

# Diagnóstico por imágenes: ¿también es física?

Natalia Belén Suárez

Noviembre 2020

## *Comentarios previos*

A lo largo de nuestra vida muchos fenómenos físicos pasan desapercibidos (porque desconocemos que existen o porque no somos sensibles, etc). Cuando caminamos o servimos un vaso de agua no se tienen presentes la fuerza de rozamiento o la tensión superficial, de esta forma, tendemos a pasar por alto la presencia de estos fenómenos en nuestra vida cotidiana.

Normalmente si una persona se siente enferma, o en un chequeo rutinario, la ciencia a la que uno acude es la medicina, pero ¿qué pensamos es la medicina? En el estudio de la máquina llamada cuerpo humano, ¿qué ciencia interviene?. En esta monografía intento contar cuál es el papel de la física en la medicina y cómo se involucra. Iré mencionando breves definiciones y fenómenos físicos que al principio resultarán abstractos pero extrapolados a la temática que intento contar cobrarán sentido. Voy a abarcar cuatro tipos de diagnóstico por imágenes: Radiografías, Tomografía Computada, Ecografía, e Imagen por Resonancia Magnética.

## **Como leer esta monografía**

En cada sección la organización será la misma. Empezaremos siempre con conceptos, definiciones necesarias de los fenómenos físicos que involucran a cada tema. Luego, se explicaran cómo estos fenómenos se relacionan con el cuerpo humano (dado que la idea es explicar los fenómenos físicos en el diagnóstico por imágenes) y por último, una breve descripción de cómo se obtienen las imágenes de diagnóstico.

# 1 Radiografías

En esta sección estudiaremos las radiografías. Partiremos de los conceptos de radiación y espectro electromagnético, para definir luego que son los rayos X. Luego seguiremos con definiciones y conceptos más específicos, como la atenuación de los rayos X. A partir de los rayos X vamos a analizar brevemente algunos efectos físicos asociados como el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

Entraremos de a poco en el tema que nos interesa, los rayos X en mediciones y las radiografías. Como se producen y en qué unidades se miden las dosis de rayos. Describiremos brevemente la composición del cuerpo humano y cómo este afecta a la imagen generada. Finalmente se hará una breve descripción de la obtención de la imagen (radiografía).

## 1.1 Radiación y espectro electromagnético: Rayos X

El fenómeno de la *radiación* es la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas a través del vacío o de un medio material. Cuando hablamos de radiación electromagnética nos estamos refiriendo a la manera de cómo la energía viaja a través del espacio. Vamos a llamar *espectro electromagnético* a la distribución del conjunto de ondas electromagnéticas.

El espectro electromagnético se extiende desde la radiación de menor longitud de onda, como los rayos gamma y los rayos X, pasando por la luz ultravioleta, la luz visible y los rayos infrarrojos, hasta las ondas electromagnéticas de mayor longitud de onda, como lo son las ondas de radio. En la tabla 1 se puede observar las longitudes de onda, frecuencia y energía que son propias de cada tipo de radiación.

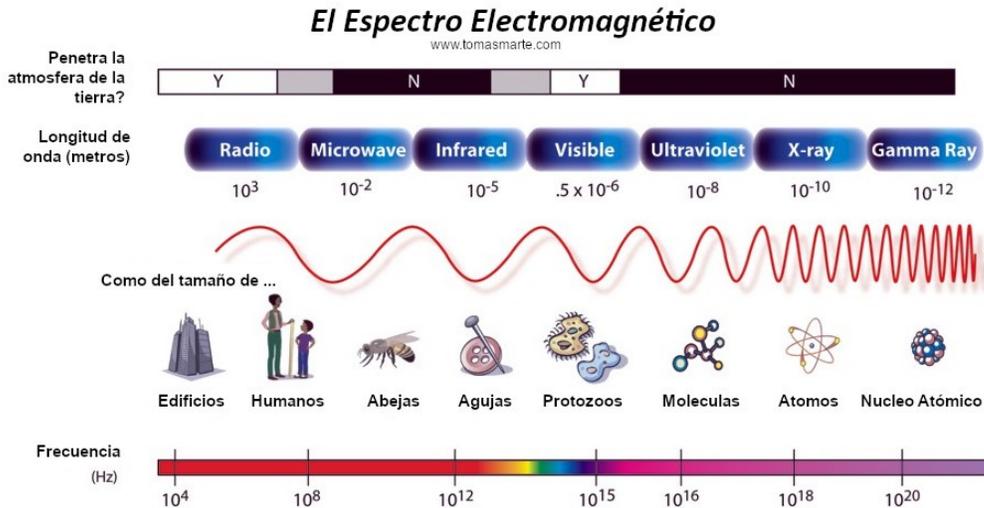


Figure 1

Los rayos X son una forma de radiación electromagnética. A diferencia de la luz visible, los rayos X tienen una mayor energía y pueden pasar a través de la mayoría de los objetos, incluyendo el cuerpo humano. El haz de rayos X está conformado por fotones de diferentes energías. Los fotones se emiten en muchos procesos, por ejemplo, una partícula con carga eléctrica.

## 1.2 Atenuación de rayos X

La atenuación de rayos X es la disminución de la energía del rayo incidente que se produce al interactuar con el medio que atraviesa. La capacidad de atenuación de un material depende de la naturaleza de la sustancia del medio (su número atómico), de la densidad y del espesor del mismo y de las características de la radiación (de los rayos X).

Un fotón es el quantum (es la menor cantidad de energía que puede transmitirse en cualquier longitud de onda) de energía en forma de radiación electromagnética, emitido o absorbido por la materia. Entonces cuando un haz de rayos X incide sobre materia, el fotón:

- (1) puede ser absorbido, es decir, transfiere su energía a átomos del material al cual incide,
- (2) puede ser dispersado (scattering),
- (3) puede atravesar la materia sin interacción.

Si el fotón es absorbido o dispersado se dice que es atenuado.

La cantidad de fotones atenuados (absorbido o dispersado) por un medio depende de la cantidad que atravesó el medio. Si todos los fotones poseen la misma energía (el haz es mono-energético) y el haz es estrecho, entonces el número  $I$  de fotones penetrando en una plancha fina de un medio, cuyo grosor es  $x$ , se representa mediante la fórmula:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (1)$$

donde  $\mu$  es el coeficiente de atenuación del medio para fotones y  $I_0$  representa el número de fotones en el haz antes de incidir sobre el medio. El número  $I_{at}$  de fotones atenuados (absorbidos o dispersados) del haz es:

$$\begin{aligned} I_{at} &= I_0 - I \\ I_{at} &= I_0 - I_0 e^{-\mu x} \\ I_{at} &= I_0(1 - e^{-\mu x}) \end{aligned} \quad (2)$$

Se observa que el número de fotones atenuados ( $I_{at}$ ), depende del número de fotones que hay en el haz antes de que incidan ( $I_0$ ) sobre el medio, y los que penetran en el medio ( $I$ ). Es razonable pensar que el total de fotones no lo atravesará; como se mencionó antes, algunos serán absorbidos y otros tendrán otras interacciones. Entonces la tasa en la que el medio atenúa a los fotones emitidos se representa con precisión mediante una exponencial negativa. En el gráfico de este tipo de función queda claro que al aumentar el grosor del medio o material ( $x$ ), el número de fotones que logran atravesar el medio o material disminuirá.

## 1.3 Interacción con la materia

En la sección anterior se hace referencia a la atenuación de los fotones emitidos de forma general. En lo que sigue, se hará explícito el "cómo" (es decir, hablaremos del intercambio, los distintos tipos y de que manera ocurre esta atenuación).

### 1.3.1 Ionización

Los fotones son desviados o dispersados con una pérdida de energía despreciable. El scattering (ó dispersión) coherente es usualmente llamada scattering clásico, porque la interacción puede ser completamente descrita utilizando los métodos de la física clásica. En la descripción de scattering clásico se asume que el fotón interactúa con electrones de un átomo en conjunto (con todos los electrones del átomo a la vez), en lugar de que el fotón interactúa con un sólo electrón del átomo. Generalmente, el fotón es dispersado en la misma dirección que el fotón incidente.

Si producto de estas interacciones se libera un electrón, se dice que ocurrió una ionización. Todos los fotones que tienen suficiente energía como para producir una ionización se llaman radiaciones ionizantes. Las radiaciones ionizantes pueden llegar a ionizar o romper ligaduras en átomos o moléculas muchas veces antes de perder toda su energía.

### 1.3.2 Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico (ver figura 2) es un fenómeno que se produce cuando las partículas de luz (fotones, portadores de radiación electromagnética) impactan sobre un material y movilizan sus electrones. En otras palabras: la luz se comporta como una onda cuando viaja, pero, al colisionar con un electrón, los fotones ceden toda su energía e impulsan estas partículas hacia otros átomos, produciendo así una corriente eléctrica.

En una interacción de este tipo, la energía total de un rayo X, se transfiere a un electrón de un átomo en donde incide el rayo. Un electrón es eyectado del átomo con energía cinética  $E_c$ , donde  $E_L$  es la energía de ligadura, necesaria para remover un electrón del átomo:

$$E_c = h\nu - E_L. \quad (3)$$

Heinrich Hertz, físico alemán, pudo corroborar la existencia de las ondas electromagnéticas a través de sus experimentos. En sus ensayos, descubrió un “fenómeno nuevo” accidentalmente: la chispa entre dos esferas metálicas era más brillante cuando sobre alguna de ellas incidía luz ultravioleta. Hertz murió prematuramente, a los 36 años, y no pudo encontrar explicación a este fenómeno en vida.

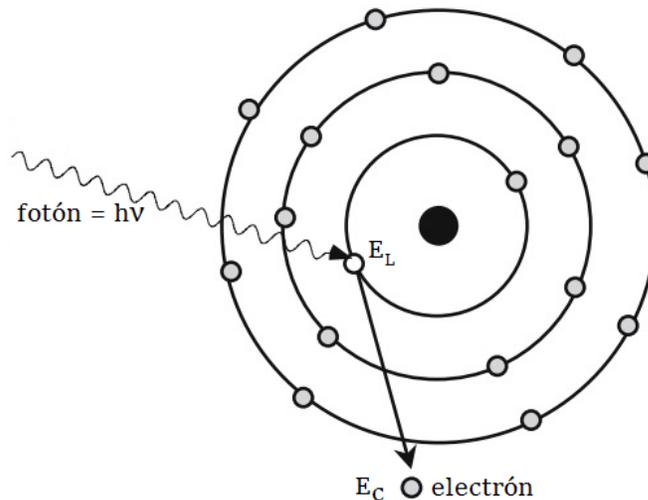


Figure 2: Efecto fotoeléctrico, un fotón proveniente del haz de rayos X, le cede su energía al electrón.

Einstein explicó el efecto fotoeléctrico a través de su teoría cuántica de la luz, que interpretaba los fenómenos de interacción entre la radiación y la materia que sus predecesores no habían podido esclarecer. Recibió el premio Nobel de Física en 1921 por su trabajo del efecto fotoeléctrico. Este trabajo proponía que la luz estaba constituida de partículas llamadas fotones. Einstein más tarde propuso que la energía que contiene un fotón es proporcional a la

frecuencia de la radiación.

Cada vez que se dispara un electrón desaparece un fotón y la energía de impulso del electrón es igual a la energía del fotón desaparecido menos la energía que lo mantenía unido a los núcleos del metal (energía de ligadura).

### 1.3.3 Efecto Compton

Arthur Compton estudió su maestría en artes en la Universidad de Princeton y después estudió para su doctorado de física bajo la supervisión de Howard L. Cooke, sobre "La intensidad de la reflexión de los rayos X y la distribución de los electrones en los átomos".

Interesado por los rayos X desde los comienzos de su carrera como investigador, en 1923 estudió experimentalmente la difracción de este tipo de radiaciones al atravesar un bloque de parafina, y puso de manifiesto que los rayos difractados poseían una longitud de onda superior a la de los incidentes y que, en consecuencia, su nivel de energía era inferior. Este efecto, que no poseía una interpretación adecuada en el marco de la teoría ondulatoria de la luz, fue explicado por Compton y por Peter Debye como consecuencia del choque elástico entre fotones integrantes de la radiación electromagnética y electrones libres o débilmente ligados de la materia, con cesión de energía de los primeros a los segundos. Arthur Compton estableció una fórmula que relacionaba la variación de la longitud de onda con el ángulo de difracción de los electrones al colisionar con los fotones.

Consecuencia fundamental del efecto descubierto por Compton y de su explicación fue la de hacer patente que a la radiación electromagnética podían atribuírsele características corpusculares, lo cual confirmaba la atribución de energía y momento a los fotones hecha por Einstein. La investigaciones de Compton lo hicieron merecedor en 1927 del Premio Nobel de Física.

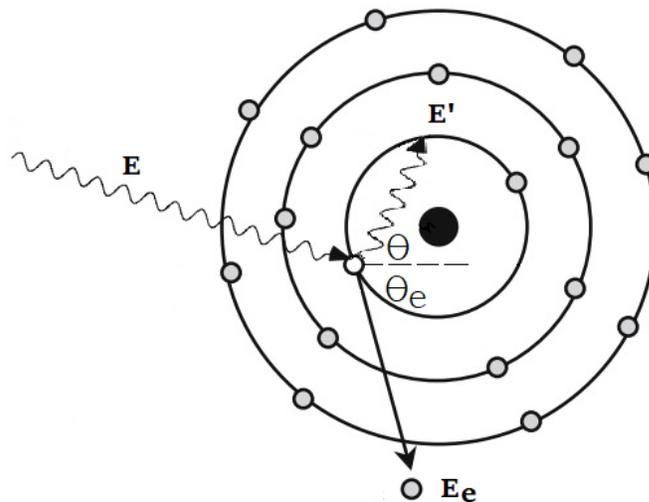


Figure 3: Efecto fotoeléctrico, un fotón proveniente del haz de rayos X, le cede su energía al electrón.

Durante el efecto Compton, parte de la energía de un fotón incidente es transferida a un electrón libre o de ligadura débil, del medio sobre el que incide. La energía cinética con la que sale disparado el electrón equivale a la energía perdida por el

fotón, asumiendo que la energía de ligadura es despreciable. A pesar de que el fotón puede ser dispersado en cualquier ángulo  $\theta$  con respecto a su dirección original, el electrón es desviado un ángulo  $\theta_e$ , el cual es  $\pi/2$  o menos con respecto a la dirección del fotón incidente en movimiento. La suma de  $\phi$  y  $\theta$  disminuye con el aumento de energía del fotón incidente. El cambio de la longitud de onda está dado por:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c}(1 - \cos(\theta)), \quad (4)$$

donde:

- $\theta$  es el ángulo de dispersión del fotón
- $h$  es la constante de Planck
- $m_e$  es la masa del electrón
- $c$  es la velocidad de la luz

La longitud de onda del fotón dispersado es:

$$\lambda' = \lambda + \Delta\lambda, \quad (5)$$

donde  $\lambda$  es la longitud de onda del fotón incidente.

### 1.3.4 Dispersión de Rayleigh

La luz solar está formada por una cantidad de ondas electromagnéticas, es decir, por muchos rayos de luz individuales que se propagan ondulatoriamente. Cuando vemos esos rayos a la vez, nos parece que la luz es blanca. Pero si esa luz pasa por un prisma, veremos que se descompone, como en el arco iris, en los colores rojo, naranja, amarillo, verde, azul y violeta. Cada uno de éstos colores tienen su propia longitud de onda. La luz roja corresponde a unas longitudes de onda mayores; la azul y la violeta, a longitudes menores.

La atmósfera terrestre está formada en su mayor parte por moléculas de nitrógeno y de oxígeno. Los rayos de luz impactan contra esas pequeñas partículas del aire y por ello se desvían, o dicho más precisamente, se dispersan. Las moléculas del aire dispersan más la luz azul, de longitud de onda más corta, que la roja, y se reparte por el cielo, donde sigue dispersándose. El resultado es que el cielo sin nubes se ve celeste. Este principio físico fue descubierto por el inglés John William Strutt, tercer barón de Rayleigh. En su honor, el fenómeno que explica el color del cielo recibe el nombre de dispersión de Rayleigh. Esta no solo describe en concreto la dispersión de la luz solar en las moléculas del aire, sino que vale para todas las formas de radiación electromagnética y para todas las partículas que sean mucho más pequeñas que las longitudes de onda de la radiación de que se trate. La intensidad de la luz dispersada por esas partículas es proporcional al inverso de la cuarta potencia de la longitud de onda de la luz: por lo tanto, cuanto menor sea la longitud de onda, más se dispersará la radiación.

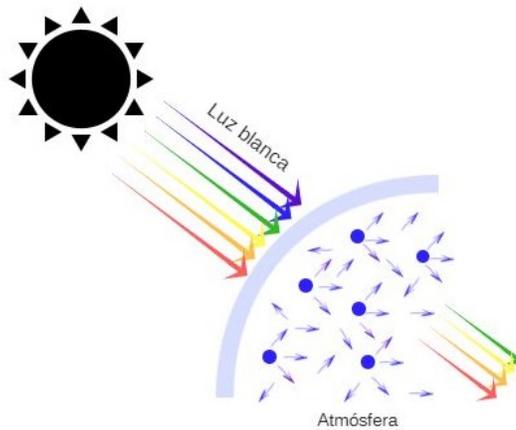


Figure 4: Dispersión de Rayleigh. Las longitudes de onda mas corta se dispersan por la atmósfera resultando en el cielo azul.

### 1.4 Producción de rayos X

La figura 5 muestra los componentes de una tubo de rayos X. Un filamento caliente libera electrones proyectados hacia un objetivo. Los rayos X se producen al interactuar los electrones acelerados con el objetivo. Éstos emergen del objetivo en todas las direcciones pero son restringidos por colimadores para formar un haz de rayos útil. Dentro del sobre envolvente se mantiene vacío, para prevenir que los electrones interactúen con moléculas de gas, es decir con aire.

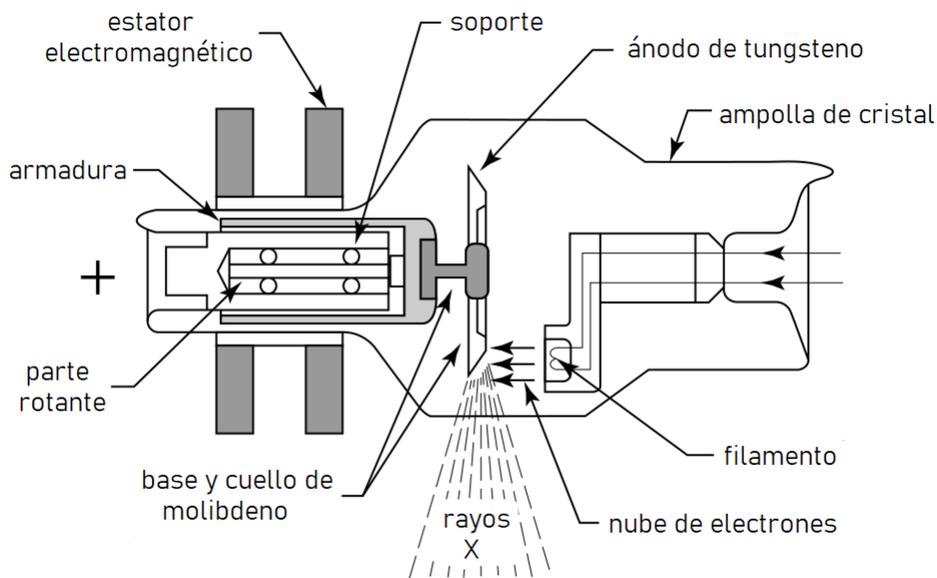


Figure 5: Tubo de rayos X rotatorio

## 1.5 Unidades

### 1.5.1 Exposición a la radiación

El concepto de la exposición a la radiación está basado en la presunción de que el medio absorbente es aire. Si  $Q$  es la carga total (negativa o positiva) liberada a medida que los rayos X interactúan en un volumen pequeño de aire de masa  $m$ , entonces la exposición a la radiación  $X$ :

$$X = \frac{Q}{m}. \quad (6)$$

### 1.5.2 Unidades de dosis de radiación

Cambios químicos y biológicos en el tejido humano expuesto a la radiación ionizante depende de la energía absorbida en dicho tejido, más que de la cantidad de ionización que la radiación produce en el aire.

Para describir la energía absorbida en un medio se suele utilizar el sistema internacional, que se encuentra en unidades de gray. El Gray ( $Gy$ ) es una unidad de dosis absorbida y representa la absorción de un medio por un joule de energía por kilogramo

$$1 Gy = 1 J/kg. \quad (7)$$

La dosis absorbida  $D$  en gray enviada a una masa  $m$  pequeña en kilogramos es:

$$D(Gy) = \frac{E/m}{1 J/kg}. \quad (8)$$

donde  $E$  es la energía absorbida en joules. Esta definición quiere decir que  $E$  es la energía total depositada en un volumen pequeño del medio irradiado.

## 1.6 Interacción con el cuerpo humano

El resultado de la interacción entre los rayos X y una región del cuerpo varía con la energía de los fotones, el número atómico efectivo y la densidad de electrones (electrones/kilogramo) de la zona.

### 1.6.1 Composición del cuerpo humano

Un modelo simplificado del cuerpo humano consiste en tres tipos de tejidos diferentes: grasa, músculo y hueso. El aire también está presente (pulmones, tracto gastrointestinal, cavidades nasales, etc.) y es posible que se utilicen agentes de contraste para acentuar la atenuación en esa región en particular. La tabla 1 muestra la composición y el porcentaje de cada elemento en cada tejido.

### 1.6.2 Densidad radiológica

Los rayos X interactúan con el cuerpo y son absorbidos en diferentes cantidades por los diferentes tejidos, la cantidad absorbida depende de la densidad radiológica. La densidad radiológica depende de la densidad y del número atómico del tejido. En la tabla 2 se muestran las propiedades de los tejidos que componen al cuerpo.

%	Tejido Adiposo	Músculo	Agua	Hueso
Hidrógeno	11.2	10.2	11,2	8.4
Carbono	57.3	12.3		27.6
Nitrógeno	1.1	3.5		2.7
Oxígeno	30.3	72.9	88.8	41.0
Sodio		0.08		
Magnesio		0.02		7.0
Fósforo		0.2		7.0
Azufre	0.06	0.5		0.2
Potasio		0.3		
Calcio		0.007		14.7

Table 1: Composición de cada tipo de tejido del cuerpo, y porcentajes de cada elemento que lo componen

Material	Número atómico efectivo	Densidad ( $kg/m^3$ )	Densidad de electrones ( $elec/kg$ )
Aire	7.6	1.29	$3.01 \times 10^{26}$
Agua	7.4	1.00	$3.34 \times 10^{26}$
Músculo	7.4	1.00	$3.06 \times 10^{26}$
Grasa	5.9-6.3	0.91	$3.34 - 3.48 \times 10^{26}$
Hueso	11.6-13.8	1.65-1.85	$3.00 - 3.10 \times 10^{26}$

Table 2: Valores de numero atómico efectivo, densidad física y densidad de electrones para diferentes materiales.

### 1.6.3 Atenuación en el cuerpo

En la tabla 2, los datos de músculo son aproximadamente correctos también para otros tipo de tejido blando, tal como colágeno, órganos internos (hígado y riñones), articulaciones, sangre y fluido cerebroespinal. Estos datos son también aproximados a los del agua, porque los tejidos blandos incluidos los músculos, están constituidos en un 75% aproximadamente por agua, y los fluidos en el cuerpo humano constituyen desde un 85% hasta un 100% de agua.

Esta similitud entre los tejidos blandos sugiere que los rayos X convencionales no discrimina entre ellos. A veces se utiliza un agente contrastador para acentuar las pequeñas diferencias en la atenuación de los rayos X entre estos tejidos.

Comparado con otros tejidos, la grasa tiene mayor concentración de elementos con número atómico ( $Z$ ) bajo, especialmente hidrógeno. Por lo tanto, la grasa tiene una menor densidad y numero atómico efectivo, comparado con otros tipos de tejido.

Por debajo de  $35 \text{ keV}$ , los rayos X interactúan con la grasa y otros tejidos blandos predominantemente mediante el efecto fotoeléctrico. Estas interacciones varían con  $Z^3$  del tejido. Esta dependencia en  $Z$  acarrea el contraste en la imagen entre tejidos con composiciones similares (por ejemplo grasa y músculo), cuando rayos X de menor energía son utilizados. El contraste desaparece con rayos X de mayor energía, que interactúan predominantemente con el efecto Compton, dado que estas interacciones no varían con  $Z$ . Entonces, rayos X de menor energía son utilizados para acentuar diferencias sutiles entre tejidos blandos, en estudios como mamografías.



Figure 6: Radiografía de manos. En esta radiografía podemos distinguir dos tipos de tejidos: hueso y tejido blando. En el tejido blando se puede distinguir el contorno de los dedos.

Cuando se requieren imágenes de estructuras con alto contraste (por ejemplo, radiografía de pecho, en donde hay hueso, tejidos blandos y cavidades con aire) los rayos X de mayor energía son utilizados. Estos rayos contrarrestan la atenuación en el hueso, el cual de otra manera impediría que se visualizara la patología en el tejido blando (quiero decir que de ser de baja intensidad o energía el hueso absorbería todos los rayos X y por consiguiente en el tejido blando se vería como una sombra).

Comparado con el músculo y hueso, la grasa tiene una mayor concentración de hidrógeno ( $\sim 11\%$ ) y carbono ( $\sim 57\%$ ) y menor concentración de nitrógeno ( $\sim 1\%$ ), oxígeno ( $30\%$ ), y rastros de elementos con  $Z$  altos ( $< 1\%$ ) (tabla 1). Por lo tanto, el número atómico efectivo de la grasa ( $Z_{eff} = 5.9 - 6.3$ ) es menor que el de tejidos blandos ( $Z_{eff} = 7.4$ ) ó que el hueso ( $Z_{eff} = 11.6 - 13.8$ ). Debido a su bajo  $Z_{eff}$ , fotones con bajos niveles de energía son atenuados mas lentamente en grasa que en otro tejido blando de igual masa o hueso.

La atenuación en la grasa se estima basado en mediciones de atenuación en aceites minerales o polietileno, porque sus números atómicos efectivos, densidades, y densidad de electrones en estos materiales son similares a la de la grasa. Rayos X de mayor energía interactúan predominantemente con el efecto Compton, con probabilidad de que varíe la densidad de electrones pero no el número atómico efectivo del medio. La densidad de electrones en hidrógeno es más o menos el doble en comparación con otros elementos. Debido a que el hidrógeno está mas presente en la grasa que otros componentes del cuerpo, ocurren más interacciones del efecto Compton en la grasa que en otro tejido de igual masa de músculo o hueso.

El número atómico efectivo y densidad son mayores en el hueso que en tejidos blandos. Por lo tanto, los rayos X son atenuados mas rápidamente en hueso que en igual volumen (no necesariamente masa) de tejido blando. Este efecto reduce la dosis para estructuras posteriores al hueso. La dosis absorbida para tejido blando adyacente o muy cercana al hueso puede ser aumentada por electrofotones (electrón emitido debido al efecto Compton) liberados al interactuar los fotones con átomos de  $Z$  altos (por ejemplo, fósforo y calcio) en el hueso.



Figure 7: En esta radiografía se observa como la densidad radiológica influye en la escala de gris. Por ejemplo, los huesos que contienen calcio, el cual tienen más densidad radiológica, por eso los huesos absorben más rápidamente los rayos X y se ven más brillantes, observemos en la zona de los pulmones, como es una cavidad con aire, tiene menos densidad radiológica, y se ven en tonos de grises más oscuros.

Comparado con el músculo y la grasa, el hueso contiene menos hidrógeno y por lo tanto su densidad de electrones es apenas menor. Por este motivo, la energía absorbida por gramo de hueso es ligeramente menor a la energía absorbida por gramo de músculo o grasa. Pero de todas maneras, la densidad física del hueso es casi el doble que la de la grasa o músculo, por lo tanto, la energía que absorbe por unidad de volumen es casi el doble de la que absorben un volumen igual de grasa ó músculo.

## 1.7 Develado de una radiografía

Un film para radiografía tiene una base de celulosa de acetato o resina de poliéster, a la base le sigue una capa de adhesivo, luego una emulsión compuesta generalmente por nitrato ó haluros de plata (bromuro de plata, cloruro de plata y yoduro de plata) suspendida en una matriz gelatinosa. Estos compuestos de plata se ennegrecen al oxidarse, es decir al ser expuestos a la luz.

La imagen se obtiene al exponer dicha placa a una fuente de radiación de alta energía (rayos X). Cuando la fuente envía partículas de rayos X a través del cuerpo, las estructuras más densas radiológicas absorben la mayoría de los rayos, por eso es que sobre la película se verán en

blanco. Mientras que el aire deja pasar los rayos X y por eso se ve negro, los músculos, la grasa y otros tejidos menos densos radiológicamente se van a ver en escalas de color gris. Cuando se revela la placa, los cristales de haluros que no forman parte de la imagen se desprenden de la lámina. En el proceso de fijado se elimina estos cristales que no reaccionaron con los rayos X.

## 2 Tomografía Computada

En esta sección, abordaremos a la tomografía computada. Una vez más, partiremos de definiciones y conceptos necesarios para comprender este estudio médico. Será evidente que se omiten algunas definiciones, porque ya fueron mencionadas con anterioridad en la sección de radiografía.

### 2.1 Similitudes con las radiografías

El término "tomografía" deriva del griego, tomos, que significa "sección" y "grafos" que significa imagen. La tomografía computada, ó TC, se refiere a un procedimiento computarizado de imágenes por rayos X, así como las radiografías utilizan el mismo elemento, los rayos X. En el que se proyecta un haz angosto de rayos X a un paciente (como en una radiografía) y se gira rápidamente alrededor del cuerpo (es decir toma varias impresiones), produciendo señales que son procesadas por la computadora de la máquina para generar imágenes, a diferencia con las radiografías en la que se toma solo una impresión y la imagen se genera mediante un develado fotográfico.

### 2.2 Principio de la TC

En los primeros tomógrafos se proyecta un haz estrecho de rayos X que viajan a través del paciente en sincronía con un detector de radiación, situado en el lado opuesto de éste. Si el haz es monoenergético o casi, la transmisión de rayos X a través del paciente es:

$$I = I_0 e^{-\mu x} . \quad (9)$$

En esta ecuación el paciente se asume como un medio homogéneo. Si los rayos X son interceptados por dos regiones con diferentes coeficientes de atenuación  $\mu_1$  y  $\mu_2$ , y el grosor  $x_1$  y  $x_2$ , el rayo transmitido:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)} . \quad (10)$$

Si hay muchas regiones ( $n$ ) con diferentes coeficientes de atenuación a lo largo de la trayectoria de los rayos X, el rayo transmitido:

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i} , \quad (11)$$

donde  $\sum_{i=1}^n \mu_i x_i = (\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \dots + \mu_n x_n)$ .

Con la medición de una sola transmisión, cada término de los coeficientes de atenuación no se pueden determinar, porque hay demasiados valores de  $\mu_i$  en la ecuación desconocidos. Sin embargo, con múltiples mediciones en el mismo plano pero en diferentes orientaciones de la fuente y el detector, estos coeficientes pueden ser distinguidos de modo que se obtenga una visualización a través del plano de transmisión. Asignándoles diferentes escalas de grises, se puede reproducir las distintas estructuras dentro del paciente.

Esta imagen en escala de grises, es decir este display de coeficientes de atenuación, es lo que se llama una imagen por tomografía computada.

### 2.3 Tipos de Tomógrafos

Los primeros tomógrafos (1° generación) utilizaban un haz de rayos X delgado y fino como un lápiz, y una combinación de movimientos de traslación y rotación, para recavar muchas mediciones de transmisión requeridas para la reconstrucción de imagen (figura 8-a). A pesar de que este enfoque era bueno para obtener imágenes de objetos quietos, requería de mucho tiempo de exposición (4 a 5 minutos) para obtener suficiente información, y las imágenes obtenidas de

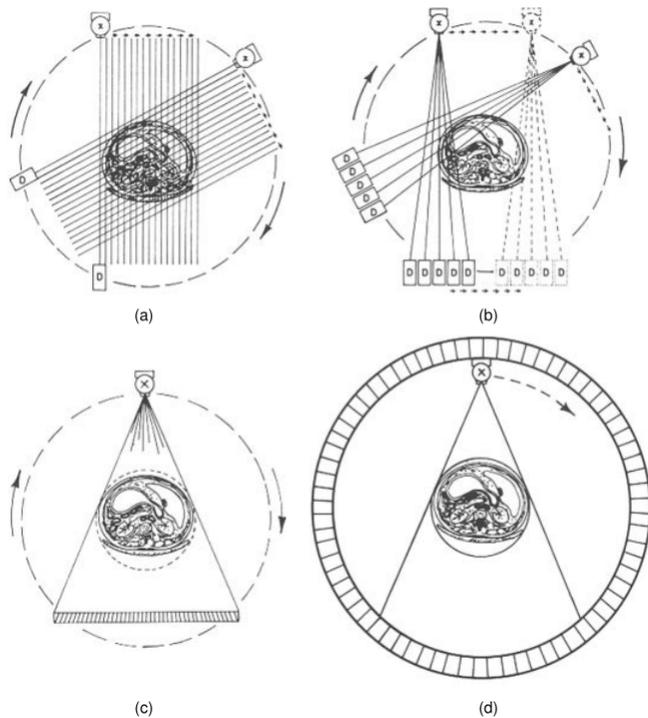


Figure 8: a) 1° generación: usa un haz de rayos X delgado y fino como lápiz y tenía solo un detector y era una combinación de movimiento de traslación y rotación, precisaban un tiempo de exposición de 4/5 min, y solo eran útiles para tomografías craneales. b) 2° generación: utiliza un abanico de has de rayos X y múltiples detectores al igual que a), era una combinación de movimiento de traslación y rotación. c) 3° generación: utiliza un abanico mas amplio de rayos X y una formación mayor de detectores colocados diametralmente opuestos. El movimiento deja de ser traslacional y solo gira alrededor del eje axial. d) 4° generación: con una fuente rotatoria dentro de una formación circular de detectores (600 o más).

pacientes salían borrosas por el movimiento de éste. Poco después se introducen haces en forma de abanico. De esta manera múltiples mediciones de transmisiones iban a poder realizarse simultáneamente (figura 8-b). Esta nueva forma de haz de rayos aumentaba unos pocos ángulos las diferentes orientaciones de la fuente, con esto reducían el tiempo de medición desde 20 a 60 segundos. Este nuevo haz también mejoró la calidad de la imagen obtenida, ya que reducía los efectos de movimiento. Estos tipos de tomógrafos son los que se llaman de 2° generación. La 3° y 4° generación eliminan el movimiento traslacional de las generaciones anteriores y se apoyan exclusivamente sobre el movimiento rotacional de la fuente de rayos X y los detectores en el caso de los de 3° generación (figura 8-c) ó solo sobre el movimiento de la fuente dentro de una formación circular de detectores estáticos (figura 8-d), con este tipo de tomógrafos se reduce, aún más, el tiempo de exposición pudiendo obtener suficiente información en tiempos tan cortos como unos pocos segundos.

## 2.4 Algoritmos de reconstrucción

La base matemática para la reconstrucción de imágenes es el *algoritmo de reconstrucción*, que puede ser de cuatro tipos principalmente, esto no quiere decir que se utilice exclusivamente uno, pueden emplearse varios, sino que éstos son los principales:

1. Retroproyección simple: en este método, cada vía de transmisión de rayos X a través del cuerpo se divide en elementos igualmente espaciados y cada elemento se supone contribuye igualmente a la atenuación total a lo largo de la trayectoria de los rayos X. Entonces, sumando la atenuación para cada elemento en todas las trayectorias de rayos X que se cruzan con el elemento (el paciente) en diferentes orientaciones angulares, se determina un coeficiente de atenuación final para cada elemento. Cuando este coeficiente se combina con los coeficientes sumados para todos los demás elementos en la sección anatómica

escaneada por el haz de rayos X, se obtiene una imagen compuesta de coeficientes de atenuación. Aunque el enfoque simple de retroproyección es sencillo, produce imágenes borrosas.

2. Retroproyección filtrada o método de convolución: en este método una función de desvanecimiento se combina (convoluciona) con los datos de transmisión de los rayos X para eliminar la mayor parte del desenfoque antes de que los datos sean retroproyectados. La función de desvanecimiento más común es un filtro que remueve la frecuencia de los componentes de los rayos X cuya transmisión son responsables de la mayor parte del desenfoque en la imagen generada. Una de las ventajas de éste método es que la imagen puede construirse mientras se recopilan los datos de transmisión de rayos X. Hasta ahora es el método más popular.
3. Transformada de Fourier: en este enfoque, el patrón de atenuación de rayos X en cada orientación angular se separa en componentes de frecuencia de varias amplitudes, similar a la forma en que una nota musical se puede dividirse en contribuciones relativa de diferentes frecuencias. A partir de estos componentes de frecuencia, la imagen completa es ensamblada en el "espacio de frecuencia" en una imagen espacialmente correcta y luego reconstruida por un proceso inverso de la transformada de Fourier.
4. Expansión de series: en esta técnica cuyas variaciones se conocen como ART (técnica de reconstrucción algebraica), ILST (técnica iterativa de cuadrados mínimos) y SIRT (técnica de reconstrucción iterativa simultánea), los datos de atenuación de rayos X se dividen en elementos igualmente espaciados a lo largo de cada uno de los rayos. Estos datos se comparan con datos similares a diferentes orientaciones angulares y las diferencias en la atenuación entre las dos orientaciones se añaden equitativamente a los elementos apropiados. Este proceso se repite para todas las orientaciones angulares, con una fracción decreciente de la diferencia de atenuación cada vez se añaden para garantizar la convergencia de los datos de reconstrucción. En éste método, todos los datos de atenuación de rayos X deben estar disponibles antes de que la reconstrucción pueda empezar.

### 3 Ultrasonido

En esta sección partiremos de una breve definición de ondas mecánicas. En particular, nos centraremos un ondas sonoras, mas específicamente en ondas de ultrasonido, que no se encuentran en rango audible por humanos, pero si por animales como perros, gatos, delfines y murciélagos. Luego caracterizaremos brevemente este tipo de onda, definiendo zonas de compresión, zona de rarefacción, frecuencia, amplitud, etc. Más adelante hablaremos de la velocidad del ultrasonido en distintos materiales, incluyendo materiales biológicos (grasa, músculo, hueso). Luego, comentaremos como se produce la atenuación de estas ondas en estos medios y los fenómenos físicos involucrados (reflexión, absorción, etc.), vamos a hablar sobre los transductores, pieza fundamental en el estudio de ecografías, y por último llevaremos todos estos conceptos al estudio que nos ocupa: ecografía y la interpretación de las imágenes por ultrasonido.

#### 3.1 Introducción

Las ondas se pueden clasificar en dos grandes grupos, ondas electromagnéticas y *ondas mecánicas*. Estas últimas, que propagan energía mecánica, se caracterizan porque requieren de un medio material para propagarse (a diferencia de las ondas electromagnéticas que pueden propagarse en vacío) por lo que también se las puede llamar ondas materiales. Ejemplos de estas son el sonido, la onda propagada por la superficie de un estanque o la onda que se propaga cuando agitamos una cuerda.

Ultrasonido es una perturbación mecánica que se mueve como una onda de presión a través de un medio. Cuando el medio es un cuerpo humano, la perturbación en forma de onda es la base para el uso del ultrasonido como una herramienta de diagnóstico.

A diferencia de las ondas electromagnéticas vistas anteriormente, una onda con frecuencia entre 20 y 20000  $Hz$  es una onda de sonido audible para el oído humano. Un infrasonido es cualquier onda con frecuencia menor a 20  $Hz$ . El *ultrasonido* es una onda de sonido mayor a 20000  $Hz$ . Para el diagnóstico clínico se suele utilizar frecuencias entre 1 y 20  $MHz$ .

#### 3.2 Movimiento ondulatorio

Un fluido es una colección de moléculas que se encuentran en movimiento aleatorio continuo. Las moléculas están representadas como puntos en la figura 9. Cuando no hay fuerzas externas aplicadas en el medio, las moléculas se distribuyen mas o menos uniformemente (figura 9-a). Cuando una fuerza es aplicada al medio (figura 9-b), las moléculas se concentran en el frente del pistón, resultando en un incremento en la presión en el área del pistón. La región cuya presión aumentó se denomina *zona de compresión*. Debido al movimiento de las moléculas impartido por el pistón, esta zona de compresión comienza a migrar lejos del pistón y a atravesar el medio. Esto es, una perturbación mecánica introducida en el medio, que viaja a través de este lejos de la fuente de la perturbación. En la aplicación a la medicina, el pistón es un *transductor ultrasónico*.

A medida que la zona de compresión comienza a viajar a través del medio, el pistón se retrae de derecha a izquierda donde se crea una región cuya presión se reduce, inmediatamente detrás de la zona de compresión. Moléculas vecinas se desplazan en esta región para restaurar la densidad normal, y una segunda región llamada *zona de rarefacción*, comienza a viajar lejos del pistón (figura 9-c). Entonces, a la zona de compresión (presión alta) le sigue una zona de rarefacción (presión baja) que también se desplaza por el medio. Nuevamente, si el pistón se mueve hacia la derecha, se genera una segunda zona de compresión que sigue a la zona de rarefacción. Cuando el pistón oscila continuamente, se van a propagar alternativamente estas zonas de compresión y rarefacción por el medio (figura 9-d). La propagación de estas zonas

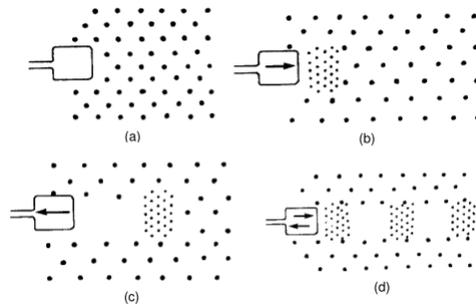


Figure 9: Producción de ondas de ultrasonido. a) distribución uniforme de moléculas en un medio. b) movimiento del pistón hacia la derecha, produce una zona de compresión. c) retracción del pistón, produce una zona de rarefacción. d) movimientos oscilantes del pistón establece una onda longitudinal en el medio

establece una onda de perturbación en el medio. La perturbación se llama onda longitudinal, porque el movimiento de las moléculas en el medio es paralelo a la dirección de propagación de la onda.

### 3.3 Caracterización de las ondas

El ciclo de una onda puede ser representado como un gráfico de presión (densidad de partículas) como en la figura 10. La distancia entre dos ciclos es la *longitud de onda*. El número de ciclos por unidad de tiempo es la *frecuencia* de la onda, generalmente se expresa en unidades de hertz ( $Hz$ ), kilohertz ( $KHz$ ) y megahertz ( $MHz$ ). La altura máxima del ciclo de una onda es la *amplitud* del ultrasonido. El producto de la frecuencia ( $\nu$ ) y la longitud de onda ( $\lambda$ ) es la *velocidad* de la onda; esto es  $c = \nu\lambda$ . En la mayoría de los tejidos blandos la velocidad del ultrasonido es aproximadamente  $1540\text{ m/seg}$ . Para uso clínico se requieren ondas mayores a  $1\text{ MHz}$ .

Cuando dos ondas se encuentran, se dice que interfieren entre sí. Hay dos extremos en la *interferencia*. En la interferencia *constructiva* las ondas están en fase (es decir sus máximos coinciden). En la interferencia *destructiva* las ondas están desfasadas (es decir, el máximo de una coincide con el mínimo de la otra). Las ondas con interferencia constructiva suman sus amplitudes, mientras que las ondas en interferencia destructiva se cancelan (ver figura 10).

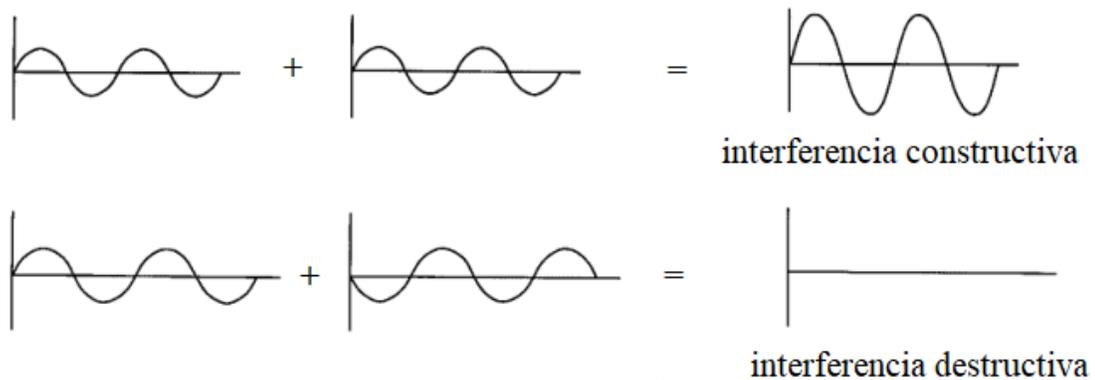


Figure 10

### 3.4 Velocidad del ultrasonido

La velocidad de una onda de ultrasonido a través de un medio varía con las propiedades físicas de dicho medio. En medios de baja densidad tales como aire y otros gases, las moléculas se mueven mayores distancias antes de que influyeran a moléculas vecinas. En estos tipos de medios, la velocidad una onda de ultrasonido es relativamente baja. En sólidos, las moléculas tienen el movimiento restringido, y la velocidad del ultrasonido es relativamente alta. Líquidos exhiben velocidades de ultrasonido intermedias entre gases y sólidos.

Con excepción de los pulmones y hueso, los tejidos biológicos tienen velocidades de ultrasonido similares a la velocidades de ultrasonido en líquidos. En los distintos medios, los cambios en la velocidad son reflejados por los cambios en la longitud de onda, con la frecuencia permaneciendo relativamente constante.

Material No Biológico	Velocidad ( <i>m/seg</i> )	Material Biológico	Velocidad ( <i>m/seg</i> )
Mercurio	1450	Grasa	1475
Agua destilada 25°C	1498	Cerebro	1560
Agua destilada 50°C	1540	Hígado	1570
Aire	331	Riñón	1560
Etanol	1207	Bazo	1570
Aluminio enrollado	6420	Sangre	1570
Acetona	1174	Músculo	1580
		Hueso Craneal	3360
		Tejido blando	1540

Table 3: Velocidades aproximadas del ultrasonido en algunos materiales

### 3.5 Atenuación del ultrasonido

Mientras un haz ultrasónico penetra un medio, energía es removida del haz por absorción, dispersión, y reflexión. El término atenuación se refiere a cualquier mecanismo que le quite energía del haz de ultrasonido:

El ultrasonido es "absorbido" por el medio si, parte de la energía del haz se convierte en otras formas de energía, tales como el incremento en el movimiento aleatorio de las moléculas del medio. Es "reflejado" si se desvía todo o una parte de haz. Si parte de haz cambia de dirección, el haz se describe como "dispersado".

El comportamiento de un haz de sonido cuando encuentra un obstáculo depende del tamaño de éste comparado con la longitud de onda del ultrasonido. Si el obstáculo es grande en comparación con la longitud de onda (y si es relativamente suave), entonces el haz retiene su integridad a medida que cambia de dirección. Parte del haz puede ser reflejado y el resto transmitido a través del obstáculo como un haz de menor intensidad. Si el tamaño del obstáculo es comparable o mas chico que la longitud de onda del ultrasonido, el obstáculo, dispersará la energía llevada por la onda en diferentes direcciones. Parte de la energía puede volver a la fuente original luego de una dispersión no especular, pero probablemente no hasta que hayan ocurrido muchas interacciones.

En la imagen por ultrasonido, la reflexión especular permite la visualización de los límites entre órganos, y reflexión no especular permite la visualización de el parénquima (tejido esencial de los órganos). Estructuras en tejido tal como fibras de colágeno son mas pequeños que la longitud de onda del ultrasonido, por lo tanto estas pequeñas estructuras son las que originan la dispersión que retorna al transductor desde múltiples direcciones. El sonido que retorna al transductor de estas reflexiones no especulares deja de ser un haz de sonido coherente: es la suma de una serie de ondas que producen un patrón complejo de interferencia constructiva y

destruccion en la fuente. Este patrón de interferencia se llama "speckle" (o moteado), es lo que le da la apariencia característica a tejidos complejos como el hígado.

### 3.6 Reflexión

En adelante, el término *reflexión* se asume que ocurre en interfaces cuyas dimensiones son mas grandes que la longitud de onda del ultrasonido. En este caso, por reflexión hablamos de *reflexión especular*.

En la mayoría de las aplicaciones diagnósticas del ultrasonido, se utilizan ondas reflejadas provenientes de las interfaces de diferentes tejidos del paciente. La fracción de energía reflejada que incide desde una interface, depende de la impedancia acústica del medio. La impedancia acústica  $Z$  de un medio es el producto de la densidad del medio  $\rho$  y la velocidad del ultrasonido en el medio:

$$Z = c\rho. \tag{12}$$

Para una onda de ultrasonido que incide perpendicularmente sobre una interfaz, la fracción  $\alpha_R$  de la energía incidente que es reflejada (es decir, el coeficiente de reflexión  $\alpha_R$ ), es:

$$\alpha_R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2, \tag{13}$$

donde  $Z_1$  y  $Z_2$  son las impedancias acústicas de los dos medios. La fracción de la energía que es transmitida a través de la interfaz se describe con el coeficiente de transmisión  $\alpha_T$ :

$$\alpha_T = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}. \tag{14}$$

Además,  $\alpha_R + \alpha_T = 1$ .

Cuando hay una gran diferencia entre impedancias entre las interfaces, mucha de la energía incidente es reflejada, solo una pequeña porción es transmitida a través de la interfaz, por ejemplo, los haces de ultrasonido se reflejan fuertemente en interfaces del estilo aire-tejido y aire-agua, por la gran diferencia de impedancia, la del aire es mucho menor a la del tejido o agua. A continuación se deja una tabla con valores de impedancia para distintos elementos.

Material	Impedancia Acústica ( $kg\ m^{-2}seg^{-1}$ ) $\times 10^{-4}$	Material	Impedancia Acústica ( $kg\ m^{-2}seg^{-1}$ ) $\times 10^{-4}$
Aire	0.0004	Sangre	1.61
Agua	1.5	Riñón	1.62
Polietileno	1.85	Tejido blando promedio	1.63
Plexiglas	3.20	Bazo	1.64
Aluminio	18.0	Hígado	1.65
Mercurio	19.5	Músculo	1.70
Latón	38.0	Lente ocular	1.85
Grasa	1.38	Hueso Craneal	6.10
Cerebro	1.55		

Table 4: Impedancias acústicas de diferentes materiales biológicos y no biológicos

### 3.7 Refracción

A medida que una haz de ultrasonido atraviesa sobre un medio, este cambia de dirección (es decir, el haz se desvía). Si la velocidad del haz es mayor en el segundo medio, entonces el haz que lo atraviesa lo hace a un ángulo menos empinado, es decir el ángulo en el que se refracta es mayor que el ángulo con el que incide. Este fenómeno cuando una onda de ultrasonido se transmite con una inclinación se denomina *refracción*. La relación entre el ángulo incidente y refractado se expresa en la ley de Snell:

$$\frac{\text{seno ángulo incidente}}{\text{seno ángulo refractado}} = \frac{\text{velocidad en el medio incidente}}{\text{velocidad en el medio refractado}} \quad (15)$$

$$\frac{\text{sen}\theta_i}{\text{sen}\theta_r} = \frac{C_i}{C_r}$$

Si un haz incide sobre un medio en el cual la velocidad del ultrasonido en él es mayor; el haz refractado puede ser tal que no "entre" energía en el medio sobre el cual se incide (ver figura 11).

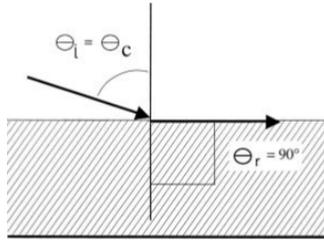


Figure 11

El ángulo de incidencia en el que la refracción hace que ningún haz de ultrasonido entre en un medio se llama *ángulo crítico*  $\theta_c$ . Para el calculo del ángulo crítico, tenemos que el ángulo de refracción es 90:

$$\theta_c = \text{sen}^{-1} \left( \frac{C_i}{C_r} \right). \quad (16)$$

### 3.8 Absorción

El ultrasonido se propaga mediante el corrimiento de moléculas de un medio en regiones de compresión y rarefacción. Estos desplazamientos requieren energía provista por la fuente del ultrasonido. A medida que las moléculas alcanzan el desplazamiento máximo desde una posición de equilibrio, el movimiento se detiene, y su energía se transforma de energía cinética (asociada al movimiento) a energía potencial (asociada a la posición en la zona de compresión). Desde esta nueva posición las moléculas comienzan a moverse en dirección opuesta, y la energía potencial es gradualmente transformada en energía cinética. El máximo de energía cinética (a la máxima velocidad de las moléculas) se alcanza cuando las partículas pasan por su posición de equilibrio original, donde el corrimiento y la energía potencial son nulas.

Si la energía cinética de las moléculas en este punto iguala a la energía absorbida originalmente del haz de ultrasonido, entonces no hubo disipación de energía, y el medio se considera ideal. De hecho, la conversión de la energía cinética en potencial y viceversa siempre está acompañada de algún tipo de disipación. Por lo tanto, la energía de un haz de ultrasonido es gradualmente reducida a medida que viaja por el medio.

Esta reducción se llama *relaxation energy loss*, cuenta la velocidad a la que la energía del haz disminuye, es una consecuencia de las propiedades de atenuación del medio. Estos procesos de relajación son los principales mecanismos de disipación de energía de un haz ultrasónico atravesando un tejido.

### 3.9 Transductores ultrasónicos

Un *transductor* es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra. Un transductor de ultrasonido (ó ultrasónico) convierte energía eléctrica en energía ultrasónica y viceversa. Transductores para ecógrafos consisten en uno o más cristales piezoeléctricos.

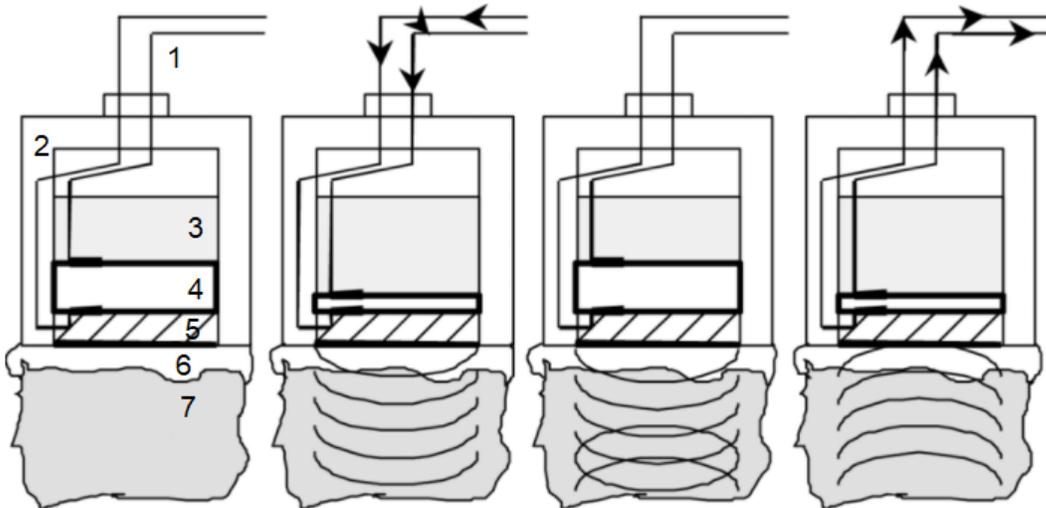


Figure 12: Esquema de un transductor ultrasónico. 1) Conexión eléctrica 2) Carcasa 3) Material amortiguante. 4) Cristal piezoeléctrico 5) Material conductor 6) Gel conductor 7) Tejido.

Desde un estado de reposo, se le imprime un voltaje eléctrico que comprime al cristal, generando ondas de ultrasonido. Estas ondas viajan por el tejido y parte de ellas retornan (ecos) volviendo a comprimir al cristal, que genera una corriente eléctrica en la cara opuesta.

### 3.10 Efecto piezoeléctrico

El efecto piezoeléctrico es exhibido por ciertos cristales que, en respuesta de aplicarle presión en una cara, desarrollan un voltaje en la cara opuesta. Este efecto es utilizado para producir un señal eléctrica en respuesta a una onda de ultrasonido incidente. La magnitud en la que la señal eléctrica varía proporcionalmente con la presión aplicada por la onda. Así mismo, la aplicación de un voltaje en una de las caras del cristal causa que éste se deforme (se comprime o se distiende, dependiendo del voltaje). Este efecto de deformación (denominado efecto piezoeléctrico opuesto), es utilizado para producir un haz de ultrasonido en un transductor.

Muchos cristales muestran este efecto a bajas temperaturas, pero no son aptos para utilizarse como transductores de ultrasonido, pues las propiedades piezoeléctricas son casi no existentes a temperatura ambiente. La temperatura a la cual el cristal "pierde" sus propiedades piezoeléctricas se lo denomina como *el punto Curie* del cristal.

Una manera de definir la eficiencia de un transductor es la proporción de la energía aplicada

que se convierte en la que se desea. Para un transductor ultrasónico, esta definición de eficiencia se describe como el coeficiente de acoplamiento electromecánico ( $k_c$ ). Si aplicamos energía mecánica (por ejemplo presión) se tiene:

$$k_c^2 = \frac{\text{energía mecánica convertida en energía eléctrica}}{\text{energía mecánica aplicada}}. \quad (17)$$

Si energía eléctrica es aplicada, se tiene:

$$k_c^2 = \frac{\text{energía eléctrica convertida en energía mecánica}}{\text{energía eléctrica aplicada}}. \quad (18)$$

### 3.11 Ecografía

El transductor se coloca sobre la superficie corporal del paciente a través de una capa de gel para eliminar el aire. Un circuito transmisor aplica un pulso de pequeño voltaje a los electrodos del cristal transductor. Éste empieza a vibrar y transmite un haz ultrasónico de corta duración, el cual se propaga dentro del paciente, donde es parcialmente reflejado y transmitido por los tejidos que encuentra a su paso. La energía reflejada regresa al transductor y produce vibraciones en el cristal, las cuales son transformadas en corriente eléctrica por el cristal y después son amplificadas.

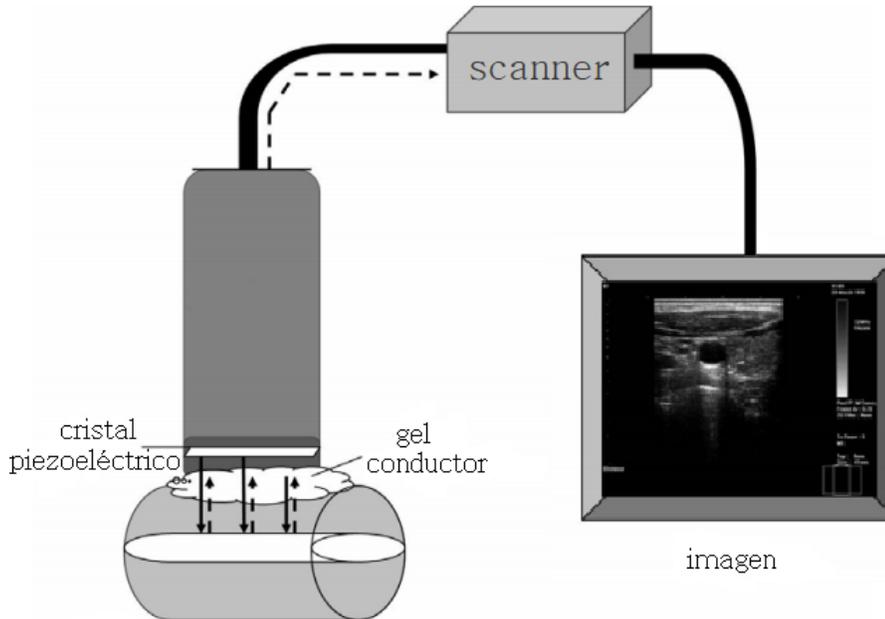


Figure 13

El circuito receptor puede determinar la amplitud del eco y el tiempo de transmisión total, ya que rastrea tanto cuando se transmite como cuando retorna. Conociendo el tiempo del recorrido se puede conocer la profundidad del tejido reflejante. La amplitud de una onda de ultrasonido de retorno determina la tonalidad de gris que deberá asignarse. Los ecos (ondas reflejadas) muy débiles dan una sombra cercana al negro (dentro de la escala de grises) mientras que los ecos potentes dan una sombra cercana al blanco.

## 4 Resonancia Magnética

### 4.1 Introducción

El cuerpo humano está compuesto mayormente por agua (aproximadamente un 65, 70%) Las moléculas del agua ( $H_2O$ ) contienen hidrógeno, el núcleo del hidrógeno ( $H$ ) contiene una sola carga positiva, es decir, un protón. Los átomos de  $H$  son la parte que hace que el porcentaje de agua sea relevante para una Resonancia Magnética, y estos protones son lo que se utilizan para medir la señal del cuerpo cuando se efectúa una.

### 4.2 Spin y momento magnético

Los protones se comportan como imanes y tienen asociado un momento magnético. El término momento tiene un significado estricto en física. Por ejemplo, cuando una fuerza es aplicada en una llave inglesa para girar una tuerca, el momento mecánico es el producto de la fuerza aplicada y la longitud de la llave. El momento mecánico puede incrementarse al incrementar la fuerza aplicada a la llave o aumentar la longitud de la misma, ó una combinación de ambas. Un momento magnético es el producto de la corriente en un circuito (la trayectoria que recorren las cargas eléctricas) y el área encerrada por el circuito. El momento magnético se aumenta al incrementar la corriente, el área o una combinación de las dos. El momento magnético es un vector, una cantidad que tiene magnitud y dirección.

Como los electrones, los protones tienen una característica llamada "spin" (ó espín), la cual se puede explicar tratando al protón como un objeto pequeño que rota alrededor de su eje.

### 4.3 Alineación y Precesión

Cada protón se comporta como un pequeño imán, con un momento magnético que tiene tanto magnitud como dirección. En una muestra típica de material que contiene hidrógeno (como el cuerpo humano), los momentos magnéticos de cada núcleo de hidrógeno están orientados en direcciones aleatorias. Si un campo magnético suficientemente fuerte se aplica a la muestra de material, los núcleos "alinean" sus momentos magnéticos en la dirección del campo; de manera similar a la que la aguja de una brújula se alinea con el campo magnético de la Tierra. El campo magnético de la Tierra ( $0.5 \text{ gauss}$ ) no es lo suficientemente fuerte para lograr que los protones en el cuerpo se alineen. En cambio, el campo magnético producido por una maquina de resonancia magnética ( $20000 \text{ gauss}$ ) es lo suficientemente fuerte para producir tal alineación (ver figura 14).

Esta alineación no es perfecta. De hecho, el eje del momento angular también rota. Y a esta rotación es lo que se llama precesión (ver figura 15). La precesión se ve fácilmente en objetos rotantes, por ejemplo un trompo, este rota con respecto a su eje, pero se observa que este eje no está perfectamente perpendicular al plano donde se apoya (ver figura 15).

Precesión es un movimiento diferente de la rotación. La rotación de un objeto se hace alrededor de su eje (una línea imaginaria que pasa por el centro de masa del objeto).

Protones y otras partículas subatómicas se asumen que rotan alrededor de su eje y se dice que tienen espín. La precesión resulta de la interacción de fuerzas con un objeto rotante. Para un giroscopio esa fuerza es la gravedad, y para un protón es el campo magnético.

Entonces, en resumen, los momentos magnéticos se alinean con el campo magnético, sin embargo encontramos que no todos los momentos se alinean perfectamente ante la presencia de un campo externo, sino que preceden, luego si juntamos todos los núcleos con precesión y ahora los reagrupamos entre paralelos y antiparalelos, vemos que la suma de cada subgrupo de momentos da como resultado un vector de momento magnético neto, el cual ahora sí queda perfectamente alineado con el campo magnético, esto es porque todos los momentos preceden

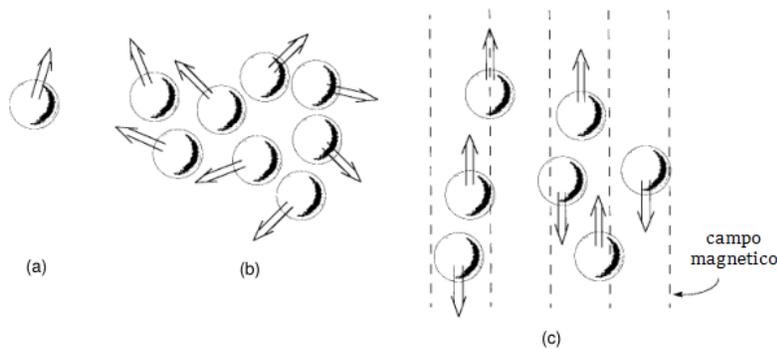


Figure 14: a) El momento magnético del protón es indicado con una flecha. b) En el cuerpo humano los momentos magnéticos están orientados de forma aleatoria. c) Si se aplica un campo magnético, los momentos magnéticos se alinean en la dirección del campo, algunos en el mismo sentido (paralelo) y otros en el sentido opuesto (antiparalelo).

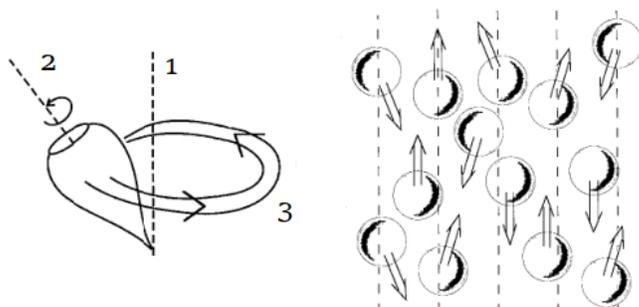


Figure 15: En la imagen de la izquierda: 1) eje en el plano donde el trompo rota. 2) eje de rotación del trompo. 3) precesión. En la imagen de la derecha, se muestra como se alinean los momentos con el campo.

fuera de fase entre ellos, lo mismo ocurrirá para los momentos magnéticos con precesión en posición antiparalelo, quedando como resultado final queda un momento magnético neto, que puede ser paralelo o antiparalelo.

La frecuencia  $f$  de precesión de un protón en unidades de megahertz ( $10^6$  ciclos por segundo) depende de la relación giromagnética  $\gamma$  (en megahertz por tesla) y la magnitud  $B$  (en tesla,  $T$ ) del campo magnético estático. Esta relación está descrita por la ecuación de la frecuencia de Larmor:

$$f = \gamma B. \tag{19}$$

#### 4.4 Resonancia

Cuando se colocan estos núcleos (con espín) en un campo magnético lo suficientemente fuerte éstos se alinean (de manera paralela y antiparalela). Dado que esta alineación no es perfecta, estos espines paralelos y antiparalelos tienen precesión. Al agrupar los espines paralelos se tiene un momento magnético neto perfectamente paralelo, lo mismo ocurrirá con los antiparalelos. Entonces, la combinación entre estos dos, nos da un vector de magnetización neto paralelo. La tasa a la que giran estos núcleos, es la frecuencia de Larmor, como se ve en la ecuación 19, va a depender solamente del campo magnético estático  $B$ , ya que la relación giromagnética es una propiedad intrínseca de la sustancia (en nuestro caso hidrógeno, porque es muy abundante en

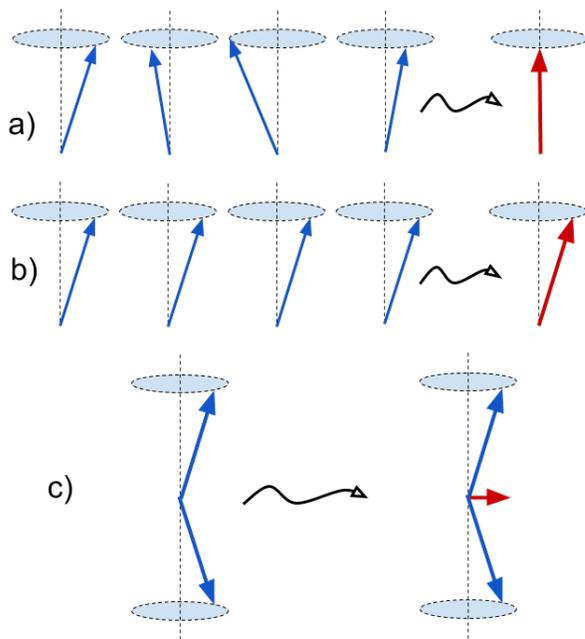


Figure 16: a) Se observa el momento magnético total neto, de los núcleos en paralelo, el resultado es el vector perfectamente paralelo al campo magnético.

b) Una vez que se envía un pulso de radiofrecuencia, cada núcleo preceden en fase, el momento magnético total neto ya no es vertical, sino que también precede.

c) La suma de los momentos magnéticos paralelos y anti paralelos nos da como resultado un vector magnético transversal.

el cuerpo humano); entonces la frecuencia que se obtiene está en el orden de las ondas de radio. Ahora, si se coloca una bobina de radiofrecuencia, y emite una onda a una frecuencia que coincida con la frecuencia de Larmor, lo que va a ocurrir es lo que se llama *resonancia*. La resonancia, es una propiedad en la que, si uno le imprime a un objeto una fuerza con la misma frecuencia, que su frecuencia natural, entonces el objeto absorberá la energía. Por ejemplo, un niño columpiándose, supongamos que el niño se columpia siempre igual, este columpio va a tener, entonces, una frecuencia natural. Luego si le imprimimos una fuerza al columpio, y esta fuerza coincide en frecuencia con la que se está moviendo, la amplitud en la que el movimiento se realiza aumentará drásticamente. Entonces en términos de resonancia magnética, al emitir una onda de radio en la frecuencia Larmor, lo que logramos es resonancia.

Cuando una frecuencia de radio es emitida, lo que va a suceder con los núcleos, es que van a estar en precesión, pero en sincronía (en fase, todos juntos) tanto los paralelos como los antiparalelos. Si combinamos todos nuestros paralelos, lo que obtendremos es un vector de magnetización neto, pero que ya no va a estar de forma paralela perfecta, sino que este vector neto, es un vector que tiene precesión. Lo mismo va a ocurrir para todos los antiparalelos, tendrá precesión pero en el sentido correspondiente. Recordar que antes se obtenía un vector perfectamente paralelo, pero eso se debía a que todos los núcleos se encontraban fuera de fase. Otro fenómeno que ocurre cuando una frecuencia de radio es emitida, es el aumento de los antiparalelos, de hecho, el número de antiparalelos que pasan a un estado de mayor energía (por la resonancia) va a ser igual al número de paralelos, luego se obtienen dos vectores de magnetización netos, un paralelo y otro antiparalelo, pero como están en resonancia, preceden a la misma frecuencia, y como resultado se obtiene un vector de magnetización total neto horizontal (ver figura 16).

## 4.5 Relajación

Una vez que el pulso de radio es apagado, ocurre lo que se llama *relajación*. En términos simples, los núcleos vuelven a su estado anterior. En primer lugar, los vectores de magneti-

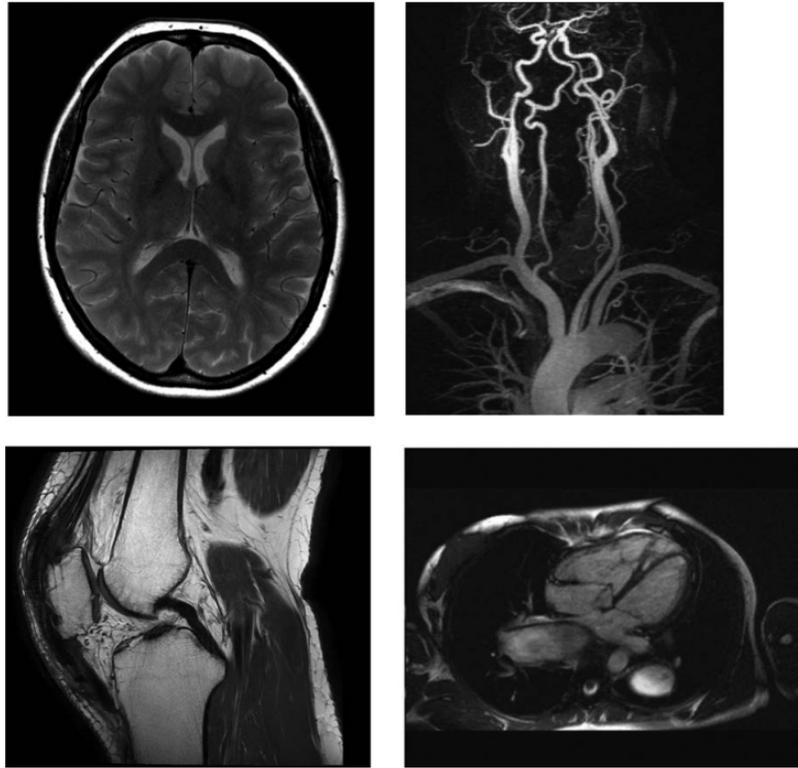


Figure 17: En términos simples, cuando observamos una imagen por resonancia magnética, lo que estamos observando es la densidad de protones. Por ejemplo, la grasa al tener un porcentaje elevado de hidrógeno en su composición, tiene mayor concentración de protones, por lo tanto los tejidos con grasa se observan mas brillantes. En la imagen de arriba a la izquierda en la tomografía de cráneo, se ve claramente un anillo brillante. Éste anillo es la grasa subcutánea.

zación paralelos y antiparalelos dejarán de preceder en fase, el vector de magnetización total neto volverá a alinearse perfectamente con el campo magnético, debido a que la cantidad de antiparalelos se verá reducida, y los paralelos volverán a estar fuera de fase entre si. Por otro lado, el sistema pasará de un estado de alta energía a otro considerablemente menor. Esta pérdida de energía, será en forma de ondas de radio. Esta energía desprendida por el sistema (el paciente en este caso) será captada por una bobina.

#### 4.6 Producción de imagen

Una vez que el pulso de radio es apagado, los núcleos se realinean con el campo magnético. A medida que se sucede la relajación, hay una pérdida de energía. En una máquina para realizar análisis por resonancia magnética, hay una bobina que actúa como una antena, y capta esta energía liberada, como una corriente eléctrica. Esta es transformada, vía computadora usando transformadas de Fourier, resultando en diferentes escalas de gris, para los diferentes tejidos.

Lo que se observa en las imágenes es la intensidad de las señales enviadas por resonancia, basada en la densidad de átomos de hidrógeno (en otras palabras densidad de protones). Al cuerpo humano podemos descomponerlo en tres elementos: grasa, hueso, y agua. El porcentaje de hidrógeno en cada tejido es lo que indicará que estamos viendo, por ejemplo la grasa tiene

un porcentaje alto de hidrógeno en su composición como resultado se obtendrán mas señales de radio, de áreas en donde haya grasa, y por lo tanto se verá mas brillante. Si observamos el fluido cerebro espinal, tiene menor porcentaje de hidrógeno, y por lo tanto se observa que en zonas acuosas tonos mas oscuros de gris, debido a la menor señal que envía. Esta es la interpretación para comprender una imagen por resonancia magnética.

## **Conclusión**

En esta monografía aspiré que a partir de métodos de diagnóstico por imágenes y ultrasonido más comunes, establecer la relación que tienen con ciertos fenómenos físicos.

También visibilizar que éstas técnicas de diagnóstico no serían posibles sin los avances en el campo de la ciencia física. Y finalmente dar paso a la pregunta, ¿en qué otros eventos cotidianos se encuentran involucrados fenómenos físicos?

## *Bibliografía*

- *Medical Imaging Physics*, fourth edition, 2002. William R. Hendee, Ph.D., E. Russell Ritenour, Ph.D.
- *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering*, <https://www.nibib.nih.gov/>
- *R.I.T Magnetic Resonance Laboratory*, <https://www.cis.rit.edu/people/faculty/hornak/mrl-links.html>
- *Radiopedia*, <https://radiopaedia.org/>
- *Physics High*, [www.physicshigh.com](http://www.physicshigh.com)
- *Medicgraphic, Literatura Biomédica*, <https://www.medigraphic.com/pdfs/ortope/or-2008/or086e.pdf>
- [http://divnuclear.fisica.edu.uy/libro/Que\\_son\\_las\\_radiaciones\\_ionizantes.pdf](http://divnuclear.fisica.edu.uy/libro/Que_son_las_radiaciones_ionizantes.pdf)
- <https://www.cun.es/diccionario-medico>
- <https://blog.fundeen.com/energias-renovables/el-efecto-fotoelectrico-en-que-consiste/>
- <https://www.rinconeducativo.org/>
- *MRI from Picture to Proton*, third edition, 2017. Donald W. McRobbie , Elizabeth A. Moore , Martin J. Graves , Martin R. Prince.