

2.3. La Naturaleza de las Imágenes Biomédicas [6]

El cuerpo humano está compuesto de varios sistemas, como el sistema cardiovascular, el sistema músculo-esquelético y el sistema nervioso central. Cada sistema está formado por varios subsistemas que contienen muchos procesos fisiológicos. Por ejemplo, el sistema visual lleva a cabo la tarea del enfoque visual o llevar la información de la imagen a la retina, traduciendo la información de la imagen en señales neuronales, además de decodificar y transmitir las señales neuronales a la corteza visual. La corteza visual es responsable de la interpretación de la información de la imagen. El sistema cardíaco lleva a cabo la importante tarea de bombear rítmicamente la sangre a través de la red de arterias del cuerpo y así facilitar la entrega de nutrientes, como bombear sangre a través del sistema pulmonar para la oxigenación de la misma. Las características anatómicas de los órganos relacionadas con un sistema fisiológico además demuestran que dichas características reflejan aspectos funcionales de sus procesos así como el bienestar o la integridad del sistema mismo.

Los procesos fisiológicos son fenómenos complejos, incluyendo la estimulación y control neuronal u hormonal; entradas y salidas pueden estar formadas de materiales físicos o de información, y una acción puede ser mecánica, eléctrica o bioquímica. Muchos de los procesos fisiológicos están acompañados por manifestaciones de ellos mismos en forma de señales que reflejan la naturaleza de sus actividades. Como las señales pueden ser de varios tipos, incluyendo bioquímicas en forma de hormonas neurotransmisoras, eléctricas en forma de voltaje o de corriente y físicas en forma de presión o temperatura.

Enfermedades o defectos en un sistema fisiológico causan alteraciones en los procesos normales, dirigiéndolos a procesos patológicos que pueden afectar el rendimiento, salud y bienestar general del sistema. Un proceso patológico típicamente está asociado con señales y características anatómicas anormales que son diferentes en algunos aspectos respecto a las de un funcionamiento normal. Si tenemos un buen entendimiento del sistema de interés, es posible llegar a observar las correspondientes señales y características y así evaluar el estado del sistema. La tarea no es difícil cuando la señal es simple y aparece en la superficie del cuerpo. Sin embargo, muchos sistemas y órganos están localizados muy dentro del cuerpo y encerrados en capas protectoras (por buenas razones). Investigar o probar cada sistema usualmente requiere algún uso de radiación penetrante o algún procedimiento invasivo.

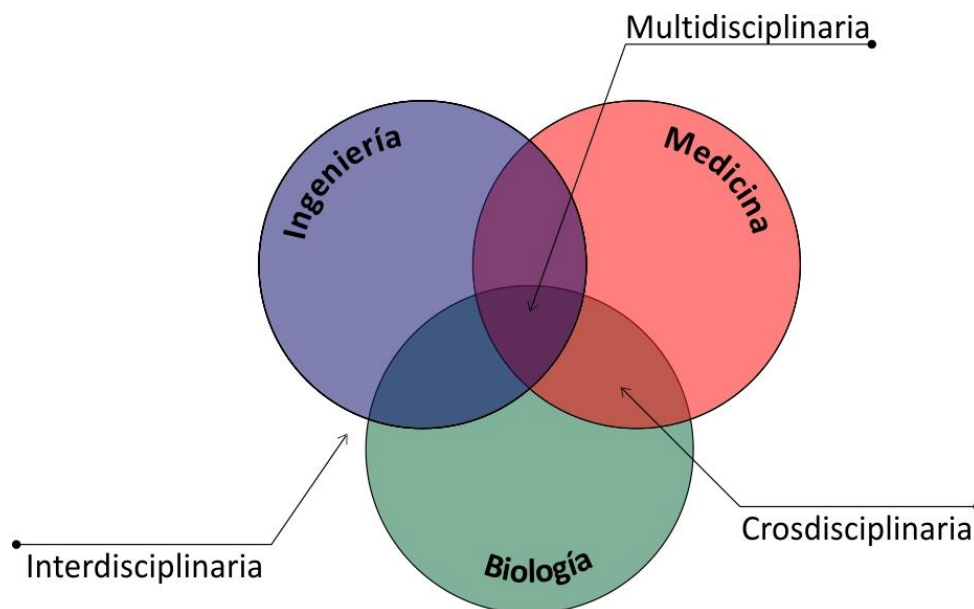


Figura 2.10. Naturaleza de las imágenes biomédicas [6].

2.3.1. La temperatura del cuerpo como imagen

Muchas infecciones causan un incremento de temperatura del cuerpo, que puede ser sentido fácilmente aunque de una manera relativa o cualitativa a través de la palma de las manos. Una medición objetiva o cuantitativa de la temperatura requiere un instrumento como un termómetro.

Una simple medición f de temperatura es un escalar, y representa el estado térmico del cuerpo en una zona particular del mismo, denotada por las coordenadas (x, y, z) , y en particular en un instante específico del tiempo t . Si pudiéramos grabar la temperatura continuamente de alguna forma, como en una tabla, podríamos obtener una señal unidimensional ($1D$) en función del tiempo, que podría ser expresada en tiempo continuo o de forma análoga como $f(t)$. Las unidades aplicables aquí son los $^{\circ}C$ para la variable temperatura y los segundos s para la variable temporal. Si algún medio fuera capaz de medir la temperatura del cuerpo en cada posición espacial, podríamos obtener una distribución tridimensional ($3D$) de la temperatura $f(x, y, z)$. Además si pudiéramos llevar a cabo la medición en cada instante de tiempo, podríamos obtener una función $3D$ que dependa del tiempo como $f(x, y, z, t)$, esta forma puede ser denominada como una función de cuatro dimensiones ($4D$).

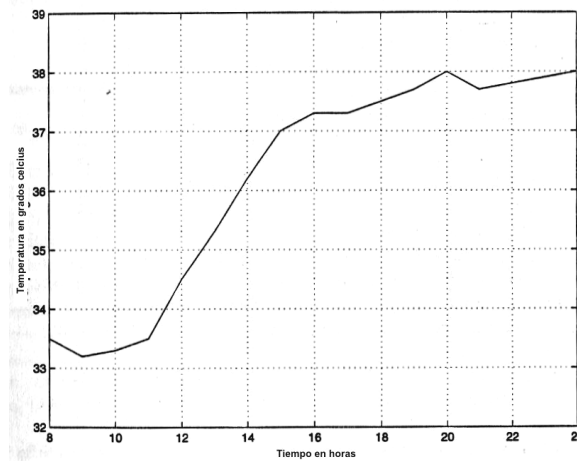
Cuando la temperatura oral, por ejemplo, es medida en instantes discretos de tiempo, esta puede ser expresada en forma discreta como $f(nT)$ o $f(n)$, donde n es el índice de medición o muestra de medición del arreglo de los valores y T representa un intervalo uniforme entre los instantes de tiempo de cada medición. Una señal discreta que puede tomar valores de amplitud sólo de una limitada lista de niveles cuantificados es llamada *señal digital*, la distinción entre tiempo discreto y señal digital será ignorada por el momento.

Si utilizáramos una cámara térmica y tomáramos una fotografía del cuerpo, podríamos obtener una representación de dos dimensiones ($2D$) del calor irradiado por el cuerpo. Aunque la distribución de la temperatura en el cuerpo (e incluso en la superficie) tiene la forma $3D$, la imagen producida por la cámara es una toma en dos dimensiones del campo de calor irradiado. Cuando tenemos una función espacial $2D$ de la temperatura, una imagen puede ser representada como $f(x, y)$. Las unidades utilizadas aquí son $^{\circ}C$ para la variable temperatura, y mm para las variables espaciales X e Y . Si la imagen fuera muestreada en un espacio de malla discreto, los correspondientes datos serían expresados como $f(m\Delta x, n\Delta y)$ donde Δx y Δy son las muestras en intervalos a lo largo de los ejes horizontal y vertical, respectivamente (en unidades espaciales como mm). Es una práctica común el representar una imagen digital simplemente como $f(m, n)$ que puede ser interpretada como un arreglo en $2D$ o una matriz de valores. Debe observarse en un principio eso, las imágenes son rutinariamente tratadas como arreglos, matrices y consideradas como entidades matemáticas, ellas además son representaciones físicas u otras medidas de órganos o procesos fisiológicos que imponen limitantes prácticas de rango, de grados de libertad y otras propiedades en los datos de las imágenes.

Ejemplo. Monitoreado en cuidados intensivos, la temperatura del tímpano (tambor del oído) es a veces medida usando sensores infrarrojos. Ocasionalmente, cuando los catéteres son usados con otros propósitos, un sensor de temperatura puede ser introducido en una arteria o en el corazón para medir la temperatura del centro del cuerpo. Esto hace posible obtener medidas continuas de la temperatura, además solo algunas muestras tomadas en intervalos de pocos minutos pueden ser almacenadas para su análisis consecuente. La Figura 2.11 ilustra la representación de la temperatura medida como un escalar, en un arreglo, y una señal que es una función en el tiempo. Es obvio que la representación gráfica facilita y hace rápida la comprensión de las tendencias de la temperatura en dicho formato numérico. Las estadísticas de la temperatura a lo largo del tiempo facilitan el análisis de los mecanismos de regulación de la temperatura.

33.5 °C

Tiempo (horas)	8	10	12	14	16	18	20	22	24
Temperatura (°C)	33.5	33.3	34.5	36.2	37.3	37.5	38.0	37.8	38.0



- A
- B
- C

Figura 2.11. Medida de temperatura de un paciente presentando como: **A.** Un escalár midiendo una temperatura f en un instante de tiempo t . **B.** un arreglo $f(n)$ compuesto de varias mediciones en diferentes instantes de tiempo; y **C.** una señal $f(t)$ o $f(n)$. El eje horizontal del diagrama representa el tiempo en horas. El eje vertical da la temperatura en grados Celsius [6].

Infrarrojos (con longitud de onda en el rango de 3000 a 5000 nm) o sensores térmicos pueden ser usados para capturar el calor irradiado o emitido por el cuerpo en una imagen. Las imágenes térmicas han sido investigadas como herramientas potenciales de detección de cáncer de pecho. Un tumor se espera que sea mayormente vascularizado (relativo a los vasos) que el tejido circundante, y por lo tanto puede tener una mayor temperatura. La superficie de la piel cerca del tumor puede además tener relativamente una alta temperatura. Las diferencias de temperatura del orden de 2 °C han sido medidas entre las regiones de la superficie cercana al tumor del pecho y los tejidos circundantes. La Figura 2.12 muestra las imágenes térmicas de un paciente con fibrosis benigna y de un paciente con cáncer de pecho, el incremento local de a temperatura debido al tumor es evidente en el segundo caso. La termografía puede ayudar en el diagnóstico de cáncer avanzado, pero está limitado en la detección de cáncer inicial. Recientes avances en detectores y técnicas de imagen han incrementado un renovado interés en las aplicaciones de la termografía para la detección de cáncer de pecho.

La imagen infrarroja vía cámara teletermográfica ha sido aplicada para la detección de varicocele (inflamación en el escroto causada por venas varicosas –dilatadas–), que es la causa más común de infertilidad en los hombres. En un hombre normal, la temperatura testicular es de alrededor 3 a 4 °C debajo de la temperatura de la base del cuerpo. En el caso del varicocele, la dilatación de las venas testiculares reduce el regreso venoso del escroto, causando estancación de sangre y edema, lo que provoca el incremento de la temperatura testicular. En experimentos bien documentados, un parche frío fue aplicado al escroto de los pacientes y se analizaron las curvas de temperatura. Los resultados obtenidos mostraron que la técnica fue acertada en la detección clínica de la varicocele, mostrando que la teletermografía puede brindar un mejor diagnóstico que la termografía de contacto.

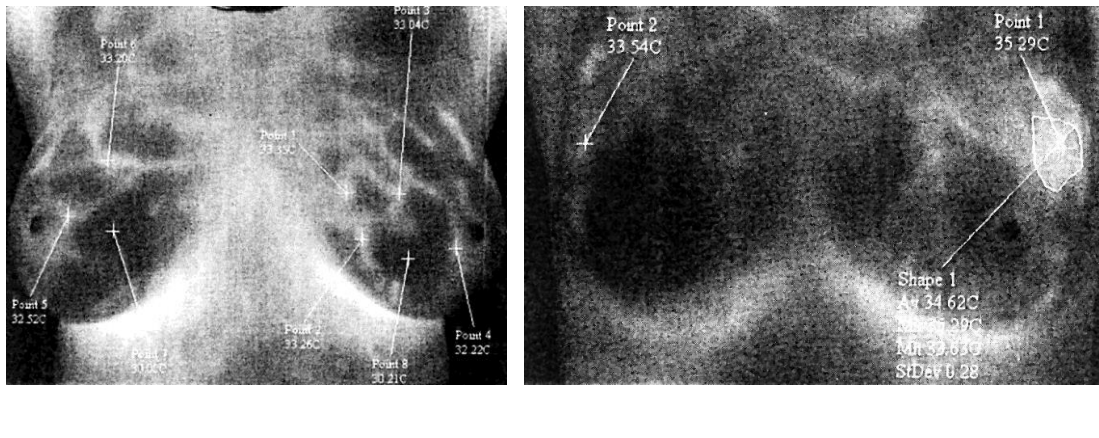


Figura 2.12. Temperatura del cuerpo como una imagen $2D$ $f(x, y)$ o $f(m, n)$. La imagen ilustra la distribución de la superficie de mediciones de temperatura usando una cámara infrarroja operando en un rango de 3000 a 5000 nm de longitud de onda. **A.** Imagen de un paciente con vascularizaciones pronunciadas particulares y fibrosis benignos en el seno. **B.** Imagen de un paciente con masas malignas en el cuadrante superior externo del seno izquierdo [6].

Las imágenes térmicas mostradas en la Figura 2.12 sirven para ilustrar una importante distinción entre las dos mayores categorías de imágenes médicas, ya mencionadas:

- Imágenes físicas o anatómicas
- Imágenes fisiológicas o funcionales

Las imágenes ilustran la noción de la temperatura del cuerpo como una señal o imagen. Cada punto en la imagen en la Figura 2.12 representa la temperatura del cuerpo, la cual está relacionada con el curso de un proceso fisiológico o patológico en su correspondiente ubicación en el cuerpo. Una fotografía ordinaria obtenida con luz reflejada, por otra parte, puede ser una imagen puramente anatómica o física. Técnicas más sofisticadas pueden brindar imágenes funcionales relacionadas a la circulación y a varios procesos fisiológicos.

2.3.2. Transiluminación

La transiluminación, diafanografía y diafanoscopia involucran el brillo resplandeciente de la luz visible o la radiación cercana a la infrarroja a través de una parte del cuerpo, y observando o teniendo una imagen de la radiación transmitida. Esta técnica ha sido investigada para la detección del cáncer de pecho, un rasgo atractivo es el uso de la radiación no ionizante. El uso de radiación cercana al infrarrojo parece tener más potencial que la luz visible, debido a la observación de que los compuestos ricos en nitrógeno absorben preferentemente (o se atenúa) la radiación infrarroja. La grasa y el tejido fibroglandular en el pecho maduro contienen mucho menos nitrógeno que los tejidos malignos. Además, la hemoglobina en la sangre tiene un contenido de nitrógeno alto y los tumores son más vascularizados que los tejidos normales. Por estas razones, el cáncer del pecho aparece como una región relativamente oscura en una imagen de transiluminación. La efectividad de la transiluminación está limitada por esparcimiento y la ineficaz penetración de luz a través de un órgano grande como el pecho. La transiluminación se ha encontrado útil para diferenciar entre el quístico (fluido-lleno) y las lesiones sólidas; sin embargo, la técnica ha tenido limitado éxito distinguiendo los tumores malignos de las masas benignas.

2.3.3. Luz Microscópica

Estudios de la estructura fina de células biológicas y tejidos requieren de una significativa amplificación para visualizar los detalles de interés. Una ampliación útil por arriba de $\times 1000$ puede ser obtenida vía luz microscópica por el uso de la combinación de lentes. Sin embargo, la resolución de luz microscópica es reducida por factores de enfoque:

- **Difracción.**- La distorsión de la luz en los bordes causan emborronamiento; la imagen de un agujerito aparece como un emborronado conocido como disco aire (ventilado).
- **Astigmatismo.**- Debido a desuniformidades en los lentes, un punto puede aparecer como una elipse.
- **Aberraciones cromáticas.**- Ondas electromagnéticas de diferentes longitudes de onda o energía que componen el uso ordinario de luz blanca que converge en diferentes planos focales, de ese modo causan alargamiento del punto focal. Este efecto puede ser corregido por el uso de luz monocromática.
- **Aberraciones esféricas.**- Los rayos de luz que llegan en la periferia de un lente son refractados más que los rayos a lo largo del eje de los lentes. Esto causa que los rayos de la periferia y el eje no lleguen a un punto de enfoque común, de este modo resulta un emborronamiento. Los efectos pueden ser reducidos por el uso de pequeñas aperturas.
- **Distorsiones geométricas.**- Un pobre manejo en los lentes puede causar distorsiones geométricas tal como el efecto de almohadilla y la distorsión del barril.

Mientras que la mejor resolución alcanzable por el ojo humano es del orden de 0.1 a 0.2 mm , los microscopios de luz pueden proveer resoluciones arriba de 0.2 μm .

Ejemplos. La Figura 2.13 muestra un miocito (fibra muscular o fibra del músculo) ventricular de un conejo en su estado relajado según lo visto a través de un microscopio de luz con una amplificación de alrededor de $\times 600$. La disposición experimental fue usada para estudiar la contracción del miocito con la aplicación de estímulos eléctricos.

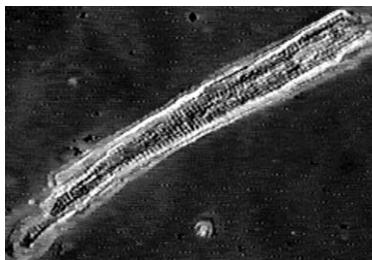


Figura 2.13. Un miocito ventricular (de un conejo) en su estado de relajación. La anchura (grosor) de el miocito es de aproximadamente 15 μm [6].

La Figura 2.14 muestra imágenes de una cicatriz de tres semanas y una lesión cicatrizada de cuarenta semanas de los ligamentos de un conejo, amplificado aproximadamente $\times 300$. Las imágenes demostraron la alineación de patrones del núcleo del fibroblasto (célula indiferenciada del tejido conectivo que da lugar a diversos elementos. Estas células precursoras forman los tejidos fibrosos, de soporte y unión del cuerpo), manchas aparecen como objetos oscuros en las imágenes: la cicatriz de tres semanas tuvo algunos fibroblastos que son dispersos en diferentes direcciones, mientras que la lesión cicatrizada de cuarenta semanas muestra tener menos fibroblastos que están bien alineados a lo largo de la longitud del ligamento (el borde horizontal de la imagen de borde). La apariencia de la muestra de

cuarenta semanas es cercana a las muestras normales que las muestras de tres semanas. Imágenes de esta naturaleza se han encontrado útiles en estudios para curar y remodelar procesos en ligamentos.

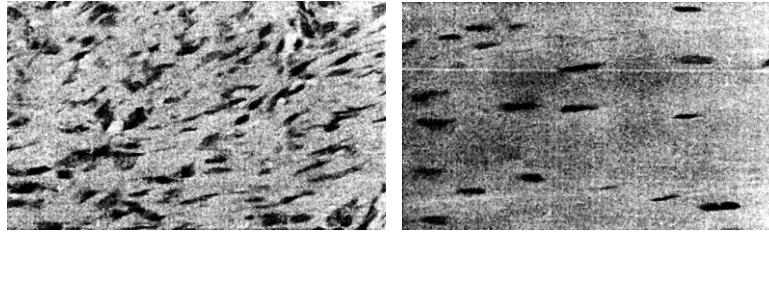


Figura 2.14. **A.** Cicatriz de tres semanas, y **B.** Lesión cicatrizada de cuarenta semanas de los ligamentos de un conejo [6].

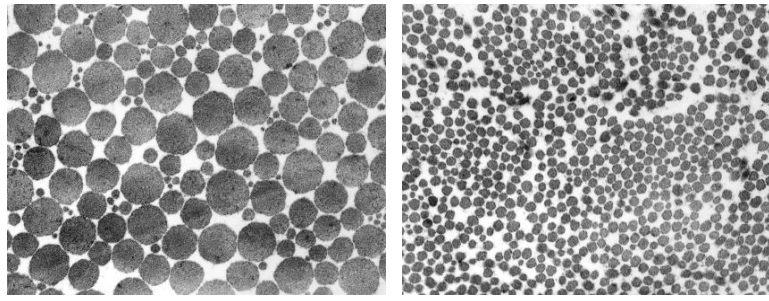
2.3.4. Microscopia Electrónica

Los electrones que son acelerados para microscopia electrónica, tienen propiedades de longitud de onda λ obtenida por $\lambda = \frac{h}{mv}$ donde h es la constante de Planck, m es la masa del electrón, y v es la velocidad del electrón; esta relación se reduce a $\lambda = \frac{1.23}{\sqrt{V}}$, donde V es el voltaje de aceleración. En un voltaje de 60 KV , un haz electrónico tiene una longitud de onda efectiva de alrededor de 0.005 nm , y un límite de energía de resolución alrededor de 0.003 nm . Imágenes con un bajo KV proporcionan alto contraste pero una baja resolución, mientras que una imagen con un alto KV proporciona alta resolución debido a una longitud de onda más pequeña pero, con bajo contraste debido a un alto poder de penetración. Además, un alto KV causa menos daños al espécimen que con electrones más rápidos pasando a través del espécimen en menos tiempo que con un bajo KV . Los microscopios electrónicos pueden proporcionar la ampliaciones útiles del orden de $\times 10^6$, y se pueden utilizar para revelar la ultraestructura de tejidos biológicos. El microscopio electrónico requiere típicamente que el espécimen sea fijado, deshidratado, seco, montado, y estar cubierto con un metal.

2.3.4.1. Microscopio de Transmisión de Electrones

Un microscopio de transmisión de electrones (TEM, por sus siglas en inglés –Transmission Electron Microscopy–) consiste en un generador de haces electrónicos de alto voltaje, una serie de lentes de EM (por sus siglas en inglés –electron microscopy–), un espécimen se sostiene y se cambia el sistema, y se muestra la imagen en una pantalla, todo encerrado al vacío. En TEM, los pasos del haz electrónico a través del espécimen, son afectados de manera similar a la luz, y la imagen resultante es capturada a través de una combinación de la imagen en la película o se ve una pantalla fosforescente.

Ejemplos. La Figura 2.15 muestra imágenes con TEM de las fibras de colágeno (en sección transversal) en muestras de los ligamentos de un conejo. Las imágenes facilitan el análisis de la distribución del diámetro de las fibras. Las muestras de la cicatriz se han observado para tener una distribución casi uniforme del diámetro de la fibra en el rango de 60 a 70 nm , mientras que las muestras normales tienen un diámetro promedio alrededor de 150 nm sobre una distribución más amplia.



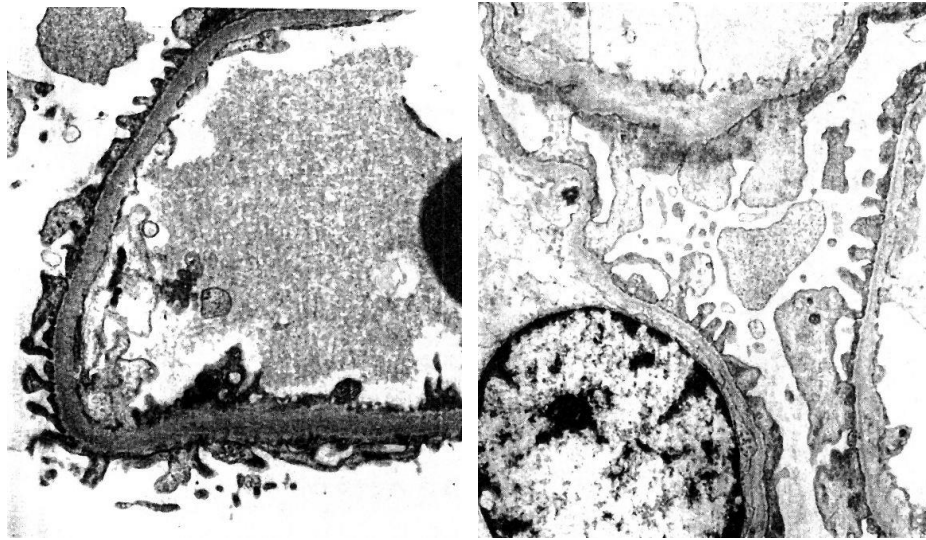
A B

Figura 2.15. Imágenes de TEM de las fibras de colágeno en muestras del ligamento de un conejo amplificado aproximadamente $\times 30000$. **A.** Normal y **B.** tejido fino de la cicatriz [6].

En pacientes con hematuria (presencia de sangre en la orina), la membrana glomerular basal (parte de los riñones que ayuda a filtrar los desechos y el líquido extra de la sangre) de tubos capilares en el riñón es más fina ($<200 \text{ nm}$) que el grueso normal del orden de 300 nm . La investigación de esta característica requiere la biopsia aguja-corazón (centro) del riñón y la imagen TEM. La Figura 2.16 muestra una imagen TEM de un tubo capilar de un riñón normal en sección transversal. La Figura 2.17(a) muestra una imagen de una muestra con grosor normal de una membrana; La Figura 2.17(b) muestra una imagen de una muestra con grosor reducido y variable. A lo largo de los rangos de normal y anormal de una membrana gruesa han sido establecidas por varios estudios, el proceso de decisión del diagnóstico es subjetivo; los métodos para el análisis objetivo y cuantitativo se desean en estas aplicaciones.



Figura 2.16. La imagen de TEM de una muestra de la biopsia del riñón en una ampliación de la imagen de $\times 3500$. Demuestra aproximadamente la sección representativa completa de un tubo capilar con grueso normal de la membrana [6].



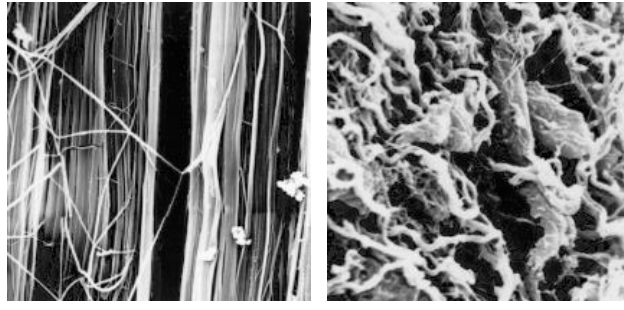
A B

Figura 2.17. Muestras de la biopsia del riñón de las imágenes de TEM en una ampliación de aproximadamente $\times 8000$. **A.** La muestra demuestra grueso capilar normal de la membrana. **B.** La muestra demuestra grueso reducido y que varía de la membrana [6].

2.3.4.2. Exploración con Microscopia Electrónica

Un microscopio electrónico de exploración (SEM por sus siglas en inglés –Scanning Electron Microscopy–) es similar a un TEM de muchas maneras, pero usa finalmente un enfoque de haz electrónico con un diámetro del orden de 2 nm para explorar la superficie del espécimen. El haz electrónico no se transmite a través del espécimen, que podría ser bastante grueso en SEM. En lugar, el haz se utiliza para explorar la superficie del espécimen en un patrón de trama, y los electrones secundarios que se emiten de la superficie de la muestra se detectan y se amplifican a través de un tubo del foto multiplicador (PMT), y se utilizan para formar una imagen en un tubo de rayos catódicos (CRT). Un SEM puede funcionar en diversos modos para detectar una variedad de señales emitidas de la muestra, y se puede utilizar para obtener imágenes con una profundidad del campo de varios mm .

Ejemplo. La Figura 2.18 ilustra imágenes de SEM de las fibras de colágeno en muestras del ligamento de un conejo (congelación de superficies fracturadas). Las imágenes son útiles para analizar la distribución angular de las fibras y el proceso de realineación después de una lesión. Se ha observado que las fibras de colágeno en un ligamento normal están bien alineadas, que las fibras en tejido fino de la cicatriz carecen de una orientación preferida, y que la organización de la alineación vuelve hacia sus patrones normales durante el curso curativo.



A B

Figura 2.18. Imágenes de SEM de las fibras de colágeno en muestras del ligamento de un conejo en una ampliación de aproximadamente $\times 4000$. **A.** normal y **B.** tejido fino de la cicatriz [6].

2.3.5. Imágenes de Rayos X

El potencial de los rayos X para el diagnóstico médico fue realizado poco después de su descubrimiento por Röntgen en 1895. La forma más simple de imágenes de rayos X o radiografía, es una proyección en $2D$ (sombra o silueta) de un cuerpo en $3D$, es producida en una placa por la irradiación del cuerpo con fotones de rayos X . Este modo de imagen es referido como imagen plana o de proyección. Cada uno de los rayos de un rayo X de fotones es atenuado por un factor dependiendo en la integral el coeficiente de atenuación lineal a lo largo del paso del rayo, y produce los correspondientes grises en el punto de la placa o el dispositivo detector utilizado.

Considerando el haz de rayos marcado como AB en la Figura 2.19, si N_i denota el número de fotones de rayos X que inciden sobre un cuerpo que es reflejado, dentro de un intervalo de tiempo. Hay que asumir que los rayos X son mutuamente paralelos, con la fuente de rayos X a lo largo de la distancia desde el sujeto u objeto tomografiado. Entonces N_0 es la correspondiente cantidad de fotones que existen en el cuerpo. Entonces tenemos:

$$N_0 = N_i \exp \left[- \int_{rayAB} \mu(x, y) ds \right] \quad (2.8)$$

$$\int_{rayAB} \mu(x, y) ds = \ln \left(\frac{N_i}{N_0} \right) \quad (2.9)$$

Las ecuaciones anteriores son versiones modificadas de la ley de Beer (también conocida como la ley de Beer-Lambert) en la atenuación de rayos X debido al paso a través de un medio. El rayo AB se extiende sobre la sección del plano $PQRS$; los rayos mutuamente paralelos dentro del plano $PQRS$ son representados con coordenadas (t, s) que están en un ángulo θ con respecto a las coordenadas (x, y) indicadas en la Figura 2.19, con el eje s siendo paralelo a los rayos. Entonces, $s = -x \sin \theta + y \cos \theta$. La variable de integración ds representa la distancia elemental a lo largo del rayo, y la integral está a lo largo de la trayectoria del rayo AB desde la fuente de rayos X hasta el detector. Las cantidades N_i y N_0 son las variables de Poisson, se asume que sus valores son muy largos para que la ecuación sea aplicable. La función $\mu(x, y)$ representa el coeficiente de atenuación lineal en (x, y) en el plano $PQRS$. El valor de $\mu(x, y)$

depende de la densidad del objeto o su constitución a lo largo del camino del rayo, así como la frecuencia (o longitud de onda o energía) de radiación utilizada. La ecuación 2.9 asume el uso de rayos X monocromáticos o monoenergéticos.

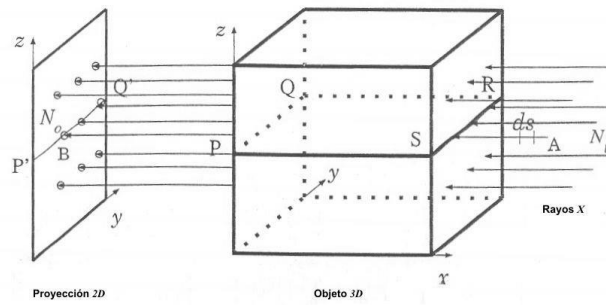


Figura 2.19. Una imagen de rayos X o radiografía típica como una proyección $2D$ o imagen plana de un objeto $3D$. El objeto entero es radiado con rayos X . La proyección de una sección transversal $2D$ plana $PQRS$ del objeto es el perfil $ID P'Q'$ de la imagen plana $2D$ [6].

Una medida de la excitación de los rayos X (esto es, N_0 y N_i para referencia) nos da solo la integral $\mu(x, y)$ sobre el paso de los rayos. Los detalles internos del cuerpo a lo largo del paso de los rayos se comprimen en un punto sencillo en la placa o en una sola medición. Extendiendo el mismo argumento a todo el haz de los rayos podemos ver que la imagen producida es una imagen plana de un objeto $3D$, donde los detalles internos se superponen. En el caso de los rayos que son paralelos al eje x , tenemos $\theta = 90^\circ$, $s = -x$, $ds = -dx$, y la imagen plana:

$$g(x, y) = \int -\mu(x, y, z)dx \quad (2.10)$$

Ignorando el signo negativo, vemos que el objeto $3D$ se reduce a (o integrado en) una imagen plana en $2D$ por el proceso de imagen radiográfica. El detector más comúnmente utilizado en rayos X es la combinación placa-pantalla. Los rayos X que salen del cuerpo irradiado golpean en una placa fluorescente (fósforo) hecha de compuestos de elementos raros como lantano, bromuro o sulfuro de gadolinio, donde los fotones de los rayos X se convierten en fotones de luz visible. Una película sensible a luz se coloca en contacto con la pantalla y ésta graba el resultado. La película contiene una capa de una emulsión de plata con una sal de cualquier ácido del halógeno y un grosor del grano de aproximadamente $10 \mu m$. La exposición y oscurecimiento de la película depende del número de fotones de luz que le hayan llegado.

Una placa gruesa provee una conversión muy eficiente de rayos X a rayos de luz, pero ocasiona una pérdida de resolución por distorsión (ver Figura 2.20). El grosor típico de una capa de fósforo en una placa es del orden de 40 a $100 \mu m$. Algunas unidades receptoras utilizan una película con la emulsión por los dos lados la cual queda como emparedada entre las dos placas, la segunda placa (colocada después de la película a lo largo del haz de propagación de los rayos X) convierte los fotones de rayos X que no se afectan por la primer placa en fotones de luz, y por lo tanto incrementa la eficiencia del receptor. Placas delgadas pueden usarse en estos sistemas duales para obtener mayor eficiencia (y disminuir la irradiación al paciente) sin sacrificar resolución.

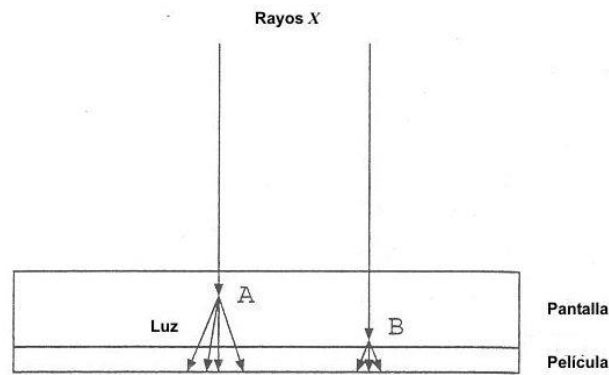


Figura 2.20. Desenfoque causado por la pantalla gruesa. La luz se emite desde el punto A en la pantalla es extendido a lo largo del área de la película que está en el punto B [6].

Un sistema de fluoroscopia utiliza un intensificador de imagen y una cámara de video en lugar de la película para poder capturar la imagen y desplegarla en un monitor como video. Las imágenes se adquieren a una tasa de 2 a 8 cuadros por segundo (*fps* por sus siglas en inglés –frames per second–), con la señal de rayos X pulsando de 30 a 100 *ms* por cuadro. En radiografía computarizada (CR), una placa fotoestimable de fósforo (hecha de europio; un elemento metálico bivalente y trivalente del grupo de la tierra rara activado con bario) se utiliza en lugar de la película para capturar y mantener temporalmente el patrón de la imagen. El patrón de la imagen latente es escaneada con láser y digitalizada. En radiografía digital (DR), la película o la combinación placa-película se reemplaza por detectores electrónicos de estado sólido.

Ejemplo. En las Figuras 2.21 (a) y (b) muestran las imágenes de rayos X posteroanterior (PA, de atrás hacia delante) y lateral (lado a lado) del tórax de un paciente. Los detalles de las costillas y pulmones, así como la silueta del corazón son visibles. Este tipo de imágenes son útiles para visualizar y discriminar entre pulmones llenos de aire, corazón lleno de fluido, costillas, y vasos. El tamaño del corazón se puede notar para detectar agrandamiento. Las imágenes pueden utilizarse para detectar lesiones en los pulmones, fracturas en las costillas o en la columna vertebral, y para excluir la presencia de fluido en la caja torácica. El uso de dos vistas ayuda en la localización de lesiones, por ejemplo el uso exclusivo de una PA por ejemplo, no nos proveerá información para decidir si hay un tumor en la parte posterior o anterior del paciente.

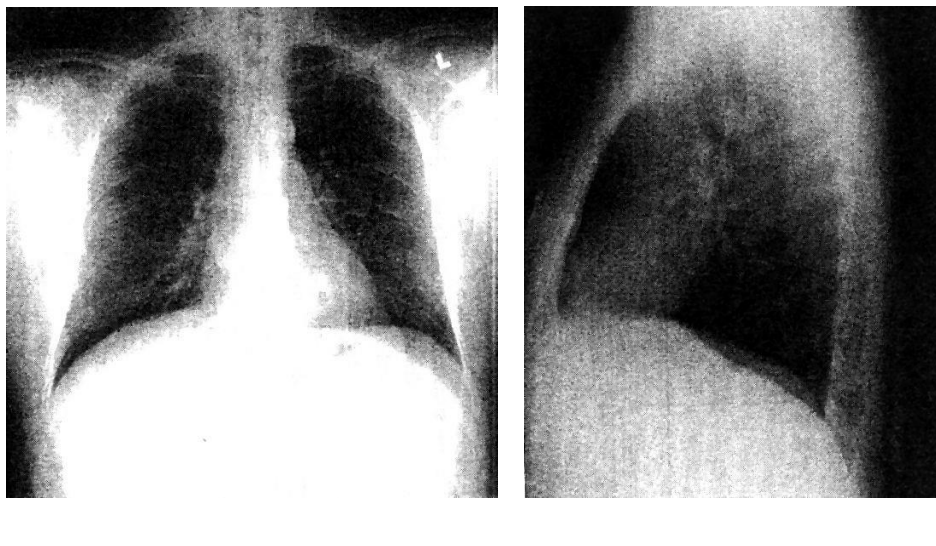


Figura 2.21. Imágenes de rayos X de un paciente. **A.** Posteranterior y **B.** Lateral del tórax [6].

Los siguientes párrafos describen algunas consideraciones físicas y técnicas en imágenes de rayos X :

- **Blanco (objetivo) y punto focal:** Un haz de electrones con energía en el rango de 20 a 140 keV es utilizado para producir imágenes de rayos X para diagnóstico. El material típico utilizado del blanco es el molibdeno y el tungsteno. El término “punto focal” se refiere al área del blanco de ataque por el haz de electrones para generar rayos X , por tanto el punto focal nominal es típicamente expresado en términos de su diámetro en mm como se observa en la imagen plana (en la película). Un pequeño punto focal es deseado en orden para obtener un punto de imagen, especialmente en amplificación de imágenes. Típicamente los tamaños del punto focal en radiografía se hallan en los rangos de 0.1 a 2 mm . Un punto focal con tamaño de 0.1 a 0.3 mm se desea en mamografías.
- **Energía:** La capacidad de penetración de un haz de rayos X es principalmente determinada por el voltaje de aceleración aplicado al haz de electrones que afecta al blanco en el generador de rayos X . Las siglas de la capacidad de penetración comúnmente usada (después referido como la energía del haz de rayos X) es kVp , comprendido como kilovolt pico. A mayor kvp , más penetración del haz de rayos X tendremos. La unidad actual de energía de un fotón de rayos X es el voltaje del electrón o eV , el cual es la ganancia de la energía por un electrón cuando un potencial de 1 V es aplicado a este. La medición kVp relatada a la más alta posible energía del fotón de rayos X que puede ser alcanzada en el uso del voltaje. La baja energía en fotones de rayos X son absorbidos cerca de la superficie de la piel, sin contribución a la imagen. Para prever que radiación no se quiere, se usa un filtro en la fuente de rayos X para absorber baja energía de rayos X . Típicamente los materiales de los filtros son el aluminio y el molibdeno.

Imágenes de órganos con tejidos suaves como el pecho son desarrolladas con rayos X de baja energía en el rango de 25 a 32 kVp . El uso de un alto kVp resultaría en una baja diferencia de atenuación y pobre visualización de los detalles de los tejidos o con un bajo contraste. Algunos otros niveles de energía utilizados en radiografías de proyección son, para imágenes de abdomen: 60 a 100 kVp ; pecho: 80 a 120 kVp ; y cráneo: 70 a 90 kVp . El kVp para ser usado depende desde la distancia entre la fuente de rayos X y el paciente, el tamaño (grosor) del paciente, y el tipo de malla usada y varios factores más.

- **Exposición:** Para un determinado voltaje del tubo (kVp), el número total de fotones de rayos X que son liberados de la fuente es expresada como el producto de la corriente del tubo (mA) y el tiempo de exposición (s), juntos se expresan como el producto mAs . Como resultado, para obtener imágenes de un ser humano, el número de fotones que llegan en la película son relacionados a la cantidad mAs . Una cantidad de mAs baja resulta en una baja exposición en la película (tenue o luz clara), mientras que una cantidad alta de mAs resulta en una sobre exposición o imagen oscura (así como la creciente dosis de rayos X al paciente). Típicamente los valores de exposición están en el rango de 2 a 120 mAs . Los sistemas de imágenes grandes determinan automáticamente la exposición requerida para obtener un modo de imagen, tamaño del paciente, y la configuración de kVp . Algunos sistemas usan una exposición inicial del orden de 5 ms para estimar la penetración de los rayos X hacia la imagen del cuerpo humano, y así determinar la exposición requerida.
- **Haces endurecidos:** Los rayos X usados en imágenes radiográficas son propiamente no monoenergéticos; esto es, ellos poseen fotones de rayos X sobre ciertas bandas de frecuencias o niveles de energía electromagnéticos. Como la propagación de los rayos X hacia el cuerpo, los fotones de baja energía se consiguen absorber preferentemente, dependiendo desde la longitud de la ruta del rayo hacia el cuerpo y las características de atenuación del tejido a lo largo de la ruta. Así, los rayos X que pasan hacia el objeto en distancias largas desde la fuente poseerán relativamente menos fotones en niveles de baja energía que en el punto de entrada en el objeto (y de ahí una relativa alta concentración de fotones de alta energía). Este efecto es conocido como haces endurecidos, y conduce a estimaciones incorrectas del coeficiente de atenuación en imágenes tomográficas computarizadas (CT).

Los efectos de haces endurecidos pueden ser reducidos por prefiltros y preendureciendo el haz de rayos X y al reducir su espectro. El uso de rayos X monoenergéticos de un ciclotrón obvia este problema.

- **Dispersión y el uso de mallas:** Como el haz de rayos X se propaga hacia el cuerpo, fotones se pierden debido a la absorción y dispersión en cada punto del cuerpo. El ángulo de dispersión de un fotón en un punto dado que se recibe a lo largo del haz es una variable aleatoria y por lo tanto el fotón disperso contribuye al ruido en el punto donde este golpea el detector. Además, la dispersión resulta en bajo contraste en la parte del objeto donde los fotones de rayos X fueron dispersados del haz principal. Los efectos del ruido de la radiación dispersada es significativa en imágenes por emisión de rayos *gamma*, y requiere de métodos específicos para proveer calidad en la imagen. Los efectos de la dispersión pueden ser reducidos por el uso mallas (o redes), colimación (obtener un haz de rayos paralelos a partir de un foco luminoso), o discriminación de energía debido al factor de que el fotón disperso (o secundario) usualmente tiene niveles de baja energía que los fotones primarios.

Una malla consiste en una franja que absorbe rayos X que están mutuamente paralelas si el haz de rayos X está en paralelo, como los imágenes de pecho (ver Figuras 2.22 y 2.23), o convergentes hacia la fuente de rayos X en el caso de haces divergentes (como en el caso de imágenes de seno, (ver Figura 2.25), entramados (redes) o mallas hexagonales con franjas paralelas en patrones entrecruzados son usadas en mamografías. Los fotones de rayos X que llegan por la ruta que no está alineada con las mallas serán detenidas desde el alcance del detector.

Una malla generalmente contiene franjas finas de plomo o aluminio con densidades de 20 a 80 *líneas/cm* y alturas entre mallas con rangos de 5:1 o 12:1. El espacio entre mallas esta rellena con materiales de baja atenuación como la madera. Una malla estacionaria produce un patrón de línea que esta superpuesta sobre la imagen que sería distrayente. La Figura 2.23(a) muestra una parte de una imagen de un fantasma con la malla libre de artefactos visibles. (Una imagen de fantasma completo se muestra en la Figura 2.24). Artefactos de mallas es evitada en una malla recíproca, donde la malla es movida alrededor de 20 espacios de malla durante la exposición. El movimiento mancha la malla con sombras y se hacen invisibles en la imagen. La Figura 2.23(b) muestra una imagen de algún objeto como en la parte (a), pero sin malla de artefactos. Bajos niveles en la malla de artefactos pueden aparecer en las imágenes si el que sostiene la malla no se mueve en un ritmo constante o comienzan movimientos tardíos o terminación de un movimiento temprano respecto al intervalo de exposición del rayo X . Una gran desventaja del uso de mallas es que requieren aproximadamente dos veces la radiación de dosis requerida que las técnicas de imágenes sin mallas. Además, el contraste de detalles finos se reduce debido a la mancha de sombra de la malla.

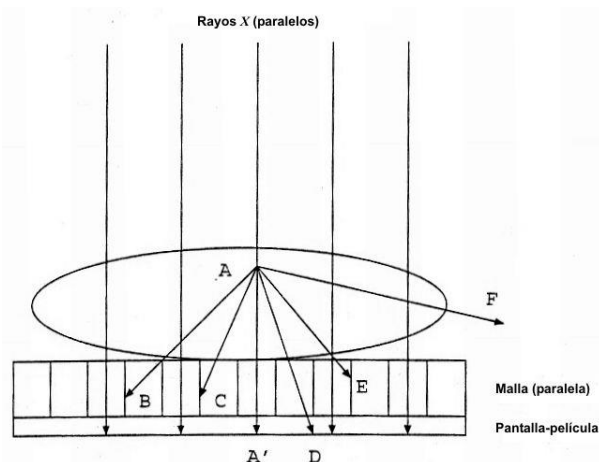


Figura 2.22. Uso de mallas paralelas para reducir la dispersión. Los rayos X que están paralelos al alcance de la malla de la película. Por ejemplo, la línea AA'. La dispersión del rayo AB, AC y AE han sido bloqueadas por la malla; sin embargo, la dispersión del rayo AD ha alcanzado la película en la ilustración [6].

- **Ruido en la detección del fotón:** La interacción entre el haz de rayos X y el detector es gobernada por las mismas reglas como por la interacción con algún otro material: fotones se pierden debido a la dispersión y absorción, y algunos fotones pueden pasar sin afectar (o sin ser detectados). El pequeño tamaño de los detectores en imágenes de radiografía digital y tomografía computarizada reduce sus eficiencias de detección. La dispersión y fotones no detectados causan ruido en la medición.
- **Detención de rayos por implantes pesados:** Si la imagen del cuerpo humano contiene extremadamente partes pesadas o componentes, como tornillos de metal o broches en los huesos y clips quirúrgicos que son casi opacos a los rayos X detienen totalmente la llegada de los fotones de rayos X , ninguno de los fotones serían detectados en el punto correspondiente de la salida del cuerpo. El coeficiente de atenuación para la ruta correspondiente sería indefinida, o dentro del contexto computacional, infinito. Entonces, un algoritmo de reconstrucción no sería capaz de redistribuir los valores de atenuación sobre los puntos junto con la correspondiente ruta del rayo en la reconstrucción de imágenes. Esto conduce a artefactos rayados en imágenes de tomografía computarizada.

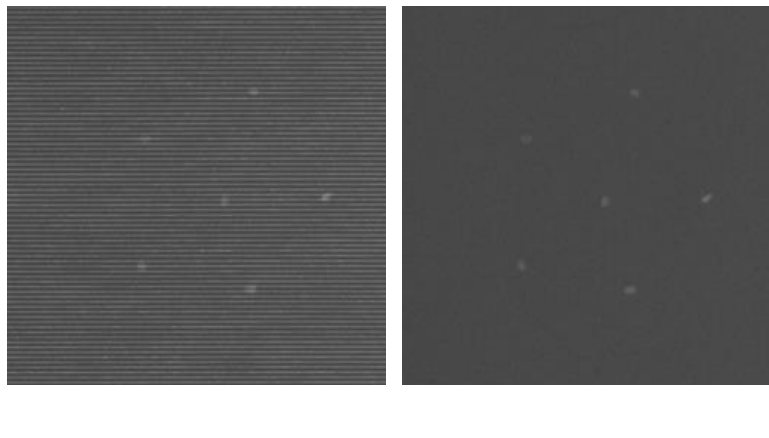


Figura 2.23. Imágenes de rayos X de la parte de un fantasma: **A.** Con y **B.** Sin artefacto de la malla [6].

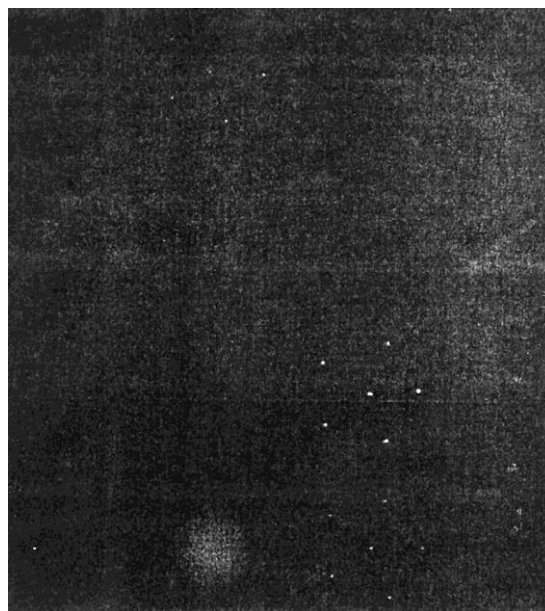


Figura 2.24. Imagen de rayos X de un fantasma para mamografías del Colegio Americano de Radiología. Los valores de los píxeles en el rango [117, 210] han sido extendidos al rango de despliegue [0, 255] para mostrar los detalles [6].

2.3.5.1. Cáncer de mama y mamografía

El cáncer es causado cuando una célula o un grupo de células se escapan de los controles usuales que regulan el crecimiento celular, y empiezan a multiplicarse y expandirse. Esta actividad da lugar a una masa, a un tumor, o a un neoplasma. Muchas masas son benignas; es decir, el crecimiento anormal se restringe a un solo, limitando; que la masa se amplíe en la célula. Algunos tumores son malignos; es decir, el crecimiento anormal invade los finos tejidos y puede expandirse a distintas áreas del cuerpo. Aunque las masas benignas pueden conducir a complicaciones, los tumores malignos son generalmente más serios, y es para estos tumores que el término cáncer es utilizado. La mayoría de tumores de mama habrá producido metástasis antes de alcanzar un tamaño palpable.

Aunque curable, especialmente cuando es descubierto en etapas tempranas, el cáncer de mama es la principal causa de muerte en mujeres. Un factor importante en el cáncer de mama es que tiende a ocurrir antes en la vida que otros tipos de cáncer y otras enfermedades. Aunque la causa de cáncer de mama aún no ha sido totalmente entendida, la temprana detección y el retiro del tumor primario son métodos esenciales y eficaces de reducir la mortalidad, porque, en tal punto en el tiempo, sólo algunas de las células que se marcharon del tumor primario habrán tenido éxito en la formación de tumores secundarios. Cuando los tumores de mama son descubiertos por las mismas mujeres afectadas (vía introspección), la mayor parte de los tumores habrán producido metástasis.

Si el cáncer de mama puede ser descubierto por algún medio en una etapa temprana, mientras clínicamente es localizado, la tasa de supervivencia puede ser aumentada radicalmente. Sin embargo, en tal etapa temprana, el cáncer de mama no es generalmente dócil con la detección por el examen físico y la introspección de pecho. El papel primario de una técnica de imagen es a través de la detección de lesiones en el pecho. El método más eficaz para la detección temprana del cáncer de mama son los rayos X, mamografía, CT, y la de resonancia magnética (MRI) que han sido investigadas para el diagnóstico de cáncer de mama, pero la mamografía es el único procedimiento confiable para descubrir cánceres no palpables y para descubrir muchos cánceres de mama mínimos, cuando ellos aparecen son curables. Por lo tanto, han recomendado la mamografía para la revisión periódica de mujeres sin síntomas. La mamografía ha ganado el reconocimiento como la técnica más acertada para la detección temprana del cáncer oculto de mama clínicamente.

Imágenes de mama con rayos X: La primera técnica de radiografía utilizada para obtener las imágenes del mama fue por Warren en 1930, después de haber examinado a 100 mujeres usando vistas sagitales. Por la falta de un método reproductivo para obtener imágenes satisfactorias, esta técnica no tuvo mucho progreso hasta 1960, cuando Egan reportó; un alto- mA y un bajo kVp para las fuentes de rayos X que reprodujeron imágenes sobre la película industrial. Era a mediados de los años 60's que el primer servicio de radiología moderno dedicado a la mamografía fue desarrollado. Desde entonces, avances notables han conducido a una mejora asombrosa de la calidad de imagen y la reducción dramática de la dosis de radiación. Una característica principal de mamogramas es el bajo contraste, que es debido a la composición de tejido suave relativamente homogéneo del pecho. Muchos esfuerzos han sido enfocados al desarrollo de métodos que mejoren el contraste. Un método alternativo conocido como xeromamografía, es una placa cubierta por selenio de aluminio que es usada como detector. La placa es inicialmente alimentada con aproximadamente 1000 V. La exposición a los rayos X que salen al paciente crea un modelo de carga sobre la placa debido a la liberación de electrones e iones. La placa entonces es radiada con un tóner ionizado, el patrón del cual es transferido al papel es una cubierta de plástico. Xeromamogramas proporcionan una amplia latitud y el realce de bordes, que conducen a imágenes mejoradas. Sin embargo, la xeromamografía causa una dosis más alta al sujeto, y no se ha utilizado mucho desde los años 80's

Un sistema de imagen mamográfico típico es mostrado esquemáticamente en la Figura 2.25. La mamografía requiere un rayo X de alta calidad (un rayo de banda estrecha o casi monocromática), que es controlado por el material objetivo del tubo y la filtración del rayo con

el molibdeno. La compresión eficaz de pecho es un factor importante en reducir la radiación dispersada, la creación de una distribución de densidad tan uniforme como sea posible, la eliminación del movimiento, y la separación de estructuras mamarias, aumenta la visibilidad de detalles en la imagen. El empleo de rejillas expresamente diseñadas para mamografía puede reducir la radiación dispersada y mejorar el contraste sustancial, que es sobre todo significativo cuando la imagen es de pechos densos. Generalmente, la película convencional de mamografía es realizada con el pecho directamente en contacto con el cassette de película en la pantalla, produciendo imágenes esencialmente de tamaño natural. La técnica de amplificación, por otra parte, interpone un hueco de aire entre el pecho y la película, de modo que la imagen proyectada radiográfica sea ampliada. La amplificación produce imágenes de detalles finos que contienen la información adicional anatómica que puede ser útil en la refinación del diagnóstico, sobre todo en casos donde la imagen convencional demuestra conclusiones inciertas o ambiguas. Como en el método de rejilla, las ventajas de la amplificación se alcanzan a costa de aumentar la radiación. Por lo tanto, la técnica de amplificación no es usada rutinariamente.

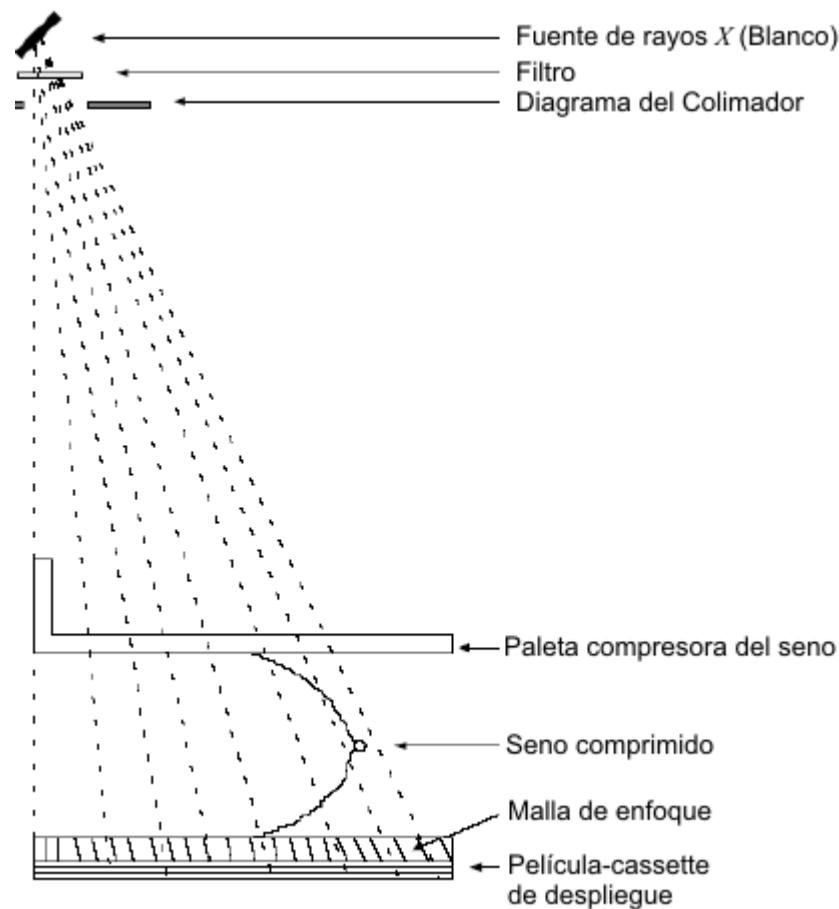
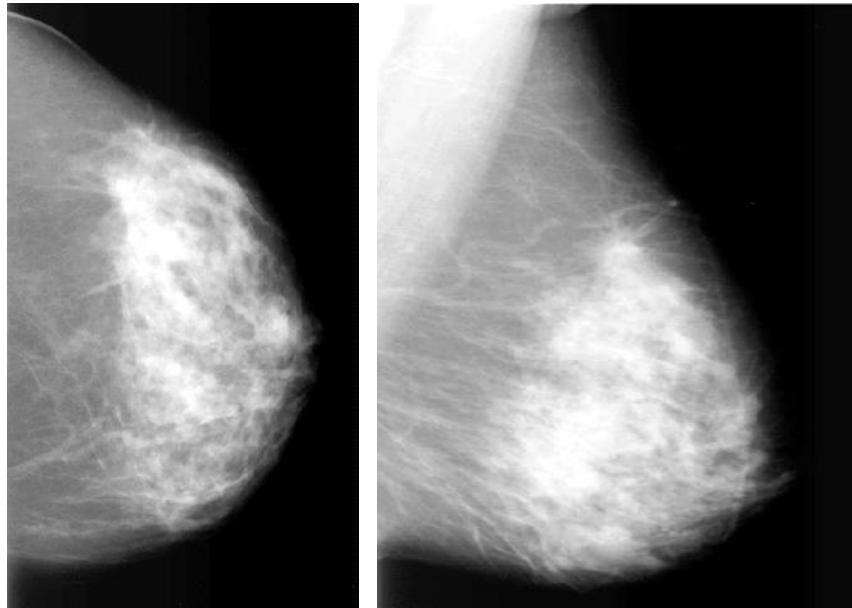


Figura 2.25. Configuración común para obtener una imagen de mamografía [6].

La película de mamografía es ahora el instrumento principal para la detección temprana del cáncer de mama. El riesgo de radiación es todavía una causa para inquietar, aunque no haya ninguna prueba directa de riesgo de cáncer de mama por la irradiación de dosis baja. A pesar de todo, avances tecnológicos en mamografía siguen siendo dirigidos hacia la reducción mínima de la irradiación manteniendo la alta calidad de las imágenes.

Ejemplo. Las Figuras 2.26(a) y (b) muestran el cráneo-caudal (CC) y medio-lateral-oblicuo (MLO), las vistas del mismo seno de una paciente. La vista de MLO demuestra distorsión arquitectónica debido a un tumor en el borde derecho superior.



A B

Figura 2.26. Mamografías del seno de una paciente. **A.** Cráneo-Caudal (CC) y **B.** Medio-Lateral Oblicuo (MLO) [6].

Las mamografías son analizadas por radiólogos especializados. Un mamograma normal típicamente representa el modelo donde convergen tejidos fibroglandulares y vasos. Cualquier rasgo que causa una salida de o distorsión con la referencia al modelo normal es visto con la sospecha y analizado con la atención suplementaria. Los rasgos como calcificaciones, masas, el aumento localizado de la densidad, distorsión arquitectónica, y la asimetría entre las imágenes izquierdas y derecha de pecho son analizados con cuidado. Varios países y estados han instituido programas de detección de cáncer de pecho donde invitan a mujeres sin síntomas dentro de una cierta categoría de edad a participar en exámenes regulares.

2.3.6. Tomografía

El problema de visualizar los detalles del interior del cuerpo humano sin invadirlo ha sido siempre objeto de interés, y unos años después del descubrimiento de los rayos X por Rontgen en 1895, fueron desarrolladas técnicas para mostrar imágenes de planos seccionales del cuerpo. Las técnicas de laminografía, la de planografía o la “clásica” tomografía usaba movimiento síncrono de la fuente de rayos X y la película de tal manera que se producía una imagen relativamente nítida de un plano focal del objeto. La Figura 2.27 ilustra un sistema simple de movimiento lineal, donde la fuente de rayos X y el cassette de la película se mueven a través de una línea recta para así mantener un plano longitudinal (coronal), indicado por la línea AB , enfocada.

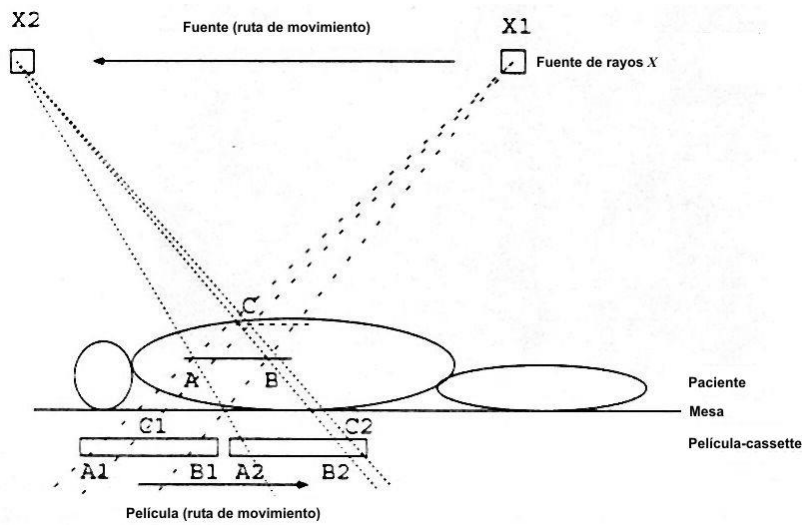


Figura 2.27. Movimiento sincronizado de la fuente de rayos X y la película para obtener una imagen topográfica del plano focal indicado como AB [6].

Se puede observar que los rayos X a través de las líneas $X1-A$ y $X2-A$ impactan en el mismo lugar físico $A1 = A2$ en la película, y que los rayos X a través de la línea $X1-B$ y $X2-B$ impactan en el mismo lugar $B1 = B2$. Por el otro lado, para el punto C en un plano diferente, los rayos a través de la línea $X1-C$ y $X2-C$ impactan en diferentes lugares en la película. Por lo tanto, los detalles del plano AB permanecen enfocados y causan una imagen fuerte, y los detalles de cualquier otro plano quedan esparcidos sobre toda la película. Este esparcimiento de información de los otros planos del objeto causa pérdida de contraste en el plano de interés. El desarrollo de imágenes CT dejó la tomografía basada en películas obsoleta.

Ejemplo. La Figura 2.28 muestra una imagen tomográfica del plano longitudinal (coronal) del pecho de un paciente. Imágenes de esta naturaleza proveen mejor visualización y localización de las lesiones que los rayos X regulares, y permiten la detección de masas en los tubos bronquiales y los ductos de aire.

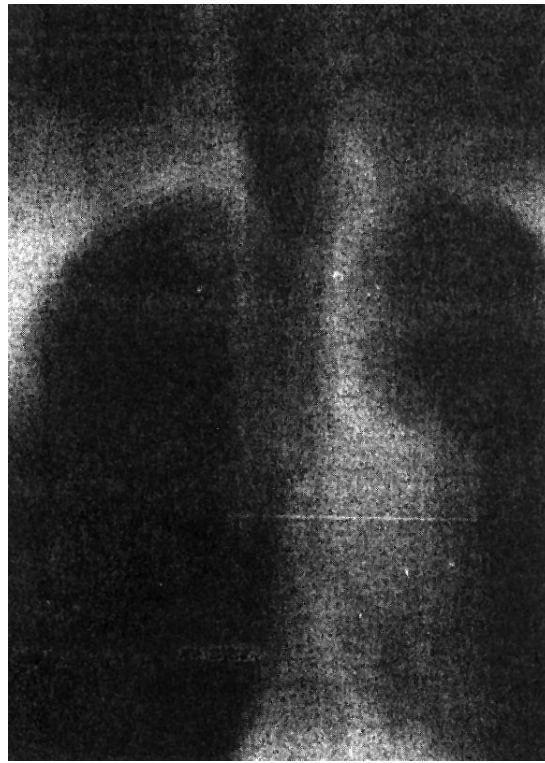


Figura 2.28. Imagen topográfica en sección plana longitudinal del pecho [6].

2.3.6.1. Tomografía computacional

La técnica de CT (por sus siglas en inglés –Computed Tomography–) fue desarrollada a finales de 1960 e inicio de 1970, produciendo imágenes seccionales de la cabeza y cuerpo humano que nunca se habían visto antes (sin invasión y sin destrucción). En la forma más simple de la imagen CT, solo la parte seccional deseada del plano del cuerpo es irradiada usando rayos X finos colimados, en vez de irradiar el cuerpo completo con un rayo de $3D$ como en una radiografía ordinaria (Figura 2.29). La ecuación fundamental para el CT es la misma que la ecuación 2.9. Las integrales del rayo son medidas en muchas posiciones y ángulos alrededor del cuerpo, escaneando el cuerpo en el proceso. La reconstrucción de la imagen de las proyecciones, es computarizada para formar la imagen de una sección del cuerpo: por eso el nombre de tomografía computarizada.

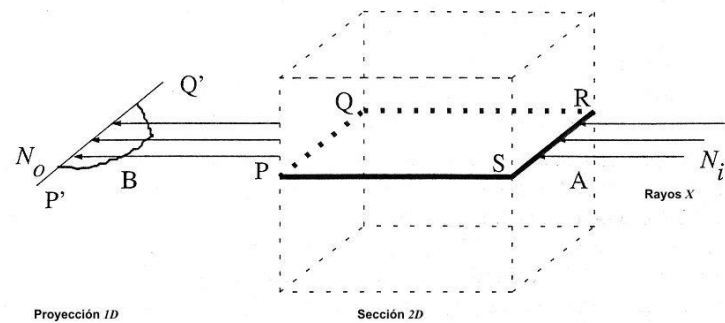


Figura 2.29. Forma básica de imagen CT, sólo el plano de sección transversal de interés es radiado con rayos X . La proyección del plano transversal $2D$ PQRS del objeto es mostrado en el perfil $1D$ $P'Q'$ [6].

La Figura 2.30 muestra algunos de los procedimientos de escaneo utilizados: La Figura 2.30(a) muestra la geometría de escaneo de traslación-rotación para proyecciones paralelas del rayo; La Figura 2.30(b) muestra la misma geometría traslación-rotación pero con un arreglo de detectores tipo abanico; La Figura 2.30(c) muestra una configuración de una sola rotación con arreglo de detectores; La Figura 2.30(d) muestra la configuración de una sola rotación con un anillo de detectores. Un escáner más reciente es utilizado para imágenes cardiovasculares, el cual elimina completamente el movimiento mecánico reduciendo el tiempo de escaneo utilizando por los emisores de rayos *X* electrónicamente guiados y un anillo de detectores, como se encuentra ilustrado en la Figura 2.31.

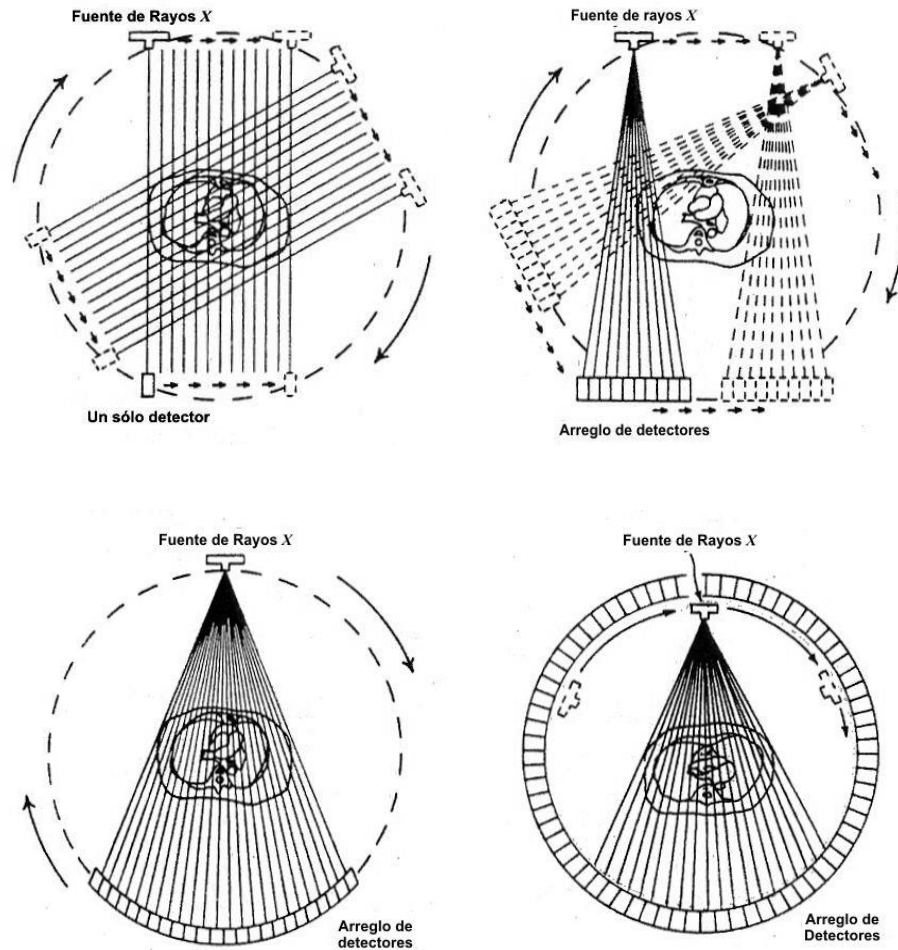
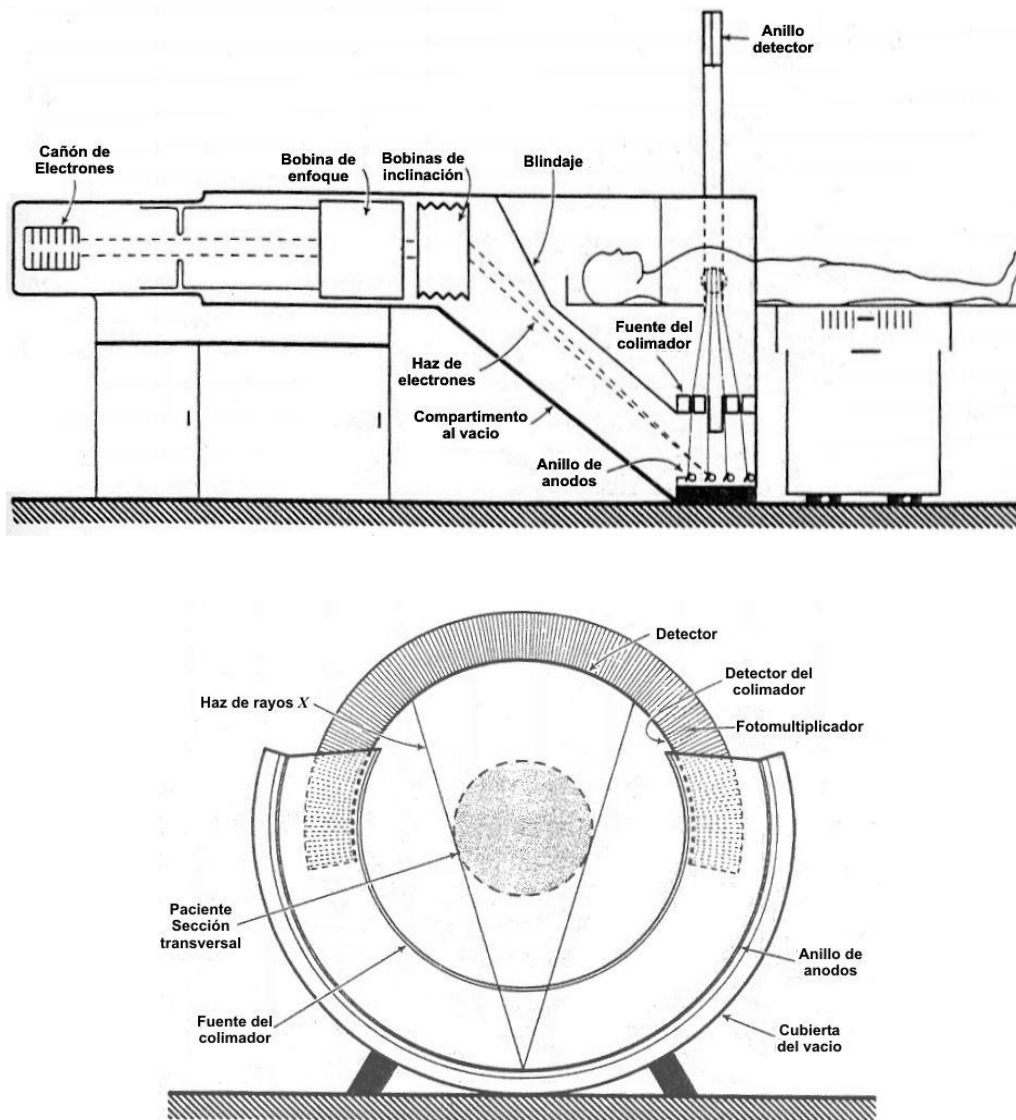


Figura 2.30. **A.** Primera generación de escáner CT. Geometría del escaneo de giro de traslación para proyecciones de rayos paralelos. **B.** Segunda generación de escáner CT. Geometría del escaneo de giro de traslación con un pequeño haz tipo abanico en el arreglo de detectores. **C.** Tercera generación de escáner CT. Geometría del escaneo de un sólo giro para proyecciones de haz tipo abanico. **D.** Cuarta Generación de escáner CT. Geometría del escaneo de un solo giro para proyecciones de un haz tipo abanico usando anillos de detectores [6].



A
B

Figura 2.31. Dirección asistida electrónicamente de un haz de rayos X para movimiento libre para escaneo de imágenes CT. **A.** Vista longitudinal y **B.** Vista transversal [6].

El principio fundamental detrás del CT, en la reconstrucción de imágenes por proyecciones, es conocido por un poco menos de 100 años, desde la exposición del tema por Radon en 1917. El más reciente desarrollo en el tema surgió en los años cincuentas y sesentas del trabajo de investigadores en diversas aplicaciones. Algunas de las publicaciones más importantes en el área son los trabajos de Cormack con la representación de una función por integrales de línea; Bracewell y Riddle en la reconstrucción de distribuciones de brillo en cuerpos astronómicos con detectores en diferentes ángulos; Crowther, De Rosier y Klug en la reconstrucción de imágenes en $3D$ de virus en micrografías electrónicas; Ramachandran y Lakshminarayanan en la técnica de convolución de proyecciones de fondo; Gordon en técnicas de reconstrucción algebraica. Trabajos pioneros en el desarrollo de escaners médicos prácticos fueron realizados por Oldendorf, Hounsfield y Ambrose. La tomografía computarizada fue establecida como una herramienta de diagnóstico clínico a inicios de los años 70's.

Una vez que una imagen secciona es obtenida, este proceso puede ser repetido para obtener una serie de imágenes seccionales del objeto en $3D$ que se investiga. La imagen en $3D$ de un cuerpo puede ser reconstruida usando una sección de $2D$ en cada momento, y a su vez esta es reconstruida con una proyección en $1D$. En un Reconstructor Espacial Dinámico, las proyecciones en $2D$ son obtenidas con una

pantalla fluorescente vía la irradiación de la entera porción del cuerpo en interés. En una tomografía computarizada de emisión de un solo fotón (SPECT), varias proyecciones en $2D$ son obtenidas usando una gammacámara. En este caso, la información de la proyección de varios planos seccionales es adquirida simultáneamente: cada hilera de la proyección en $2D$ provee la información en $1D$ del plano seccional del cuerpo. Muchas imágenes seccionales pueden ser obtenidas de la reconstrucción de un conjunto de imágenes en $2D$.

Otra modalidad de imagen usada para la adquisición de información proyectada son el ultrasonido, resonancia magnética, emisión nuclear y luz. Técnicas usando radiación no ionizada es importante para imágenes en una mujer embarazada. El parámetro físico de estas modalidades puede diferir, pero una vez que la proyección es adquirida, la reconstrucción matemática de la misma es casi similar.

Ejemplos. La Figura 2.32 muestra un escaneado CT de la cabeza de un paciente. La imagen presenta, entre otras cosas, los ventrículos del cerebro. Imágenes CT son muy útiles en la detección de anomalías en el cerebro y en el cráneo, incluyendo sangrando, calcificación y fracturas del cráneo.

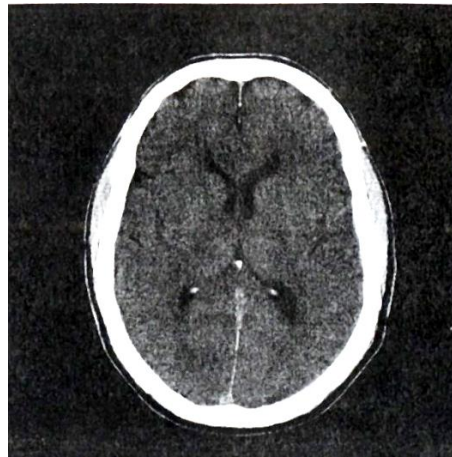


Figura 2.32. Imagen CT de un paciente mostrando los detalles en una sección transversal a través de la cabeza (cerebro) [6].

La Figura 2.33 ilustra la imagen CT del abdomen de un paciente. La imagen muestra el estómago, la vesícula biliar, el hígado, la espina dorsal, los riñones, intestinos, etc. La interfaz aire-fluido en el estómago es claramente vista. Imágenes de este tipo son útiles detectando algunas anomalías en el abdomen.

La Figura 2.34 muestra una interpretación de la misma imagen de CT del pecho de un paciente. La imagen (a) ha sido escalada (desplegada en un monitor de computadora) para ilustrar algunos detalles de los pulmones, así la imagen (b) ha sido escalada para desplegar la parte de la cavidad torácica entre los pulmones (contiene el corazón, aorta el esófago, la tráquea y el timo) con relativo incremento de los detalles. La imagen (a) muestra los detalles de la ramas del cuerpo de las arterias pulmonares. Las imágenes CT del pecho facilitan la detección de la distorsión anatómica debido a la colección fluidos intratorácicos o extrapulmonares, o debido rupturas pulmonares. También ayudan en la detección de tumores pulmonares y la obstrucción de las arterias pulmonares debido a trombosis.

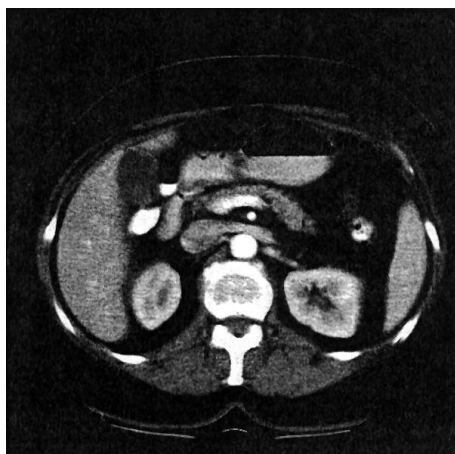
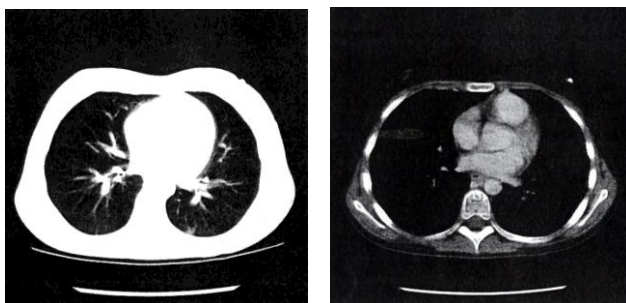


Figura 2.33. Imagen CT de un paciente que muestra los detalles en sección transversal a través del abdomen [6].



A B

Figura 2.34. Imagen CT de un paciente escalada para: **A.** mostrar los detalles de los pulmones y **B.** Desplegar la cavidad torácica (ver párrafo de arriba) en detalle [6].

La Tomografía Computarizada es una técnica de imagen que ha revolucionado el campo de diagnóstico médico. La CT ha encontrado también aplicación en otras áreas de evaluación no destructiva como industriales, biológicas, radioastronómicas, microscopia de luz, electrónica, óptica interferométrica, cristalografía de rayos *X*, ingeniería petrolera y exploración geofísica.

2.3.6.2. Imágenes Médicas Nucleares

El uso de la radiactividad en imagen médicas comenzó en los años 50's, hoy en día la medicina nuclear se ha convertido en una parte integral de la mayoría de los hospitales. En el estudio de imágenes médicas nucleares, una cantidad pequeña de una sustancia se administra en el cuerpo de manera oral, por inyección intravenosa o por inhalación, dicha sustancia está diseñada para ser absorbida por el cuerpo humano y a su vez para introducirse en un órgano específico. Los fotones de rayos *gamma* emitidos por el cuerpo como resultado del decaimiento radiactivo de la sustancia, se utilizan para obtener una imagen que represente la distribución de la radioactividad en el órgano.

Esta técnica se utiliza para obtener un mapa fisiológico, como por ejemplo, ventilación de pulmones, musculatura del corazón, hígado, bazo y de la glándula tiroides. La medicina nuclear también ha demostrado ser útil en la detección de tumores del cerebro y huesos. Mientras que las imágenes de rayos *X* proporcionan la información relacionada con la densidad y se pueden utilizar para detectar la

anatomía alterada, las imágenes médicas nucleares ayudan a examinar el funcionamiento fisiológico alterado de órganos específicos del cuerpo.

Los isótopos más comunes usados en la obtención de imágenes médicas son el Tecnecio (^{99m}Tc) con emisión de fotones de rayos *gamma* en 140 keV, el Talio (^{201}Tl) en 70 keV o 167 keV y el Yodo (^{131}I), este último se usa para obtener imágenes de la tiroides.

El primer dispositivo de imagen usado en medicina nuclear fue el escáner rectilíneo, el cual consistía de un colimador con un agujero conectado a un detector de rayos *gamma*. El escáner se acopla a un sistema mecánico que realizaba una exploración sobre la zona de interés, haciendo un mapa de la distribución de la radiación en el área. La cantidad de radiactividad detectada en cada posición se registraba en una cinta o en un osciloscopio, sin embargo se consumía mucho tiempo en este proceso.

El destello de la cámara de rayos *gamma* utiliza una reacción de Yoduro de Sodio y Talio [NaI(Tl)] en el detector, generalmente de 40 cm de diámetro y 10 mm de grueso. La cámara de rayos *gamma* consta de 3 partes principales: Un colimador, un detector, y un conjunto de tubos fotomultiplicadores. La Figura 2.35 ilustra una cámara de rayos *gamma* en un diagrama de vista seccional.

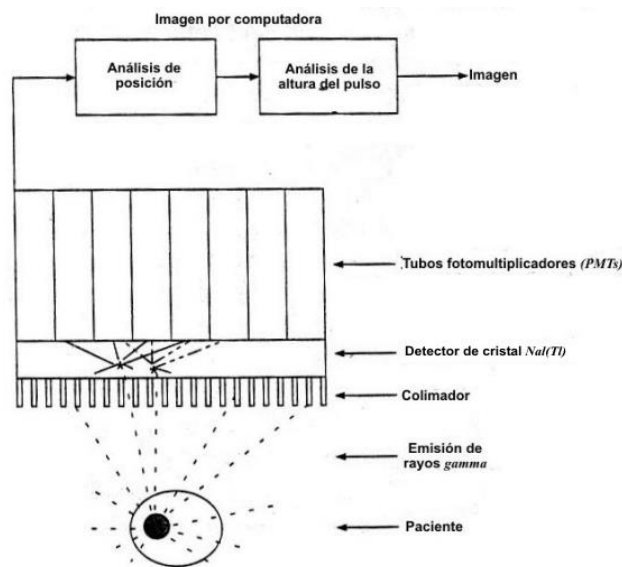


Figura 2.35. En la imagen se observa la representación de un sistema de imágenes médicas nucleares con una cámara de rayos *gamma*.

Los siguientes párrafos describen algunos de los componentes principales de los sistemas de imágenes nucleares en medicina.

- **Colimador.-** Consiste en un arreglo de huecos separados por tabiques de plomo. La función de este es permitir el paso de los rayos *gamma*, esto llega a lo largo de cierta trayectoria de la propagación y para bloquear todos los rayos *gamma* fuera de un estrecho ángulo sólido de aceptación. Los colimadores usualmente están hechos de aleaciones conductoras por ejemplo el tantalio, tungsteno y el oro. Diferentes geometrías también son usadas en el diseño de los huecos para los colimadores, por ejemplo la triangular, cuadrada, hexagonal y patrones redondos. Las geometrías hexagonales son las más eficientes, y las más usadas comúnmente.

Dos factores dominantes en el diseño del colimador son: la eficacia geométrica, que es la fracción de los fotones de los rayos *gamma* de la fuente que se transmiten a través del colimador al detector, y la resolución geométrica (espacial). En general, dado un tipo de colimador, se tiene alta eficiencia con pobre resolución. La resolución de un colimador es incrementada si el tamaño de los huecos es reducido o si el grueso del colimador es incrementado. La eficiencia de un colimador común es del 0.01%, esto es solo 1 de 10,000 fotones emitidos pasa por el colimador al cristal.

El colimador más usado es el de huecos paralelos, particularmente para el estudio de órganos largos.

- **Detector.-** En la parte posterior del colimador se encuentra el detector, el cual es usualmente un cristal de Yoduro de Sodio dopado con Talio [$NaI(Tl)$] de 6 a 13 mm de grueso. El cristal absorbe los fotones de los rayos *gamma* que pasan a través de los huecos del colimador y reemite su energía como luz visible. El grueso del cristal determina la parte absorbida de los fotones de los rayos *gamma* por efecto fotoeléctrico. Un cristal más grueso absorbe mejor que uno más fino. Sin embargo, las dispersiones gruesas de un cristal absorben la luz antes de que alcance la superficie trasera del cristal. Un cristal de 10 mm de grueso absorbe un 92% de fotones recibidos de 140 keV.
- **Tubos fotomultiplicadores (PMT's).**- El cristal se acopla ópticamente a la superficie del arreglo de PMT's (por sus siglas en inglés –Photomultiplier Tubes–). Los tubos son generalmente hexagonales, y se arreglan para cubrir el área de la proyección de imagen. Los centelleos dentro del cristal son convertidos por los fotocátodos en el frente de los tubos a los fotoelectrones, los cuales se aceleran cada uno a una serie de electrodos (conocidos en los tubos fotomultiplicadores como “dinodos”) sostenido en potenciales sucesivamente más altos hasta que alcanzan el ánodo en la parte posterior del tubo. Durante este proceso, los fotoelectrones producen un número de electrones secundarios en cada dinodo (electrodo), llegando a una ganancia del orden de 10^6 .
- **Imagen de computadora.-** Los pulsos producidos por los PMT's en respuesta a centelleos en el cristal se aplican a una matriz que registra los puntos de llegada de los fotones correspondientes de los rayos *gamma*. La amplitud de los pulsos representa la energía depositada por los rayos *gamma*. Un analizador de la altura de pulso se utiliza para seleccionar los pulsos que están dentro de la ventana de energía que corresponde a la energía máxima de los rayos *gamma*.

La ventaja de las imágenes médicas nucleares es que abarcan los aspectos funcionales del cuerpo humano más que la anatomía, sus desventajas importantes son que tienen una resolución espacial pobre y alto contenido del ruido.

La resolución de una cámara de rayos *gamma* típica (cristal) está alrededor de los 3 a 5 mm. Las principales causas del ruido se deben al número bajo de los fotones usados para crear imágenes y a la aleatoriedad de la emisión de rayos *gamma*. Dicho ruido también se puede causar por las múltiples deformidades de la cámara de rayos *gamma*.

En general el contraste de las imágenes médicas nucleares es alto como en el diseño de radiofármacos para absorber por selección y localización el órgano de interés. Cueste lo que cueste, otros órganos o tejidos en el cuerpo también absorberán algunas cantidades de radiofármacos, y emitirán rayos *gamma* que aparecerán como una cuenta de fondo y contraste degradado. Cada efecto puede ser etiquetado como artefacto psicológico o anatómico. El contraste de una imagen es también disminuido por la penetración en la separación que divide los dos tejidos o cavidades en el colimador y la dispersión.

Imágenes multicámara y sistemas de escaneo. Los datos adquiridos por una cámara de rayos *gamma*, representan una proyección o una imagen plana que corresponde a una integración del cuerpo en 3D y es reflejado a lo largo de las trayectorias de los rayos *gamma*. Los sistemas modernos utilizan 2 o 3 cámaras de rayos *gamma* que adquieren múltiples proyecciones de imágenes.

Imágenes SPECT: Escáner SPECT (por sus siglas en inglés –Single Photon Emission Computed Tomography–) reúne 64 o 128 proyecciones espaciadas 180° o 360° alrededor del paciente, dependiendo sobre que aplicación. Líneas escaneadas individuales de las imágenes de proyección pueden entonces procesarse con algoritmos de reconstrucción para a través de imágenes seccionales de 2D, obtener una imagen 3D del paciente. Secciones coronales, sagitales y oblicuas (transversales) pueden crearse de los datos 3D. El escaneo circular es comúnmente usado para crear imágenes proyectivas del cuerpo en diferentes ángulos. Escaners circulares proveen proyecciones en iguales intervalos angulares, como requieren por seguridad los algoritmos de reconstrucción. Sin embargo, algunos estudios clínicos usan

escaners elípticos para mantener la cámara cerrada al cuerpo humano, en consideración de los factores que la resolución espacial se deteriora rápidamente con la distancia. En cuales situaciones los algoritmos de reconstrucción de CT se adaptarán a las uniformidades de los datos espaciados.

Ejemplos. La Figura 2.36 ilustra imágenes de proyecciones médicas nucleares (planas) del pecho de un paciente. La región de intensidad alta (actividad) en el lado derecho de la imagen representa el corazón. La Figura 2.37 ilustra varias series de imágenes SPECT del ventrículo izquierdo del paciente antes y después del estrés (ejercicio en una rueda de ardilla).

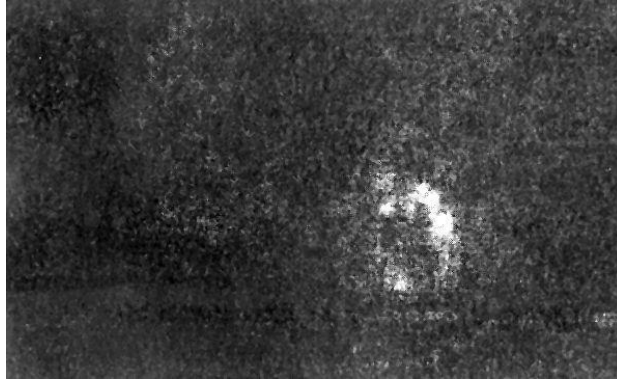


Figura 2.36. Plano o imagen de proyección utilizada en imágenes SPECT del miocardio. Las dos líneas horizontales indican los límites de los datos utilizados para reconstruir las imágenes SPECT mostradas en la Figura 2.37 [6].

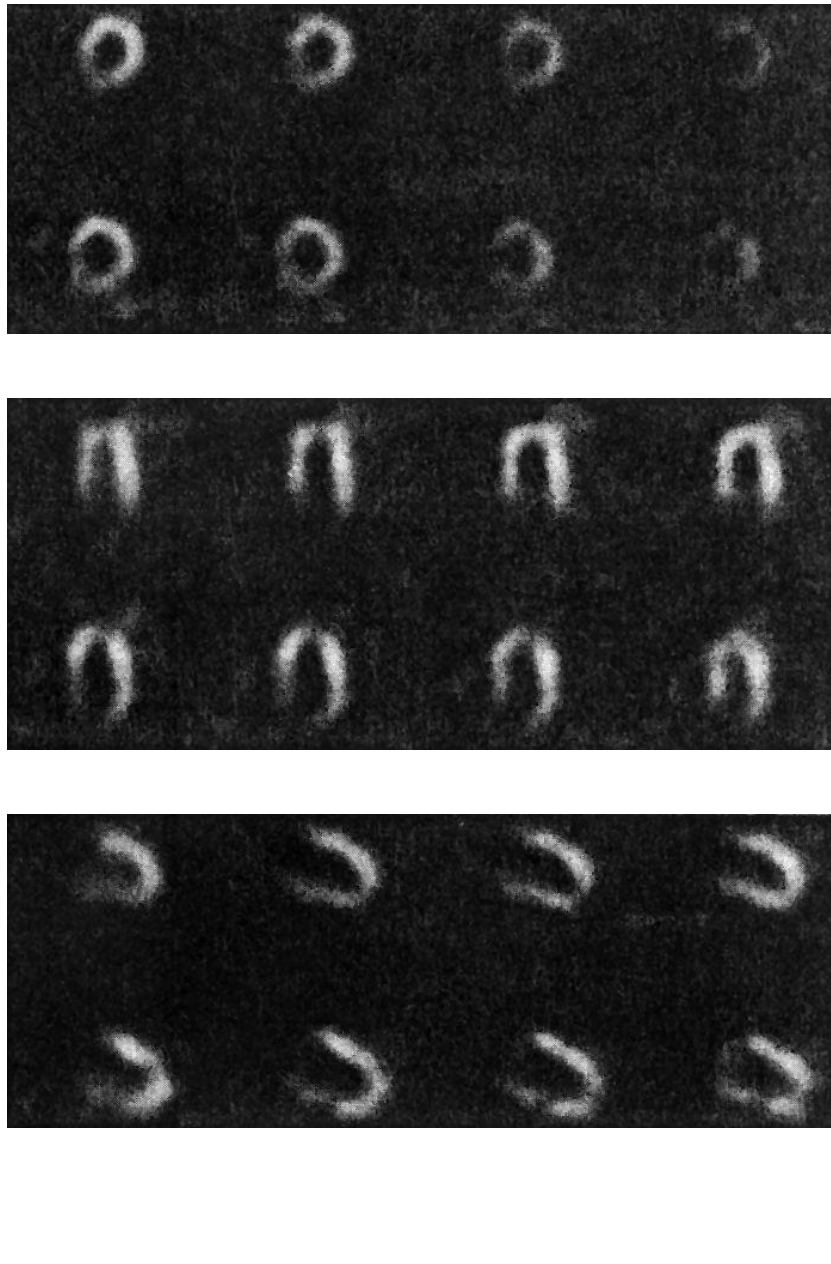


Figura 2.37. Imagen SPECT del ventrículo izquierdo. **A.** Imágenes del eje corto. **B.** Imágenes del eje horizontal. **C.** Imágenes del eje vertical largo. En cada caso el panel superior muestra cuatro imágenes SPECT después del estrés (ejercicio) y el panel inferior muestra las vistas correspondientes antes del ejercicio (reposo) [6].

Las imágenes SPECT despliegan secciones oblicuas vistas del miocardio en tres orientaciones: el eje corto, el eje horizontal largo, y el eje vertical largo del ventrículo izquierdo. Regiones isquémicas demostraron baja intensidad que las regiones normales debido a la reducción de sangre. La generalmente apariencia de ruido en imágenes SPECT así como la naturaleza de artefactos en imágenes de medicina nuclear son ilustradas por la imagen.

Tomografía por emisión de positrones (PET por sus siglas en inglés –Positron Emission Tomography–).- Ciertos isótopos de carbón (^{11}C), nitrógeno (^{13}N), Oxígeno (^{15}O) y Flúor (^{18}F) emiten positrones que sirven para las imágenes médicas nucleares. El PET se basa sobre la detección simultánea del producto de la aniquilación de dos fotones con 511 keV y la emisión de direcciones opuestas cuando un positrón pierde energía cinética y se combina con un electrón. El proceso es conocido como detección de coincidencia. La colimación en

imágenes PET es electrónica, con incrementos sustancialmente en la eficiencia del proceso de detección en comparación a las imágenes SPECT. Un diagrama es usado solamente para definir el plano de la imagen seccional (CT).

Varios modos de colección de datos son posibles para imágenes PET, incluyendo gantríes estacionarios, de rotación única y de rotación de traslación. En un modo de colección de datos, un anillo de detectores de germanate-bismuto ($Bi_4Ge_3O_{12}$) son usados para reunir emisiones estáticas que corresponden a una proyección de una sección transversal. Un algoritmo de reconstrucción es entonces usado para crear imágenes 2D de imágenes 3D.

La resolución espacial de una imagen a través de PET comúnmente es de 5 mm la cual es casi dos veces mayor que la de SPECT. El PET se usa generalmente para la obtención de imágenes y el análisis fisiológico de órganos.

2.3.7. Ultrasonografía (ultrasonido)

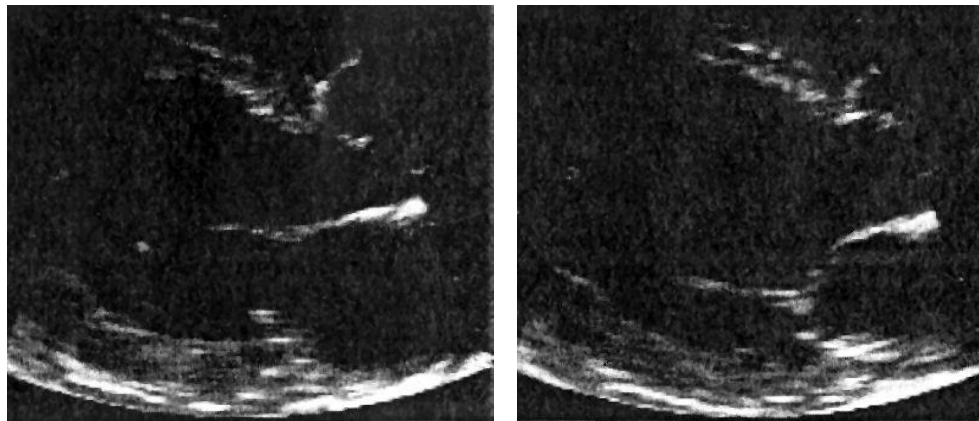
El ultrasonido en el rango de frecuencias de 1 a 20 MHz es usado en diagnóstico de ultrasonografía. La velocidad de propagación del ultrasonido a través de un medio depende principalmente de la compresibilidad: A menor compresión mayor velocidad. Las velocidades típicas en los tejidos humanos son 330 m/s en el aire (de los pulmones); 1540 m/s en el tejido blando y 3300 m/s en el hueso. Una onda de ultrasonido puede ser reflejada, refractada, dispersada o absorbida mientras se propaga a través del cuerpo. La mayoría de las formas de diagnóstico ultrasonográfico están basadas principalmente en la reflexión del ultrasonido en las interfaces de los tejidos. Un gel es utilizado para minimizar la presencia del aire entre el transductor y la piel, y para mejorar la reflexión en la superficie de la piel. Típicamente los pulsos de ultrasonido están alrededor de 1 μs de duración dando esto alrededor de 1000 pps (pulsos por segundo) que son aplicados, y esto resulta en ecos que son utilizados para localizar interfaces de tejidos y obtener imágenes.

Superficies grandes y suaves en un cuerpo causan reflexión de espejo, mientras que superficies rugosas causan una reflexión no de espejo o dispersión difusa. El hígado normal o sano por ejemplo, está hecho de paquetes de parénquima (tejido fino que constituye la parte esencial de un órgano, puesto en contraste) que tienen un tamaño alrededor de 2 mm. Considerando una señal de ultrasonido de 1 MHz y asumiendo una velocidad de propagación de 1500 m/s tenemos que la longitud de onda sería de 1.54 mm, la cual está en el orden del tamaño de los paquetes de parénquima. Por esta razón el ultrasonido es difundido en todas direcciones dentro del hígado lo que aparece como manchas en el escaneo del ultrasonido. Las regiones que están llenas de fluido como los quistes que no tienen una estructura interna, no generan eco excepto en sus límites y aparece como una región negra en el ultrasonido. La casi completa absorción del ultrasonido en los huesos causa sombras en las imágenes: tejidos y órganos que son cruzados por huesos y objetos densos a través de la ruta de propagación no son captadas por completo y ayudan a detallar la imagen. La calidad de las imágenes de Ultrasonografía es también afectada por la múltiple reflexión, por ruido en forma de manchas debido a la propagación y por distorsión espacial debido a la refracción. La resolución espacial en las imágenes de ultrasonido tiene un límite del orden de 0.5 a 3 mm. Algunos de los modos más comúnmente usados en ultrasonido son brevemente escritos a continuación.

- **Modo A:** Un solo transductor es usado en este modo. La amplitud (lo que le da el nombre de A) de los ecos es recibida y mostrada en un eje vertical con la correspondiente profundidad (que se relaciona con el tiempo en el que tarda en llegar el eco) que es desplegada en el eje horizontal. El modo A es muy útil en la medición de distancias con aplicación en la detección del desprendimiento de la retina y la detección del cambio de la línea media del cerebro.
- **Modo M:** Este modo muestra al tiempo en el eje horizontal y la profundidad de eco en el eje vertical. El modo M es útil en el estudio del movimiento o movilización (de ahí el nombre), con aplicaciones en el análisis de válvulas cardíacas.

- **Modo B:** Una imagen de una sección de dos dimensiones o una rebanada del cuerpo es producida en este modo al usar un solo transductor al escanear la región de interés o usando una regla de transductores activados secuencialmente. Es posible crear una imagen en tiempo real en el modo B utilizando entre 15 y 40 *fps* (cuadros por segundo). El modo B es muy útil para el estudio de órganos grandes, como el hígado, y en la imagenología fetal.
- **Ultrasonido Doppler:** Este modo es utilizado principalmente, por la posibilidad de cambiar frecuencias, en la investigación, para objetivos que se mueven (el efecto doppler) es útil en la obtención de imágenes de flujo de sangre. Tiene una aplicación particular en la detección de turbulencias y reflujo el cual es muy útil en el diagnóstico de estenosis o insuficiencia de válvulas cardíacas. La obtención de imágenes por doppler puede ser utilizada para adquirir una combinación de información anatómica con el modo B y la información de los flujos que da el doppler.
- **Pruebas especiales:** Una variedad de prueba pueden ser desarrolladas por la ultrasonografía a órganos específicos para aplicaciones especiales, algunos de los cuales son: pruebas endovaginales para imágenes fetales, pruebas transcendentales para próstata, pruebas transesofágicas para imágenes del corazón vía esófago y pruebas intravasculares para el estudio de vasos sanguíneos.

Ejemplos. La electrocardiografía es una aplicaron mayor de ultrasonografía para una valoración de la integridad funcional de las válvulas. Un arreglo de transductores ultrasónicos es usado en modo B de una ecocardiografía, para así obtener un video que ilustra, las actividades de apertura y cerradura de la actividad de las válvulas. La Figura 2.38 ilustra dos recuadros de un ecocardiograma de un sujeto con una válvula mitral normal, el cual se captura en las posiciones de apertura y cerradura de los dos recuadros. La Figura 2.39 muestra una imagen de ultrasonido en modo B del mismo sujeto, ilustrando el movimiento de la aleta triangular de la válvula contra tiempo. La ecocardiografía es usada en la detección de estenosis (estrechamiento de un orificio o conducto) y la perdida de flexibilidad de las válvulas cardíacas debido a calcificaciones.



A **B**

Figura 2.38. Dos recuadros del ecardiograma de un sujeto con funciones normales en la válvula mitral. **A.** Válvula mitral en la posición completamente abierta. **B.** Válvula mitral en la posición cerrada [6].

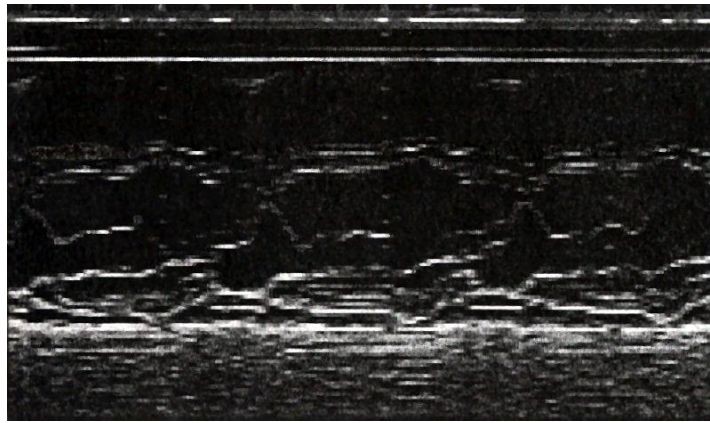


Figura 2.39. Imagen de ultrasonido en modo M de un sujeto con funciones normales en la válvula mitral. El eje horizontal representa el tiempo. La signatura (marca o nota puesta en una cosa para distinguirla de otras) del eco de la válvula mitral de una aleta triangular fina de una válvula del corazón con la ilustración de apertura y cerradura [6].

A pesar de limitaciones en calidad y la resolución de la imagen, La ultrasonografía es una modalidad médica importante de la proyección de imagen debido a la naturaleza de no ionización del medio. Por esta razón, la ultrasonografía es particularmente útil en proyección de imágenes fetales. La Figura 2.40 muestra una imagen con ultrasonido en modo B de un feto. El contorno de la cabeza y la cara así como la columna espinal son claramente visibles en la imagen. Las imágenes de esta naturaleza se pueden utilizar para medir el tamaño de la longitud de la cabeza y del cabeza al sacro (en que está situado el hueso sacro, desde el lomo hasta el cóccix) del feto. La ultrasonografía es útil en la detección de anomalías en el desarrollo fetal, especialmente distensión del estómago, hidrocefalia, y complicaciones debidas (en la gestación) a la diabetes maternal tal como la carencia del desarrollo del sacro.

La Ultrasonografía es también útil en la proyección de imágenes tomográficas, discriminando entre las masas sólidas y los quistes llenos de fluido en el pecho, y la caracterización del tejido fino.

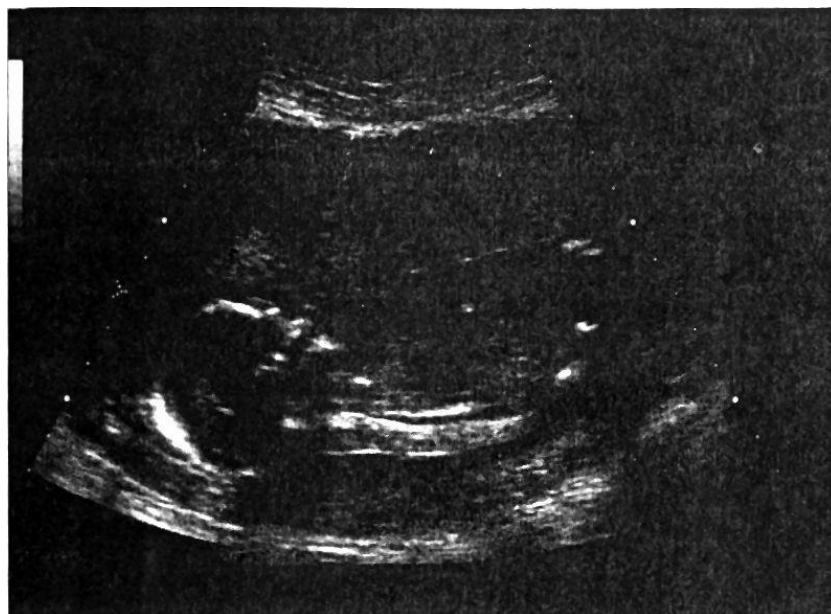


Figura 2.40. Imagen de ultrasonido en modo B (3.5 MHz) de un feto (vista sagital) [6].

2.3.8. Obtención de imágenes por Resonancia Magnética

Las MRI (por sus siglas en inglés –Magnetic Resonance Imaging–) está basada en el principio de resonancia magnética nuclear (NMR): el comportamiento del núcleo bajo la influencia de un campo magnético y un campo EM (radio frecuencia o RF) externamente aplicados. Un número impar de protones, o un número impar de neutrones tiene un spin nuclear inherente y muestra un momento magnético; tal que un núcleo es llamado a ser NMR-activo. Los modos comúnmente usados de MRI recaen en núcleos de hidrógeno (1H o protón), carbón (^{13}C), flúor (^{19}F), y fósforo (^{31}P).

En ausencia de un campo magnético externo, los vectores de los momentos magnéticos del núcleo activo, tienen orientaciones aleatorias, resultando, una red no magnetizada. Cuando un fuerte campo magnético externo H_o es aplicado, algunos de los spins nucleares del núcleo activo se alinean con el campo (tanto paralelo como no paralelo al campo). El número de spins que se alinean con el campo está en función de H_o e inversamente relacionado con la temperatura absoluta. A la fuerza del campo comúnmente usado, de 1.5 T (Tesla), solo una relativamente pequeña fracción de spins se alinea con el campo. El eje del campo magnético es referido como el eje z . El alineamiento paralelo corresponde a un estado más bajo de energía que el alineamiento antiparalelo, y por lo tanto habrá más núcleos en el estado anterior. Este estado de alineamiento forzado resulta en un vector de red de magnetización. (En equilibrio y 1.5 T, únicamente alrededor de siete spins, en un millón, son alineados en el estado paralelo; por lo tanto, la MRI es una técnica de detección de imagen de baja sensibilidad).

El vector spin magnético de cada precesión (cambio de la dirección del eje alrededor del cual gira un objeto) del núcleo activo aproximándose hacia el eje z a una frecuencia conocida como frecuencia Larmor, y está dada por:

$$\omega_0 = \gamma H_0 \quad (2.11)$$

donde γ es la razón giro magnético del núcleo considerado (para protones $\gamma = 42.57 \text{ MHz T}^{-1}$). Desde el punto de vista de la mecánica clásica y para el 1H , esta forma de precesión es comparable a la rotación de un eje de giro máximo alrededor de la vertical. La MRI involucra perturbación controlada de la precesión de spins nucleares, y la medición de señales de RF emitidas cuando la perturbación es detenida y el núcleo regresa a su previo estado de equilibrio. La MRI es un procedimiento de obtención de imágenes intrínsecamente de 3D. El escáner CT requiere escaneado mecánico y provee imágenes de corte seccional en 2D de manera plano por plano: los cortes, si son requeridos en otras orientaciones, tienen que ser computados de un conjunto de cortes 2D cubriendo el volumen requerido. En MRI, las imágenes pueden ser obtenidas directamente en alguna sección: transversal, coronal, sagital u oblicua mediante el uso apropiado de gradientes y secuencias de pulso. Más aun, ningún escaneo mecánico es involucrado: la selección de cortes y escaneo son llevadas a cabo electrónicamente por gradientes de campo magnético y pulsos de radiofrecuencia.

Los principales componentes y principios de MRI son los siguientes:

- **Un Imán** que provee un campo fuerte, uniforme, del orden de 0.5 a 7 T. Esto causa que algunos núcleos activos se alineen en la dirección del campo (paralelo y antiparalelo) y la precesión cerca del eje del campo. La razón de precesión es proporcional a la fuerza del campo magnético H_o . A mayor campo magnético, un mayor número de spins se alinean en el estado paralelo, contra el estado antiparalelo, y el mayor será la razón de señal a ruido de la información adquirida.

- **Un transmisor de radiofrecuencia** que entrega un pulso electromagnético de RF H_1 al cuerpo del que se obtendrá la imagen. El pulso de RF provee la perturbación mencionada anteriormente: esto causa que el eje de precesión del vector de red de spin se desvíe o de la vuelta al eje z . La secuencia para que esto suceda es, la frecuencia del campo de RF debe ser la misma que la de precesión del núcleo activo, tal que el núcleo pueda absorber energía del campo de RF (por lo tanto, el término “resonancia” en MRI). La frecuencia de rotación de RF inducida es dada por:

$$\omega_1 = \gamma H_1 \quad (2.12)$$

Cuando la perturbación RF es quitada, el estado activo regresa a su estado sin perturbación (alineamiento con H_0) a través de varios procesos de relajación, emitiendo energía en forma de señales RF.

- **Un sistema de gradiente** que al aplicar al cuerpo un campo magnético, controle la variante tiempo y espacio:

$$h(t, x) = G(t) \cdot x \quad (2.13)$$

Donde x es un vector que representa las coordenadas espaciales, G es el gradiente aplicado y t es el tiempo. Los componentes de G junto con la dirección z , así como en las direcciones x e y (el plano x e y , es ortogonal al eje z) son controladas individualmente; no obstante, la componente del cambio del campo magnético es sólo en la dirección z . El gradiente causa que el núcleo esté en diferentes posiciones para procesar a diferentes frecuencias, y proveer para la codificación espacial de la señal emitida desde el cuerpo. La frecuencia Larmor en x es dada por:

$$\omega(x) = \gamma(H_0 + G \cdot x) \quad (2.14)$$

El núcleo en posiciones específicas o planos en el cuerpo puede ser selectivamente excitado al aplicar pulsos de RF de específicas frecuencias. La combinación de campos de gradientes y pulsos de RF aplicados es llamada la secuencia de pulso.

- **Un sistema detector de RF** para detectar las señales de RF emitidas desde el cuerpo. La medición de señal de RF fuera del cuerpo representa la suma de señales RF emitidas por núcleos activos desde una cierta parte del corte del cuerpo, mientras es determinada por la secuencia del pulso. El esparcimiento espectral de la señal RF debido a la aplicación de gradientes provee información de la localización de los correspondientes núcleos fuente.
- **Un sistema de cómputo y obtención de imágenes**, para reconstruir imágenes de las mediciones almacenadas, así como procesar y desplegar las imágenes. Dependiendo sobre la secuencia de pulso aplicada, la señal RF medida puede ser formulada con la transformada de Fourier $2D$ y $3D$ de la imagen a ser reconstruida. La información almacenada corresponde a muestras de la transformada de Fourier de $2D$ de una imagen seccional en puntos de cuadros o círculos concéntricos. Los métodos de Fourier o backprojection (algoritmo para calcular la contribución de cada voxel de la estructura a los datos medidos del rayo, para generar una imagen) de reconstrucción de imágenes o proyecciones pueden entonces ser usados para obtener la imagen. (El método de Fourier es el más usado para la reconstrucción de imágenes MR).

Varias secuencias de pulso pueden ser usadas para medir diferentes parámetros de tejidos en el cuerpo al que se le está obteniendo la imagen. La imagen obtenida es función de la densidad del spin nuclear en el espacio y los correspondientes parámetros del proceso de relajación involucrados. La magnetización longitudinal se refiere a la componente del vector de magnetización a lo largo de la dirección

del campo magnético externo. Los procesos por los cuales la magnetización longitudinal regresa a su estado de equilibrio (que es realineamiento con el campo magnético externo) después de que un pulso de excitación es referido a la relajación longitudinal. El tiempo constante de relajación longitudinal es marcado como $T1$.

Un pulso RF de 90 grados causa que el vector de realimentación se oriente en el plano perpendicular al campo magnético externo: esto es conocido como magnetización transversal. Cuando la excitación es removida regresa a su estado de equilibrio, emitiendo una señal, conocida como señal de degradación de libre inducción (FID), a la frecuencia Larmor. La constante del tiempo de degradación de magnetización transversal es marcada como $T2$. Los valores de $T1$ para varios tipos de rangos de tejido van desde 200 ms a 2,000 ms ; los valores de rango de $T2$ van de 80 ms a 180 ms . Algunos otros parámetros pueden ser medidos al usar diferentes secuencias de pulsos en MRI: las imágenes resultantes pueden tener apariencias diferentes y aplicaciones clínicas.

La MRI es conveniente para imágenes funcionales. El incrementar el suministro de oxígeno (o sangre oxigenada) a ciertas regiones del cerebro debido a estímulos relacionados pueden ser grabados en imágenes MRI. La diferencia entre las imágenes de pre-estímulos y los post-estímulos puede entonces ser usada para analizar aspectos funcionales de específicas regiones del cerebro.

Ejemplo. La Figura 2.41 muestra una imagen con MR sagital de la rodilla de un paciente, se ilustra el hueso y cartílagos que forman la unión de la rodilla. Imágenes de este tipo ayudan a la detección de contusión de huesos, sangrado interior de la distancia final del fémur, rasgado de cartílagos y ruptura de ligamentos.

Las Figuras 2.42 de (a) a (c) muestran vistas: sagital, coronal y transversal de MRI de la cabeza de un paciente. Las imágenes muestran los detalles de la estructura del cerebro. Las MRI son en imágenes funcionales del cerebro.

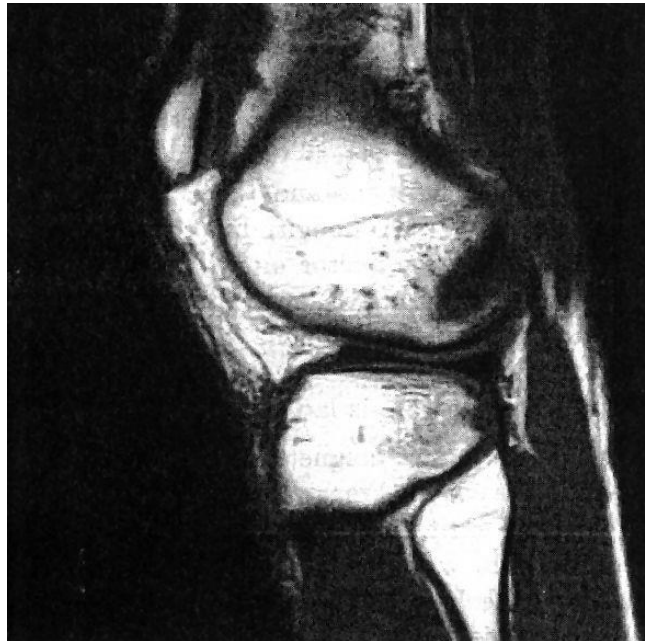
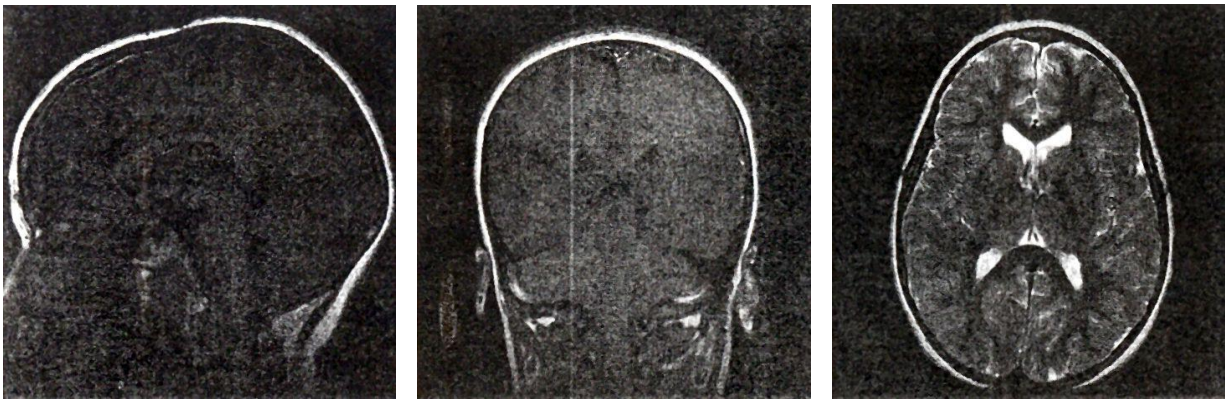


Figura 2.41. Sección sagital de una imagen de RM de la rodilla de un paciente [6].



A **B** **C**

Figura 2.42. Imágenes de RM de la cabeza de un paciente. *A.* Sagital. *B.* Coronal y *C.* transversal [6].