía (MEG).

Aunque la imagen más comúnmente utilizada por VirSSPA es la imagen CT (y por eso le dedicamos gran parte de este capítulo), es nuestra intención extrapolar los resultados a las imágenes médicas más utilizadas. A continuación mostramos una amplia clasificación de los distintos tipos de imágenes médicas de los que se sirven los facultativos para el diagnóstico, la planificación de los tratamientos y de las operaciones quirúrgicas o la prevención de las distintas enfermedades.

2.2.1. Radiografía

La **radiografía** es aquella imagen médica que utiliza la radiación electromagnética ionizante de los rayos X para visualizar objetos, en este caso, el cuerpo humano o partes de él [4]. Aunque técnicamente no pertenecen a las técnicas radiográficas, algunas modalidades de imagen médica tales como PET o MRI suelen ser también agrupadas bajo el epígrafe correspondiente a radiografía, debido a que los departamentos de radiología de la mayoría de los hospitales trabajan también con estos tipos de imágenes. Los tratamientos médicos basados en radiaciones electromagnéticas se denominan radioterapia.

El descubrimiento en 1895 de los **rayos X** da lugar al nacimiento de las radiografías, cuyo uso se popularizó de forma temprana dadas sus múltiples aplicaciones, incluso antes de que pudiera constatarse el efecto dañino de las radiaciones ionizantes. Inicialmente, la mayoría de los grupos que trabajaban con rayos X estaban compuestos de físicos, fotógrafos, médicos, enfermeras e ingenieros. La especialidad médica denominada **Radiología** creció simultáneamente.

neamente al avance tecnológico en la adquisición de imágenes derivadas de los rayos X y, posteriormente, y como hemos comentado ya, se nutrieron de otras técnicas no basadas en rayos X y que comentaremos con posterioridad.

La **radiografía de diagnóstico** aún el uso de radiaciones ionizantes y no ionizantes para crear imágenes usadas en el diagnóstico médico. El test predominante es, aún en la actualidad, el test de rayos X (término que describe simultáneamente al test efectuado y a la imagen médica derivada del test). Conocido que el cuerpo humano está formado por tejidos y sustancias de diferente densidad, los rayos X pueden ser usados para revelar la estructura interna del cuerpo en una película al iluminar estas diferencias, haciendo uso del término de **atenuación** o absorción de los fotones que conforman los rayos X al incidir en los tejidos más densos (e.g. tejido óseo).

2.2.1.1. Radiografía Proyectiva

La creación de imágenes a partir de la exposición de un objeto a rayos X u otras radiaciones electromagnéticas de alta energía y la captura de la radiación reflejada de forma latente en una imagen se conoce como **radiografía proyectiva**. Esta radiación reflejada o “sombra” puede ser convertida en luz haciendo uso de una pantalla fluorescente, para lo cual debe estar soportada en una película fotográfica. Puede ser capturada también por una pantalla fosfórica para ser leída posteriormente por un láser CR. Por último, puede activar directamente una matriz de detectores (estado sólido). Este tipo de imagen médica suele utilizarse para todo lo relativo al tejido óseo. La relación coste de investigación - nivel de diagnóstico es bastante pequeña.

Las radiografías proyectivas utilizan rayos X en distintas proporciones e intensidades en función de la parte del cuerpo que vaya a ser representada:

- Los **tejidos duros**, tales como el tejido óseo, requieren una fuente de energía fotónica relativamente elevada. Usualmente, para generar la radiación, se utiliza un ánodo de wolframio (tungsteno) alimentado con una alta diferencia de potencial (50 – 150 KVp) en una máquina trifásica de alta frecuencia. Los tejidos más densos absorben los rayos X, de manera que la película fotográfica queda inexpuesta en la zona correspondiente a los mismos. En cambio, en las zonas correspondientes a tejidos blandos, que no son capaces de absorber tal cantidad de rayos X, la película fotográfica queda totalmente expuesta a la radiación y por tanto adquiere el color negro. Esta configuración suele utilizarse para diagnosticar fracturas óseas, objetos ingeridos de forma indeseada, y para patologías tales como la osteoartritis, osteomielitis, cáncer de

huesos, escoliosis, acondroplasia y problemas de crecimiento.

- Los **tejidos blandos** utilizan la misma instrumentación descrita en el apartado anterior, pero con una configuración más suave en cuanto a la energía del emisor. En esta denominación están incluidas las imágenes correspondientes a los pulmones, el corazón, los intestinos, los globos oculares, los tejidos blandos del cuello, así como los tejidos blandos del interior de los huesos para diagnosticar diferentes traumas ocultos.
- La **radiografía dental** usa una dosis menos de radiación electromagnética con alta penetración para visualizar los dientes, que son relativamente densos. Suelen utilizarse máquinas monofásicas de radiación DC.
- La **mamografía** es la radiografía proyectiva correspondiente a las mamas y otros tejidos blandos. Su uso fundamental es el diagnóstico del cáncer de mama, aunque puede tener otros usos, tales como la localización de tejidos sospechosos antes de realizar una biopsia. Se utiliza normalmente un ánodo de molibdeno con una diferencia de potencial de 30 KV, lo que proporciona un rango de energías que va desde los 15 hasta los 30 KeV.



Figura 2.2: Radiografía Proyectiva, en distintas vistas, del codo de un paciente.

Cuando, con las configuraciones anteriores, el facultativo no es capaz de observar aquellos elementos que le interesan para el diagnóstico, se puede hacer uso de otras modalidades que desarrollamos a continuación.

2.2.1.2. Fluoroscopia, angiografía y fluoroscopia gastro-intestinal

Fluoroscopia es un término creado por Thomas Edison en sus primeros estudios sobre rayos X. El nombre se refiere a la fluorescencia observada al bombardear con rayos X un plato incandescente.

Esta técnica proporciona una proyección de radiografías de baja calidad en movimiento. La fluoroscopia se utiliza para observar el movimiento de los tejidos del cuerpo humano o bien de agentes de contraste, así como para guiar al personal facultativo en sus intervenciones quirúrgicas, tales como la angioplastia, la inserción de un marcapasos o las operaciones de trasplante. Algunas de estas intervenciones se ayudan de la fluoroscopia en el momento de la operación, haciendo uso de una máquina de fluoroscopia denominada **C-arm** que puede moverse alrededor de la mesa de operaciones y tomar imágenes digitales para uso del cirujano.

La **angiografía** es la imagen médica que utiliza la fluoroscopia en el sistema cardiovascular. Se inyecta un contraste basado en yodo en el flujo sanguíneo para poder observar éste a su través. Dado que la sangre y los vasos sanguíneos no son lo suficientemente densos, se utiliza el contraste anteriormente citado, de alta densidad, para que los rayos X incidan en él y permita que el facultativo observe con nitidez los vasos sanguíneos. La angiografía se utiliza para detectar aneurismas, trombosis, derrames, ramificaciones peligrosas, cateterismos, etc..

La fluoroscopia puede ser usada para examinar el aparato digestivo haciendo uso de una sustancia opaca a los rayos X (normalmente sulfato de bario) que se introduce en el sistema digestivo por ingesta o a través de un enema. Se utiliza una técnica de doble contraste, positivo y negativo, en la que el sulfato de bario actúa como contraste positivo e ilumina las paredes del tubo digestivo en la imagen resultante, y el aire insuflado actúa como contraste negativo y aparece en negro en la imagen resultante.



Figura 2.3: Máquina fluoroscópica.

2.2.1.3. DEXA

La densitometría ósea o **DEXA** (*Dual Energy X-ray Absorptiometry*) es la prueba más común para detectar la osteoporosis. No está basada en radiografía proyectiva, ya que en esta prueba existen dos haces estrechos de rayos X que recorren el cuerpo del paciente, situados de forma que el ángulo formado por ambos es rectángulo. En la imagen queda registrada, de alguna manera, la densidad del hueso registrado, y por tanto la cantidad de calcio que éste posee. A esta cantidad se le asigna un valor que determina si el paciente sufre osteoporosis o no. La radiación proporcionada por el test DEXA es mucho menor que la de una radiografía proyectiva convencional.

2.2.2. Tomografía

2.2.2.1. Tomografía Axial Computerizada (CT)

La imagen conocida como **TAC** o Tomografía Axial Computerizada (del inglés, *Computed Tomography*) fue creada por Godfrey Hounsfield en 1972 por lo que, conjuntamente con Allan Cormack, quien había desarrollado algunos trabajos previos en la matemática de la técnica, fue galardonado con el Premio Nobel de Medicina en 1979 [4][5]. La imagen CT permite la adquisición de imágenes bidimensionales basadas en rayos X correspondientes a delgados cortes axiales a lo largo del cuerpo del paciente (ver imagen

2.4). A partir de múltiples cortes axiales consecutivos se puede realizar una reconstrucción fidedigna del volumen correspondiente al área radiada. Las imágenes CT son capaces de mostrar de forma contrastada distintos tejidos blandos ya que, a diferencia de lo que ocurría con las radiografías proyectivas, la radiación reflejada en la imagen correspondiente a la radiación incidente en un órgano determinado no solapa con la detectada correspondiente a otro órgano distinto. El principio que subyace en la adquisición de las imágenes CT es que la estructura bidimensional interna de un objeto puede ser reconstruida a partir de una serie de proyecciones unidimensionales del objeto adquiridas desde distintos ángulos. Para poder obtener una imagen de una delgada capa de tejido, el haz de rayos X debe ser confinado para obtener, también, un flujo lo más direccional posible. Los detectores, situados de frente al emisor, recogen el número total de rayos que han atravesado al paciente, produciendo una proyección unidimensional. Las intensidades de señal recogidas responden a la distribución de los coeficientes de atenuación a lo largo del corte axial correspondiente a la distribución bidimensional de tejidos. Entonces, el emisor y el receptor repetirán esta operación tras girar un cierto ángulo. Esta operación será repetida hasta que se haya conseguido un número suficiente de muestras que permita obtener una imagen de alta resolución espacial. La reconstrucción de la imagen requiere de un proceso denominado **retroproyección** que explicaremos posteriormente. Tras la reconstrucción, la imagen CT es un mapa de valores CT, de modo que cada píxel de la misma está dotado con el valor CT correspondiente al tejido radiado en esa localización espacial.

Adquisición de la imagen

Diversos componentes de un sistema CT, tales como la fuente de rayos X, el colimador, y la rejilla antidispersión son similares a los utilizados en las radiografías proyectivas. A lo largo de los últimos treinta años, los sistemas CT han ido evolucionando, alterando el número de emisores y receptores y la configuración del sistemas, tal y como explicamos a continuación.

En los sistemas CT de la **Primera Generación**, el movimiento de la fuente de rayos X y del detector tenía lugar en dos direcciones: lineal y rotacional. Tal y como observamos en la figura 2.5, se producen M pasos de la fuente de rayos X y del detector en la dirección lineal. Tras recoger los datos correspondientes a las radiaciones, tanto la fuente como el detector realizan una rotación de $180/N$ grados, donde N es el número de rotaciones necesarias para completar el escaneado. Por tanto, al finalizar el proceso, tendremos una matriz de dimensiones $M \times N$. La resolución espacial puede aumentarse por tanto aumentando el número de pasos, M y el número de rotaciones, N , hasta una cota proporcionada por la colimación del haz de rayos X.

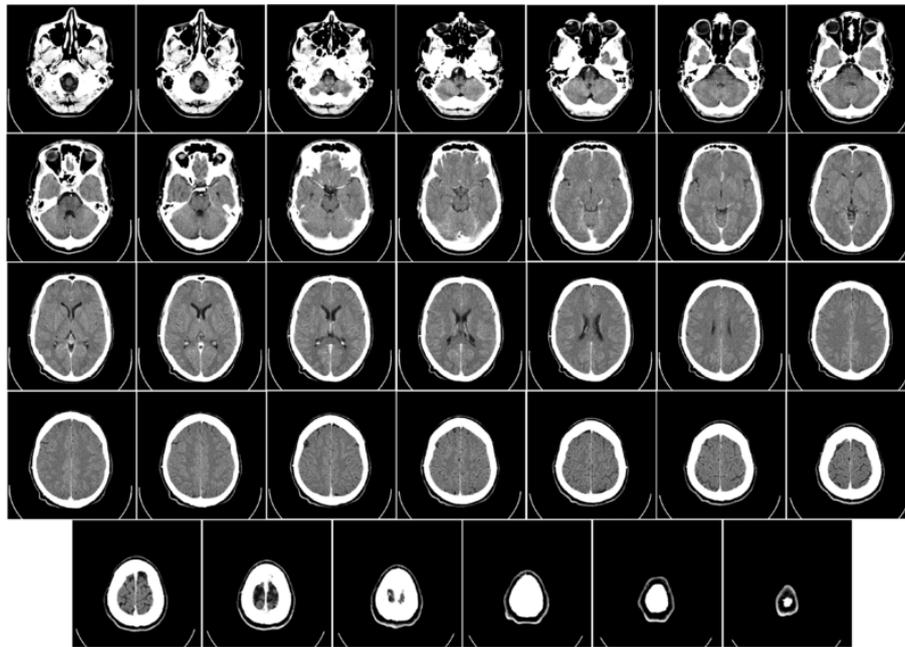


Figura 2.4: Serie de imágenes CT correspondientes al cráneo de un paciente anónimo.

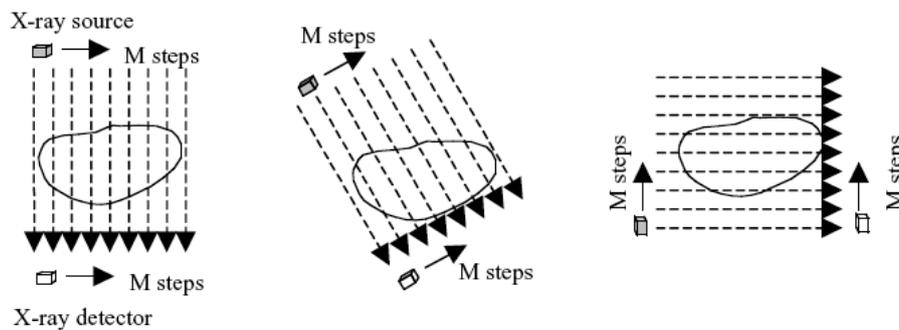


Figura 2.5: Modo de operación de la primera generación del escáner CT. La fuente y el detector se mueven linealmente en una serie de pasos, y entonces ambos efectúan una rotación, tras la cual el proceso se repite. Usualmente el número de pasos y de rotaciones coincide [5].

En la **Segunda Generación** de escáneres, en lugar de utilizar un único haz de rayos X, tal y como ocurría en la Primera Generación, se hace uso de un delgado haz de rayos X en forma de abanico, y se disponen múltiples detectores de rayos X en vez de uno sólo. La ventaja más significativa de la Segunda Generación fue la reducción del tiempo de escaneado total. Por supuesto, hu-

bo que adaptar los algoritmos de retroproyección para la reconstrucción de imágenes al haz de rayos X en forma de abanico.

En los escáneres de **Tercera Generación**, el haz de rayos X en forma de abanico aumenta su zona de cobertura, así como aumenta notablemente el número de detectores, en una horquilla entre 512 y 768. Delante de la fuente de rayos X se sitúan dos colimadores. El primero de ellos restringe el ángulo de actuación de la fuente a aproximadamente 45° . El segundo de ellos, situado perpendicularmente al primero, restringe la distancia entre cortes axiales, que suele estar comprendida entre 1 y 5 mm. El emisor envía un pulso de rayos X cuya duración oscila entre 2 y 4 ms para cada proyección, y el módulo de detección gira alrededor de la corona de 360° . El escáner opera a 140 KV, lo que proporciona una energía efectiva de aproximadamente 80 KeV y una corriente comprendida entre 70 y 320 mA.

En los escáneres de **Cuarta Generación** se utiliza una corona completa de detectores alrededor del paciente. El tubo de rayos X gira alrededor de la misma produciendo un haz en forma de abanico. No existe reducción significativa del tiempo de escaneado con respecto a la tercera generación y, por esto, en la mayoría de los hospitales se hace uso de escáneres de tercera generación. En la figura 2.6 mostramos la evolución que ha tenido lugar en los escáneres para la obtención de CT.

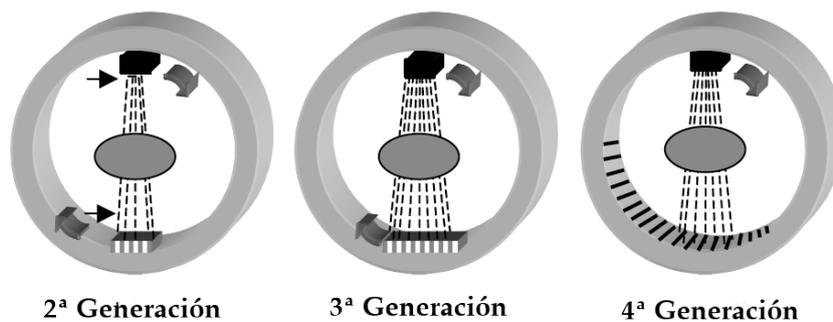


Figura 2.6: Segunda, Tercera y Cuarta Generación de escáneres CT [5].

Procesado de la Imagen CT

La reconstrucción de la imagen tiene lugar en paralelo con la adquisición de los datos, de modo que el retraso existente entre la finalización de la adquisición y la muestra de los datos en la consola del operador. Mientras que las señales correspondientes a una proyección están siendo adquiridas, las correspondientes a la adquisición previa son amplificadas y digitalizadas, y

las previas a ésta son filtradas y procesadas.

Para ilustrar todos estos conceptos, mostramos un ejemplo en la figura 2.7, basado en la proyección directa de datos tras la adquisición de los mismos a partir de un objeto simple, tal y como una elipse, con un coeficiente de atenuación uniforme. La cuestión más importante en la reconstrucción (a la derecha de la figura) es obtener una matriz de coeficientes de atenuación: dada una serie de intensidades I_1, I_2, I_3, I_4 , ¿cuáles son los valores de los coeficientes de atenuación $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$?

Para cada proyección, la intensidad de señal recogida por cada uno de los detectores depende del coeficiente de atenuación y del grosor de cada tejido ubicado entre el emisor de rayos X y el detector. En el caso del ejemplo, se adquieren dos proyecciones, constituidas por dos valores cada una: la proyección 1 (I_1 e I_2) y la proyección 2 (I_3 e I_4). Si para la reconstrucción creamos también una imagen cuadrada de dimensión 2, la intensidad de las proyecciones en términos de los coeficientes lineales de atenuación puede ser expresada como:

$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x} \tag{2.6}$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)x} \tag{2.7}$$

$$I_3 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)x} \tag{2.8}$$

$$I_4 = I_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)x} \tag{2.9}$$

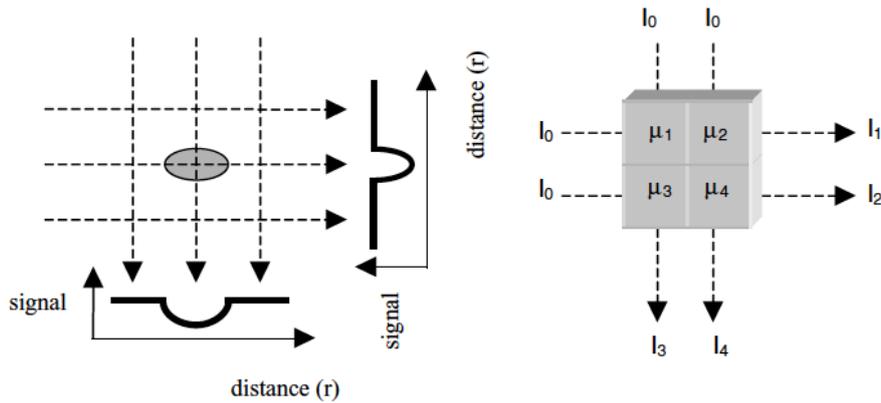


Figura 2.7: (Izquierda) Proyecciones procedentes de un objeto elíptico. (Derecha) Proyecciones procedentes de un objeto consistente en una matriz 2-dimensional con los coeficientes de atenuación [5].

donde x es la dimensión de cada píxel. Podría parecer que este problema debe resolverse haciendo uso de la inversión de matrices o técnicas equivalentes. Sin embargo, estas aproximaciones no son factibles en la práctica, en primer lugar debido a la presencia de ruido en las proyecciones y, en segundo lugar, por el tamaño de la matriz (podemos hacernos una idea de lo lento que es invertir una matriz de dimensión, por ejemplo, 1024). Por lo tanto, en la práctica, la reconstrucción es llevada a cabo haciendo uso de la retroproyección (*backprojection*) y de algoritmos iterativos, que desarrollamos brevemente a continuación.

La Transformada de Radon y las técnicas de retroproyección

La base matemática para la reconstrucción de una imagen a partir de una serie de proyecciones es la **Transformada de Radon**. Para una función arbitraria $f(x, y)$, su transformada de Radon $\mathfrak{R}\{f(x, y)\}$ se define como una integral de la función $f(x, y)$ a lo largo de la línea L , como podemos observar en la figura 2.8.

$$\mathfrak{R}\{f(x, y)\} = \int_L f(x, y) dl \quad (2.10)$$

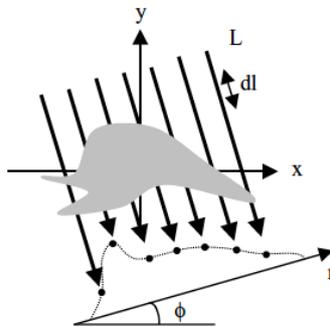


Figura 2.8: Representación de las integrales de línea de rayos X de la Transformada de Radon de un objeto [5].

Cada proyección de rayos X, $p(r, \phi)$, puede ser expresada como una función de r , distancia a lo largo de la proyección, y ϕ , ángulo de rotación de la fuente de rayos X y el detector. La reconstrucción de la imagen precisa de la Transformada de Radon inversa de la proyección adquirida. La inmensa mayoría de los métodos para implementar la Transformada de Radon inversa hacen uso de los algoritmos de **Retroproyección** o de **Retroproyección Filtrada**, que por su complejidad no detallaremos en la memoria.

2.2.2.2. Tomografía por emisión de positrones (PET)

La **Tomografía por Emisión de Positrones** (PET -*Positron Emission Tomography*) es una imagen nuclear tridimensional formada por una serie de imágenes que recogen los procesos funcionales y metabólicos que tienen lugar en el cuerpo [6]. El sistema detecta pares de rayos gamma emitidos indirectamente por un emisor de positrones (traza), que se introduce en el cuerpo mediante una molécula biológicamente activa. Posteriormente, la serie de imágenes es reconstruida para configurar la imagen tridimensional, que será finalmente mostrada en un ordenador. En los escáneres modernos, la imagen PET se acompaña de imágenes CT adquiridas simultáneamente. La molécula biológicamente activa más utilizada como traza es la 18-FDG (fluoro-dosoxi-glucosa), análoga a la glucosa. Podemos observar un ejemplo en la imagen 2.9.

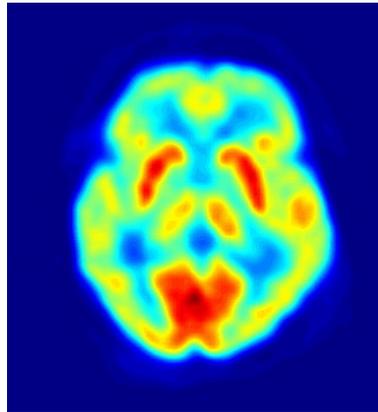


Figura 2.9: Ejemplo de imagen PET, en la que se observa el comportamiento metabólico del cerebro.

Combinación de PET con imágenes CT y MRI

Cada vez es más habitual registrar imágenes PET con imágenes CT y con imágenes de Resonancia Magnética, dado que la imagen resultante otorga información acerca de los dos aspectos más importantes, anatómico y metabólico (i.e., cómo es la estructura de lo observado y cómo se comporta en el contexto bioquímico), en el diagnóstico de patologías.

Habida cuenta de lo anterior, cada vez es mayor el número de escáneres que incorporan tecnologías multidetección, de tal modo que puedan adquirirse simultáneamente ambas series de imágenes. Esta simultaneidad proporcionará un registro (que es una de las operaciones más complejas en el procesado digital de imágenes) posterior más sencillo, con lo que será más

fácil establecer una correlación entre el área con un comportamiento metabólico disfuncional y la correspondiente región anatómica.

Recientemente, en Abril de 2009, entró en funcionamiento en el Instituto de Neurociencias y Biofísica *Jülich* el mayor y más avanzado dispositivo PET/MRI, compuesto de un tomógrafo de resonancia magnética de 9,4 Tesla combinado con un tomógrafo de emisión de positrones. Destacamos que aún sólo es posible registrar cráneo y cerebro a esas intensidades de campo magnético (muy elevadas).

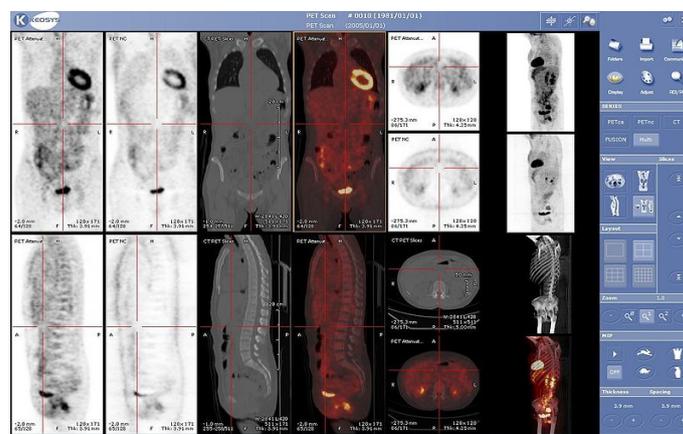


Figura 2.10: Ejemplo de imagen PET registrada con imagen CT.

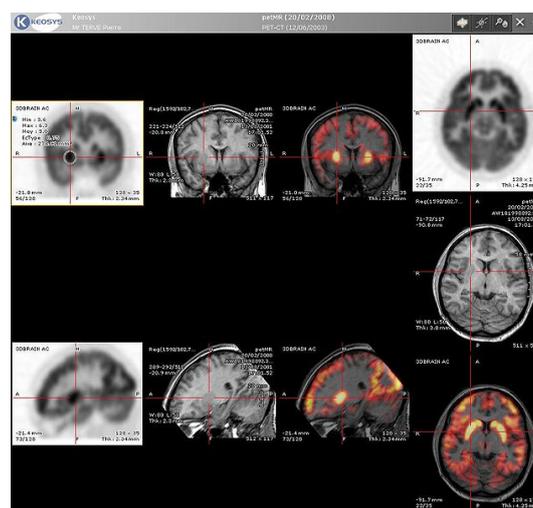


Figura 2.11: Ejemplo de imagen PET registrada con MRI.

2.2.3. Resonancia Magnética (MRI)

La **Imagen por Resonancia Magnética (MRI)**, también conocida como tomografía por resonancia magnética (MRT) es una técnica no invasiva que utiliza el fenómeno de la resonancia magnética para obtener información sobre la estructura y composición del cuerpo a analizar. Esta información es procesada por ordenadores y transformada en imágenes correspondientes a la región anatómica analizada [7].

Es utilizada principalmente en Medicina para observar alteraciones en los tejidos y detectar cáncer y otras patologías. También es utilizada industrialmente para analizar la estructura de materiales tanto orgánicos como inorgánicos.

A diferencia de la imagen CT, no usa radiación ionizante, sino campos magnéticos para alinear la magnetización nuclear de -usualmente- átomos de hidrógeno ubicados en las moléculas del agua que constituye el cuerpo del paciente. Los campos de radiofrecuencia (RF) se usan para alterar sistemáticamente el alineamiento de esa magnetización, causando que los núcleos de hidrógeno produzcan un campo magnético rotacional detectable por el escáner. Esa señal puede ser manipulada con campos magnéticos adicionales y así construir, con más información, imágenes del cuerpo. Podemos observar un ejemplo en la figura 2.12.

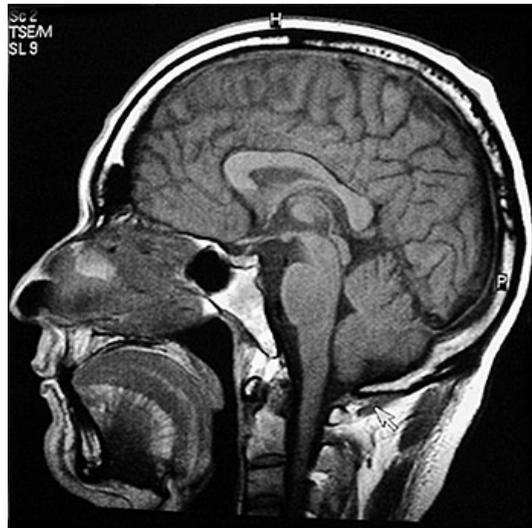


Figura 2.12: Ejemplo de imagen MR del cráneo de un paciente anónimo.

2.2.4. Ultrasonografía Médica

La *ultrasonografía médica* utiliza ondas acústicas de alta frecuencia de entre dos y diez megahercios que son reflejadas por el tejido en diversos grados para producir imágenes 2D, normalmente en un monitor de TV, o 3D gracias a la aplicación de técnicas de volumetrización. Esta técnica es utilizada a menudo para visualizar el feto de una mujer embarazada.

Otros usos importantes son imágenes de los órganos abdominales, corazón, genitales masculinos y venas de las piernas. Mientras que puede proporcionar menos información anatómica que técnicas como CT o MRI, tiene varias ventajas que la hacen ideal test de primera línea en numerosas situaciones, en particular las que estudian la función de estructuras en movimiento en tiempo real. También es muy segura, ya que el paciente no es expuesto a radiación y los ultrasonidos no parecen causar ningún efecto adverso, aunque la información sobre esto no está bien documentada. También es relativamente barato y rápido de realizar.

Los escáneres de ultrasonidos pueden utilizarse en pacientes en estado crítico en unidades de cuidados intensivos, evitando el daño causado en el transporte del paciente al departamento de radiología. La imagen en tiempo real obtenida puede ser usada para guiar procedimientos de drenaje y biopsia. El *doppler* de los scanners modernos permiten la evaluación del flujo sanguíneo en arterias y venas.



Figura 2.13: Ejemplo de ultrasonografía 3D de un feto de 28 semanas.

2.3. El estándar DICOM

El **estándar DICOM** es el mecanismo de codificación, almacenamiento y transmisión de imágenes aceptado universalmente por la comunidad médica. La cabecera de este formato, extremadamente rica, permite almacenar información sobre el paciente, las condiciones en las que se tomó la imagen, y el formato interno de ésta [8].

La introducción de imágenes médicas digitales en la década de los setenta y el uso de ordenadores para el procesamiento de estas imágenes una vez adquiridas llevó al *American College of Radiology (ACR)* y a la *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)* a formar un comité conjunto para crear un método estándar para la transmisión de imágenes médicas y su información asociada. Este comité, formado en 1983, publicó en 1985 el estándar ACR-NEMA. Antes de esto, la mayoría de los dispositivos almacenaban las imágenes en un formato propietario y transferían ficheros de estos formatos propietarios a través de una red o en dispositivos de almacenamiento portátiles para llevar a cabo la comunicación de las imágenes. Con el lanzamiento de la versión 3.0 se cambió el nombre a **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)**, y se añadieron numerosas mejoras para las comunicaciones estandarizadas.

DICOM no es sólo un formato de fichero para imágenes médicas. De hecho, pretende ser un estándar completo que cubra todas las necesidades de un PACS (*Pictures Archiving and Communication System*): almacenamiento, pero también transmisión, comunicaciones en general e impresión. De esta forma, se integran todas las máquinas que forman un PACS, desde los equipos médicos encargados de la obtención de imágenes hasta los clientes usados por el personal clínico para visualizar las imágenes. El estándar DICOM facilita la interoperatividad de los equipos de imágenes médicas especificando:

- Para las comunicaciones de red, un conjunto de protocolos que deben ser seguidos por los dispositivos conformes al estándar.
- Sintaxis y semántica de los comandos y la información asociada que puede ser intercambiada usando estos protocolos.
- Para la comunicación de datos, un conjunto de servicios para el almacenamiento de datos que deben ser seguidos por los dispositivos conformes al estándar, así como un formato de fichero y una estructura de directorio médico para facilitar el acceso a las imágenes y a la información relacionada almacenada en medios de intercambio.
- La información que debe suministrarse con una implementación conforme al estándar.

Un fichero DICOM contiene, por una parte, una cabecera de fichero que almacena información sobre el nombre del paciente, el tipo de escáner, las dimensiones de la imagen, etc., y por otra parte, todos los datos correspondientes a la imagen almacenada (que puede tratarse de una imagen tridimensional, como en el caso que nos ocupa). Ésta es la primera gran diferencia con el formato *Analyze*, que almacena en sendos ficheros la cabecera y la imagen. Otra gran diferencia entre DICOM y *Analyze* radica en que los datos de imagen del fichero DICOM pueden ser comprimidos (encapsulados) para reducir el tamaño de la imagen. La compresión puede llevarse a cabo a través de variantes con o sin pérdidas de la compresión JPEG, así como haciendo uso de la codificación *Run-Length* (equivalente a la compresión por bits empaquetados que se utiliza en los formatos de imagen TIFF).



Figura 2.14: Ejemplo de ficheros DICOM.

2.3.1. Estructura de un fichero DICOM

El formato de fichero DICOM es muy complejo, debido a la gran cantidad de campos que se especifican en la cabecera, así como los varios tipos de cabecera que permite y la multitud de formatos en los que puede estar grabada la imagen.

Desde el punto de vista del implementador, un fichero DICOM se puede dividir en cuatro partes diferenciadas:

- Preámbulo y prefijo identificativo del fichero.
- Meta-cabecera.
- Cabecera.
- Imagen (aunque desde el punto de vista del formato, la imagen es un elemento más de la cabecera).

Preámbulo y prefijo identificativo del fichero

El preámbulo tiene un tamaño fijo de 128 bytes, y está pensado para tener un uso definido por la implementación. Por ejemplo, puede contener información sobre el nombre de la aplicación usada para crear el fichero, o puede tener información que permita a aplicaciones acceder directamente a los datos de la imagen almacenada en el fichero. El prefijo consiste en cuatro bytes que contienen la cadena de caracteres DICOM. Esta cadena debe estar codificada siempre con las letras en mayúscula y usando el repertorio de caracteres ISO 8859 G0. El propósito de este prefijo es permitir a las implementaciones diferenciar si un fichero es DICOM o no.

Elementos de datos

La cabecera y la meta-cabecera de un fichero DICOM consisten en una serie de campos con toda la información necesaria sobre la imagen en cuestión, incluyendo la propia imagen.

Entre estos campos se encuentran, por ejemplo, datos sobre el paciente (nombre, sexo), sobre el tipo de imagen y muchos más. Al conjunto de toda la información codificada sobre un campo se le conoce con el nombre de Elemento de Datos (*Data Element*). Así, tanto la cabecera como la meta-cabecera de un fichero DICOM consisten en una sucesión de elementos de datos.

Un elemento de datos está constituido por los campos:

- Etiqueta del Elemento de Datos (Data Element Tag): sirve para identificar cada elemento de datos de forma unívoca. Esta etiqueta está constituida por un Número de Grupo (Group Number) y un Número de Elemento (Element Number). En el documento número 6 del estándar están las descripciones de todos los elementos de datos, ordenadas según esta etiqueta. En el documento número 3 del estándar se explica el propósito de cada uno de ellos, así como su obligatoriedad. En estos documentos, y por seguir la nomenclatura también en éste, se suele representar como un vector de dos dimensiones, siendo la primera el número de grupo, y la segunda el número de elemento, en hexadecimal con cuatro dígitos. Por ejemplo, si el número de grupo es ocho y el número de elemento es doce, la etiqueta será (0008, 000C).

- Representación del Valor (Value Representation, abreviado VR): indica la forma en que se codifica el valor del elemento. Por ejemplo el valor puede estar codificado como una cadena de caracteres o un entero sin signo. El campo VR no siempre está codificado en el elemento de datos, sino que depende de la sintaxis de transferencia.

- Longitud del Valor (Value Length): como su nombre indica, es la longitud del campo Valor.

- Valor (Value): es el valor del elemento de datos, codificado según el campo VR y con la longitud que indica el campo Longitud del Valor. Por ejemplo, para el elemento de datos Nombre del paciente (0010, 0010) el valor podría ser "Juan Expósito", con una longitud del valor igual a diez y con la representación de valor PN (Person Name).