

Fundamentos de Imágenes Médicas.

ÍNDICE

FUNDAMENTOS DE IMÁGENES.....	1
1 INTRODUCCIÓN.....	1
2 RESOLUCIÓN DE DENSIDAD, RESOLUCIÓN ESPACIAL Y RELACIÓN SEÑAL A RUIDO.....	5
3 OBJETOS Y PATRONES DE TEST.....	6
4 MEDICIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN.....	7
4.1 <i>Medición de la Nitidez</i>	7
4.2 <i>Medición del Ruido</i>	11
5 BIBLIOGRAFÍA.....	12

1 **Introducción.**

Para producir imágenes del cuerpo humano, la tecnología médica emplea una amplia variedad de formas de energía capaces de penetrar diferentes tejidos y al mismo tiempo interactuar dentro de los mismos hasta cierto límite. El campo de emisión es modulado por el objeto y medido por un sensor. La medición es afectada por una serie de procesos de transformación. El resultado final de este proceso siempre produce una distribución de niveles de gris o tonos de color, la cual representa una imagen capaz de ser visualizada. Esta transformación de variables físicas primarias en una representación física uniforme (imagen) es el objetivo final de un sistema de imágenes médicas.

El concepto de calidad de imagen se define dentro del entorno del diagnóstico médico. Así, por ejemplo, desde un punto de vista puramente técnico, el área oscura detrás de una estructura ósea en una imagen de ultrasonido se descarta debido a que corresponde a una distorsión o artefacto de esta imagen. Sin embargo, para el médico esta información tienen valor diagnóstico. Es decir, técnicamente es posible cuantificar o valorar las características de calidad de una imagen en particular tal como resolución espacial, contraste, ruido y distorsión; pero el valor relativo de estas características está definido por el usuario.

El usuario de un sistema de imágenes médicas esta solamente interesado en un método para evaluar la calidad de las imágenes generadas por el sistema. Sin embargo, el diseñador necesita además una comparación de las características de transferencia de las distintas etapas que componen el mismo. La comparación de los diferentes vínculos de la cadena de generación de la imagen, a menudo basada en diferentes efectos físicos, puede ayudar a encontrar el vínculo o bloque que produzca mayor atenuación (o más ruido) mediante un proceso de optimización técnica continua, mejorando la interacción con cada una de las etapas.

Las dos características más importantes para evaluar la calidad son la resolución espacial y el contraste de la imagen, las cuales pueden ser derivadas a partir de la función de transferencia de modulación (MTF-Modulation Transfer Function). Por otro lado, existen otros criterios que se utilizan para valorar características como la distorsión y el ruido de la imagen.

Existen métodos que pretenden dar una respuesta al problema de la evaluación de la calidad intentando evaluar la percepción de estructuras de muestra predefinidas (fantomas). Estos métodos hacen posible evaluar el sistema de acuerdo a características relevantes para el médico.

La generación de mecanismos de evaluación es importante para la valoración de un equipo en el tiempo, para la comparación entre diferentes equipos y para el cumplimiento de estándares internacionales.

De todas las modalidades de diagnóstico comunes, la más utilizada es la Radiología Convencional que utiliza placas. Si bien existen grandes esfuerzos en llevar esta modalidad a formatos digitales, los requerimientos técnicos necesarios son muy exigentes y requieren inversiones considerables. El resto de las modalidades, tales como Tomografía Computada, Resonancia Magnética Nuclear, Ecografía, etc., ya tienen una naturaleza digital.

En un sentido amplio, una imagen digital $f(x,y)$ es la representación de una imagen obtenida utilizando diferentes procedimientos: proyecciones radiológicas convencionales (RX), ultrasonografía, tomografía computada, o resonancia magnética nuclear. Las coordenadas para la ubicación de estructuras anatómicas son x,y .

El valor de $f(x,y)$ de la posición (x,y) es llamado nivel de gris y es un entero no negativo. Dependiendo del procedimiento de digitalización utilizado, los valores de nivel de gris pueden tener los siguientes rangos: 0-255 (8bits), 0-511(9bits), 0-1023 (10bits), 0-2047 (11bits), 0-4095 (12bits). Estos niveles representan propiedades físicas o químicas de las estructuras. En la Tabla 1 se observan las distintas características de cada modalidad.

Las dimensiones de la imagen se expresan en pixeles, indicando la cantidad de filas y columnas de la imagen.

La visualización de las imágenes médicas puede realizarse mediante la impresión de la imagen en una placa radiográfica o en un papel térmico; o bien, visualizarlo en un monitor en forma temporal.

En las siguientes secciones se describen una serie de conceptos importantes en la evaluación de las imágenes médicas.

Tabla 1: Características de cada modalidad.

Modalidad	Objeto de estudio	Energía Transmitida	Propiedad Medible	Energía Recibida	Método de Detección	Procesamiento	Visualización	Tamaño N x M (píxeles)	Niveles de gris	Bits por pixel
Radiología Convencional	Tejido duro y blando	Rayos X	Absorción	Rayos X	Placas	Químico	Placas	Mod. Analógica		
Tomografía Computada	Tejido duro y blando	Rayos X	Absorción	Rayos X	Detectores	Transformada de Radón.	Monitor y Placas	512 x 512	4096	12
Ultrasonido	Tejido Blando	Sonido	Reflexión	Sonido	Cristal Piezoeléctrico	Barrido en espacio y tiempo.	Video, Monitor o Impresión.	512 x 512	256	8
Doppler	Flujo Sanguíneo	Sonido	Dispersión	Sonido (variación frecuencial)	Cristal Piezoeléctrico	Barrido en espacio, tiempo y frecuencia.	Video, Monitor o Impresión.	512 x 512	256	8
Resonancia Magnética Nuclear	Tejido Blando	RF	Respuesta a la señal de resonancia magnética.	RF	Antenas	Transformada de Fourier	Monitor y Placas	256 x 256	4096	12
Radiología Digital Computada	Tejido duro y blando	Rayos X	Absorción	Rayos X	Detectores	Conversión A/D	Monitor y Placas	4000x2000	4096	12
Endoscopía	Organos internos	Luz visible	Reflexión	Luz Visible	Cámara	Digitalización	Monitor e impresión	512 x 512	2 ²⁴ colores	24
Microscopía	Muestras	Luz visible	Transmisión	Luz Visible	Cámara	Digitalización	Monitor e impresión	512 x 512	2 ²⁴ colores	24
Medicina Nuclear	Funcionalidad Orgánica		Número de desintegraciones	γ , β	Escintilación CCD Placas	Análisis de Eventos.	Monitor Impresión en placas y otros	128 x 128	65536	16

2 Resolución de Densidad, Resolución Espacial y Relación Señal a Ruido.

Una vez que la estructura de interés se registró como una imagen digital, se puede conocer la calidad de la misma. La calidad de la imagen está caracterizada por tres parámetros: resolución espacial, resolución de densidad y relación señal a ruido (S/N). La resolución espacial es una medida del número de píxeles usados para representar la estructura. La resolución de densidad es el número total de niveles de gris discretos en una imagen digital. Por otra parte, una S/N elevada indica una imagen agradable al ojo, y por tanto, con una buena calidad de imagen.

A continuación se analizará el efecto de variar los parámetros N y m (considerando $M=N$). Es muy difícil definir qué es una buena imagen debido a que la calidad de la misma no sólo es muy subjetiva sino que también depende mucho de las necesidades de una aplicación determinada.

En la Figura 1(a) se observa una imagen obtenida de un ecógrafo con 256 niveles de gris y 200 x 200 píxeles. Las siguientes imágenes de la Figura 1 muestran los resultados de reducir la resolución espacial con $N=100,50,25$ respectivamente.

En todos los casos, se utilizó un número de niveles de gris de 256. Puesto que todas las imágenes corresponden a la misma área representada, los píxeles de las imágenes de menor resolución han sido duplicados para cubrir toda el área. Esta repetición de píxeles produce un resultado similar a un tablero de ajedrez, que es particularmente visible en las imágenes de menor resolución.

Realizando una comparación entre las imágenes, se observa que el efecto de reducir la resolución espacial es casi imperceptible en las primeras imágenes siendo importante la pérdida de detalles en las últimas. La resolución espacial debe definirse en función de las características propias de la imagen y de la modalidad.

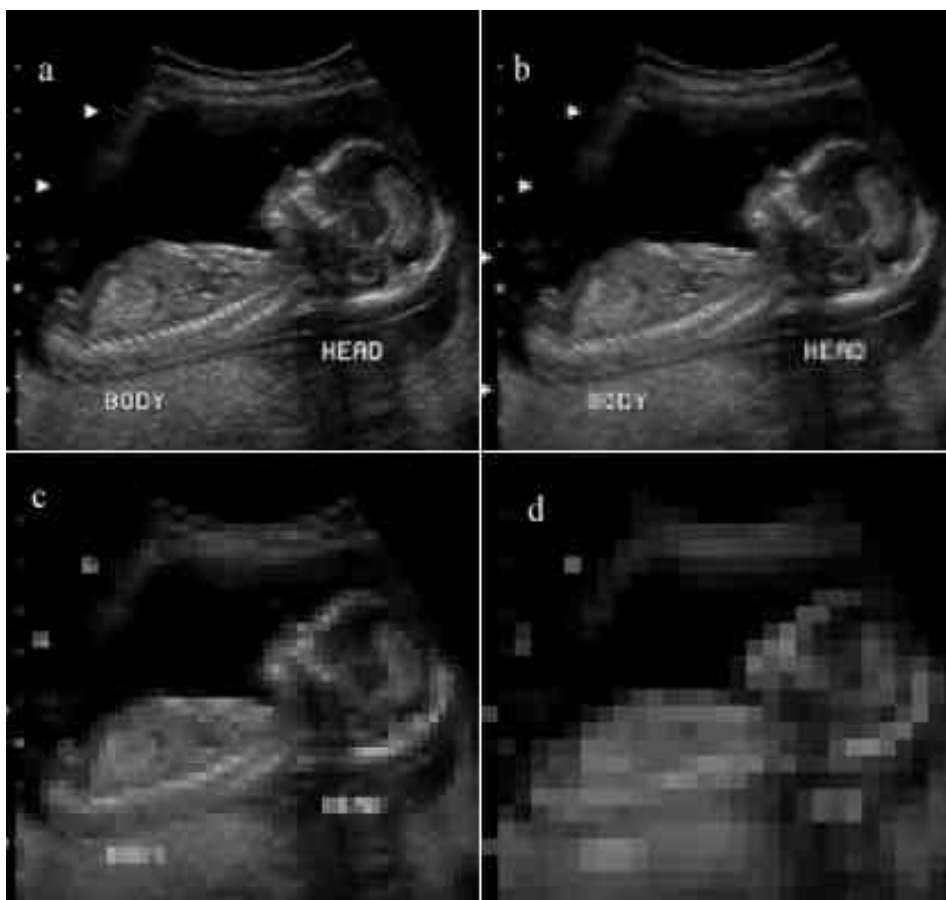


Figura 1: Efectos de reducir la resolución espacial.

La Figura 2 muestra los efectos producidos al reducir el número de bits empleados para representar el número de niveles de gris de una imagen. La imagen de la Figura 2 (a) es una imagen de 100 x 100 y 8 bits por pixel. El resto de las imágenes de la Figura 2 han sido obtenidas reduciendo el número de bits desde $m=5$ hasta $m=1$ manteniendo constante la resolución espacial. En forma análoga con la resolución espacial, las primeras imágenes son muy similares a la original. Sin embargo, conforme se reduce m , empiezan a aparecer un conjunto casi imperceptible de estructuras ondulantes en las zonas de niveles de gris suaves. Este efecto, originado por el empleo de un número insuficiente de niveles de gris en las áreas más suaves de una imagen digital se denomina falso contorno. Por lo general es bastante visible en las imágenes que emplean un número de niveles de gris inferior a 16.

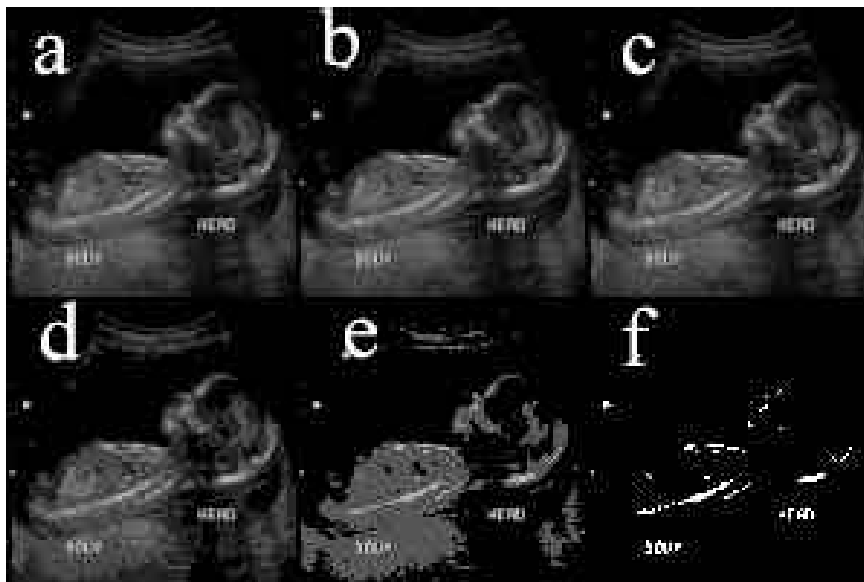


Figura 2: Efectos de modificar la cuantificación de la imagen.

Los tres parámetros analizados deben ser ajustados durante la adquisición para acomodar la misma a los requerimientos del diagnóstico. Sin embargo, se debe tener en cuenta que a mayor resolución espacial y/o de densidad, mayores serán la capacidad de memoria necesaria, y el tiempo de procesamiento y transmisión de la imagen.

3 Objetos y patrones de test.

Los objetos y patrones para evaluación, también llamados fantasmas, se utilizan para medir las resoluciones espaciales y de densidad de equipamiento de diagnóstico por imágenes y pueden ser fantasmas físicos patrones generados digitalmente.

Un fantoma físico es utilizado para evaluar el funcionamiento de dispositivos digitales de radiología. Están contruidos normalmente con distintos materiales con diferentes formas geométricas insertos en un medio uniforme (agua o plástico). Las configuraciones geométricas más utilizadas son: cilindros circulares, esferas, pares de líneas (patrones alternados de barras rectangulares con un medio de fondo del mismo ancho), cuñas y formas de estrella. Los materiales utilizados para construir estas configuraciones son: plomo, diferentes plásticos, aire y soluciones iodadas de diferente concentración. Los cilindros, las esferas y las cuñas se utilizan comúnmente en la medición de ambas resoluciones.

Por ejemplo, si un equipo de RX puede detectar un objeto cilíndrico de 1mm con 0,5% de diferencia de densidad respecto al fondo, se generará una imagen de un objeto cilíndrico realizado con un material que tiene una diferencia de atenuación a los RX de 0,5% respecto al fondo. La diferencia entre el nivel de gris promedio del objeto y la diferencia entre el nivel de gris promedio del fondo se puede medir y detectar.

Por otra parte, un patrón generado digitalmente se utiliza para medir el correcto funcionamiento de un componente de visualización de un equipo. En este caso, se genera una variedad de configuraciones geométricas en forma digital. Los valores de nivel de gris de estas configuraciones son ingresadas al dispositivo de visualización de acuerdo a ciertas especificaciones. Cualquier distorsión de tales imágenes observadas durante la

visualización puede medir las imperfecciones del dispositivo. La Ilustración 3 muestra algunos fantasmas utilizados normalmente y las respectivas imágenes generadas.



Ilustración 3: Diferentes tipos de fantasmas.

4 Medición de la Calidad de la Imagen.

La calidad de la imagen es una medida del funcionamiento de un sistema generador de imágenes usado para un determinado tipo de examen. Aunque el proceso de realizar el diagnóstico desde la imagen es a menudo subjetivo, las imágenes de alta calidad brindan mejor información diagnóstica. En esta sección se describirán algunos parámetros físicos para medir la calidad de la imagen basados en conceptos de resolución espacial y de densidad y los niveles de S/N vistos anteriormente.

En general, las mediciones de la calidad de la imagen pueden dividirse en dos categorías: la medición de la nitidez de la imagen inherente al diseño de la instrumentación; y el ruido de la imagen que crece con las fluctuaciones de los fotones de las fuentes de energía, y del ruido electrónico acumulado en la cadena de generación de la imagen. Aunque no exista ruido en el sistema de imagen (hipotéticamente), las propiedades ópticas inherentes del sistema de imagen podrán evitar que aparezca la imagen de un fantoma con bordes bien definidos entre blancos y negros. Por otro parte, si un sistema de imágenes perfecto pudiera ser diseñado, la naturaleza aleatoria de la fluctuación de fotones podría introducir ruido a la imagen.

Las siguientes secciones discutirán la medición de la nitidez y el ruido. Este tratamiento está basado en la teoría establecida de medición de calidad de imagen en dispositivos de diagnóstico por imagen. Ciertas modificaciones son incluidas para permitir ajustar a la terminología digital.

4.1 Medición de la Nitidez.

4.1.1 Point Spread Function (PSF).

Para estudiar este parámetro considérese el siguiente ejemplo. Un pequeño agujero circular es realizado en el centro de una placa de plomo, la cual es ubicada entre el tubo de rayos X y un dispositivo sensible para registrar la imagen. Una imagen de esta placa puede registrarse sobre una placa radiográfica o dispositivos digitales (para luego visualizarse en un monitor). Midiendo la distribución de niveles de gris (correspondiente a la densidad óptica), es mayor comparativamente en el centro de la imagen, donde está ubicado el agujero y decrece radialmente hacia fuera, bajando a cero a cierta distancia del centro (ver Ilustración 4a). Idealmente, si el agujero circular es suficientemente pequeño y el sistema de imagen es un perfecto, se podría esperar la visualización perfecta del círculo dentro de la imagen, con un nivel de gris igual dentro del mismo y cero fuera de este. El tamaño del círculo debería ser de igual tamaño que el agujero en la placa de plomo si no existe magnificación durante el experimento. Sin embargo, en la práctica, esta imagen ideal no existe. Por el contrario, se observa una distribución de niveles de gris entorno al agujero.

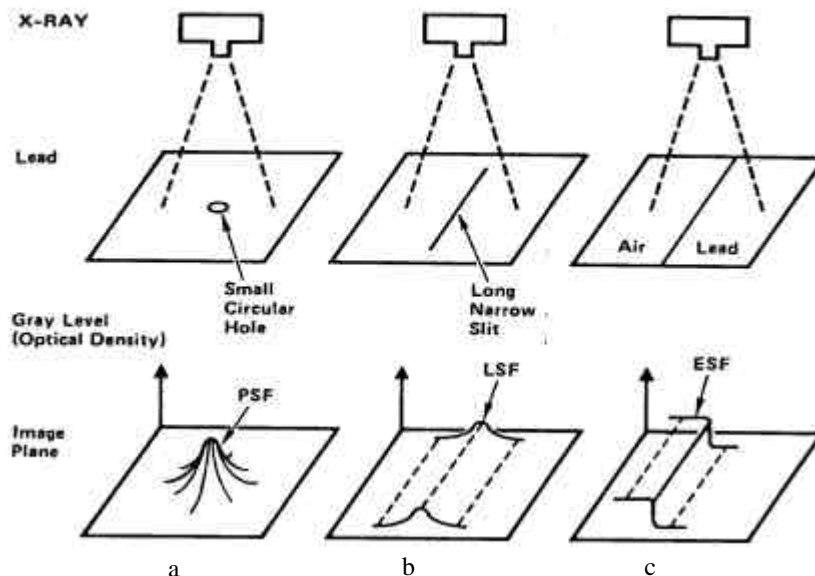


Ilustración 4: Experimento para visualizar la PSF.

El experimento demuestra que la imagen circular del agujero en la placa de plomo nunca tiene un borde bien definido, es decir, le falta nitidez al borde. Si el agujero es lo suficientemente pequeño, la forma de la distribución de niveles de gris se llama "Point spread function" o función de dispersión de un punto. Normalmente se utiliza la abreviatura PSF. La PSF del sistema generador de la imagen puede ser utilizada como la medición de la nitidez de una imagen producida por este sistema. En la práctica, sin embargo, la PSF es muy difícil de medir.

Tomando como referencia el experimento anterior, el tamaño del agujero circular debe ser cuidadosamente elegido. Si el agujero es demasiado grande, la imagen formada en el detector será la imagen del agujero. Por otra parte, si el agujero es demasiado pequeño, la imagen formada será la imagen formada por el punto focal de los Rayos X. En ambos casos, la imagen no puede ser utilizada para la medición de la PSF del sistema.

Teóricamente, la PSF es un concepto útil en la estimación de la nitidez de una imagen. Experimentalmente, la PSF es difícil de medir debido a las dificultades mencionadas. Para evitar esta dificultad en la determinación de la PSF, se introduce el concepto de la función de dispersión de línea o "Line Spread Function-LSF".

4.1.2 Line Spread Function (LSF).

Al reemplazar el orificio circular por una hendidura larga y delgada en la placa de plomo y repetir el experimento, la imagen formada sobre el receptor será una línea de un cierto ancho con una distribución de niveles de gris no uniforme. El valor de nivel de gris es alto en el centro de la línea, decreciendo hacia ambos lados hasta que éste asume el nivel de gris del fondo. La forma de esta distribución se denomina "Line Spread Function (LSF)" o función de dispersión de línea del sistema.

En teoría, una LSF puede ser considerada como un conjunto de orificios colocados en forma continua uno al lado de otro. Experimentalmente, la LSF es mucho más sencilla de medir que la PSF. La Ilustración 4b ilustra el concepto de la LSF del sistema.

4.1.3 Edge Spread Function (ESF).

Si se utiliza una cuña con un único escalón tal que la mitad del área de la imagen sea plomo y la otra sea aire, entonces esta nueva distribución de niveles de gris de la imagen es la función de dispersión de borde o "Edge Spread Function (ESF)". Para un sistema ideal, cualquier corte realizado en forma perpendicular al borde central, producirá una función escalón

$$\begin{aligned} \text{ESF}(x) &= 0 & -B \leq x < x_0 \\ &= A & x_0 \leq x \leq B \end{aligned}$$

donde x es la dirección perpendicular al borde, x_0 es la ubicación de la cuña, $-B, B$ son los límites de la imagen y A es una constante. Matemáticamente, la LSF es la derivada primera de la ESF dada por la ecuación

$$\text{LSF}(x) = \frac{d[\text{ESF}(x)]}{dx}$$

Se puede observar que la ESF puede ser fácilmente obtenida experimentalmente, debido a la forma simple de la placa requerida para el experimento. Una vez que la imagen ha sido obtenida con el sistema, se realiza un corte perpendicular al borde obteniendo la ESF. Para calcular la LSF del sistema se debe realizar la derivación de la ESF. La Ilustración 4c ilustra la configuración utilizada para obtener la ESF.

4.1.4 Modulation Transfer Function (MTF).

Para obtener esta función de transferencia de modulación o "Modulation Transfer Function (MTF)" se debe realizar un experimento similar al anterior pero con un fantoma con pares de líneas con diferentes frecuencias espaciales. Se obtendrá como resultado imagen formada por las diferentes líneas, donde es posible medir la amplitud de salida para cada frecuencia espacial. La MTF de un sistema, a través de una dirección perpendicular a las líneas de la imagen, se define como la relación entre la amplitud de salida y de entrada expresada como función de la frecuencia espacial

$$\text{MTF}(u) = (\text{amplitud de salida} / \text{amplitud de entrada})_u$$

donde u es la frecuencia espacial. Matemáticamente, la MTF es la magnitud de la Transformada de Fourier de la LSF del sistema dado por la siguiente ecuación.

$$\text{MTF}(u) = \left| \mathcal{F}[\text{LSF}(x)] \right| = \left| \int_{-\infty}^{\infty} [\text{LSF}(x) \cdot e^{-2\pi j \cdot x \cdot u}] dx \right|$$

En la ecuación se observa que la MTF mide la modulación de amplitud (o nivel de gris) del patrón de líneas en la imagen. El tamaño de la modulación determina la calidad del sistema. La MTF del sistema puede predecir la calidad de la imagen producida por el sistema de imagen. Para una frecuencia dada u , si la $\text{MTF}(v) = 0$ para $v > u$, entonces el sistema no podrá resolver frecuencias espaciales mayores a u .

La MTF es una función unidimensional, es decir, que mide la resolución espacial solamente en una dirección determinada. Por tal motivo, se debe aclarar cuando se utiliza la MTF para describir la resolución espacial, la dirección en la cual fue definida.

Se debe notar que la MTF es de carácter multiplicativo, es decir, significa que si una imagen obtenida por un sistema que contiene n componentes, cada uno tendrá su propia MTF, y la MTF total será la productoria de las mismas. Si alguna de las MTFs tiene un valor bajo, este producirá una caída en la MTF total.

4.1.5 Relación entre la ESF, LSF y MTF.

La MTF es denominada respuesta de alto contraste del sistema de imagen, debido a que el patrón de líneas pares o la fuente que genera los bordes es un fantoma de alto contraste. Por alto contraste se entiende que los medios utilizados (plomo y aire) tienen alto contraste radiológico.

Para explicar la relación existente entre estos tres parámetros se puede realizar un experimento con una mesa que emita luz en forma uniforme, un objeto no traslúcido ubicado sobre la misma, y un sistema de imágenes que permita capturar una imagen de esta configuración (Ilustración 5a). A partir de la imagen se obtiene la ESF en dirección perpendicular a la zona de transición (Ilustración 5b). Luego se deriva esta función y se obtiene la LSF (Ilustración 5c). Finalmente, en la Ilustración 5d se observa la MTF en la misma dirección.

Con el experimento se puede obtener la MTF desde la ESF y la LSF. En la práctica, se puede tomar el 10% de la MTF como el mínimo poder de resolución del sistema. En este caso, este valor se alcanza a 1.0 ciclo/mm.

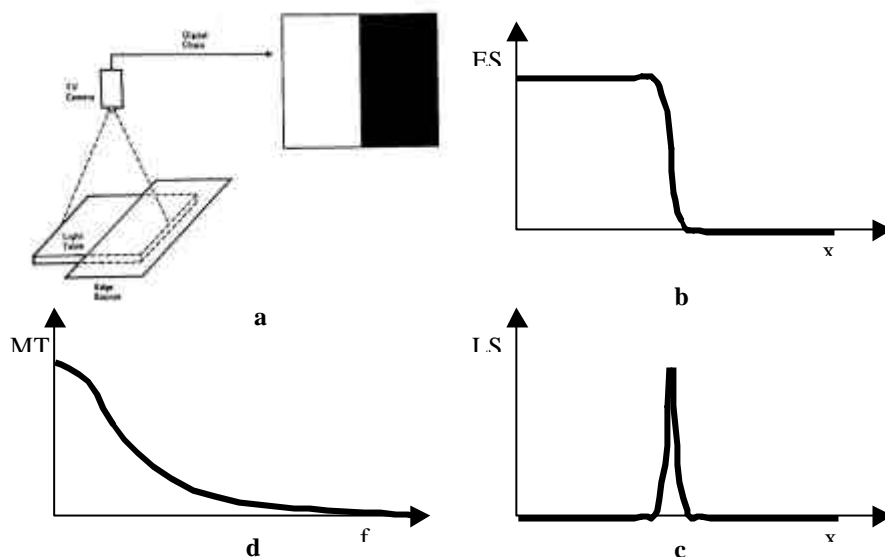


Ilustración 5: Experimento para relacionar ESF, LSF y MTF.

4.1.6 Relación entre la imagen de entrada, la MTF y la imagen de salida.

Si se intenta obtener la imagen perfecta de un fantoma con forma de escalón, al realizar un perfil de la imagen en forma perpendicular al escalón equivale a una función cuadrada tipo periódica $ESF(x)$. Esta función puede ser descompuesta en infinitas componentes, las cuales tienen una amplitud y una frecuencia determinadas (ver Ilustración 6). Para reproducir en forma exacta esta función, es necesario incluir todas las componentes. Si alguna de las componentes desaparece o disminuye su amplitud, el resultado será una distorsión de la función. Por lo tanto, el objetivo principal de un sistema de imágenes es evitar que se alteren las componentes frecuenciales.

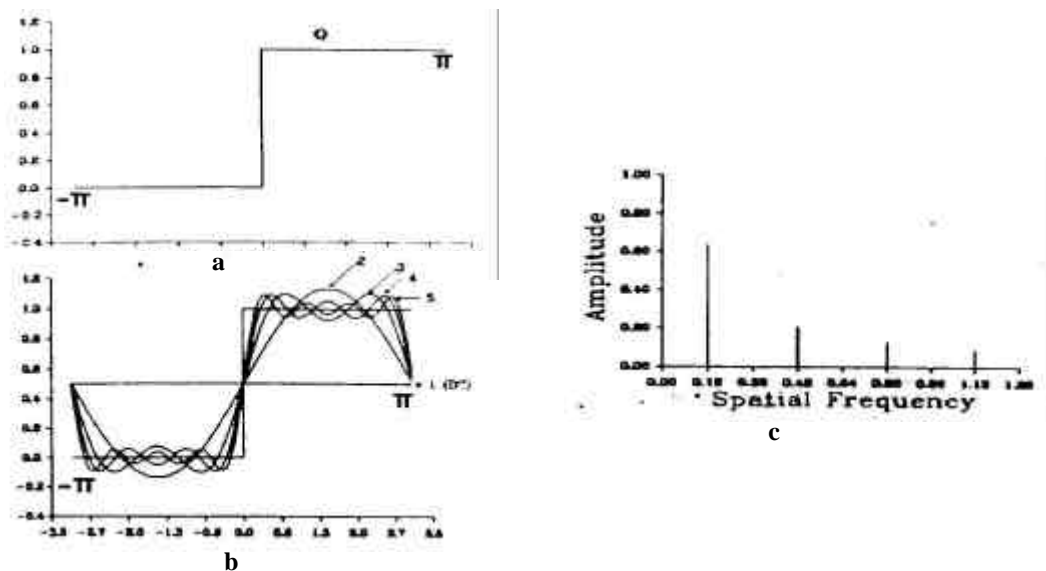


Ilustración 6: Representación de una función cuadrada mediante funciones sinusoidales. a) función escalón, b) sumatoria de diferente número de componentes espectrales, c) amplitud de cada componente.

La MTF de un sistema puede ser utilizada para predecir las componentes que han desaparecido o disminuido en amplitud. Normalmente los sistemas de imágenes tienen características de filtro pasabajos, es decir, que atenúa las altas frecuencias afectando los bordes dentro de la imagen.

Conociendo las características ideales que debería tener la imagen y la MTF, es posible determinar cómo responderá el sistema de imágenes. La Ilustración 7a muestra el ejemplo de un perfil de una imagen de un cilindro plástico circular tomado con un sistema de RX ideal. Si se desea conocer la respuesta obtenida con un sistema no ideal, cuya MTF sea igual a la mostrada en la Ilustración 7c, se debe realizar la transformada de Fourier del perfil (Ilustración 7b), multiplicarlo por la MTF (Ilustración 7d) y finalmente antitransformar el perfil (Ilustración 7e). El perfil obtenido presenta perfiles no definidos producidos por el sistema de imágenes.

Como conclusión se observa que los parámetros analizados (PSF, LSF, ESF y MTF) pueden medir la nitidez de la imagen obtenida por un sistema de imágenes determinado.

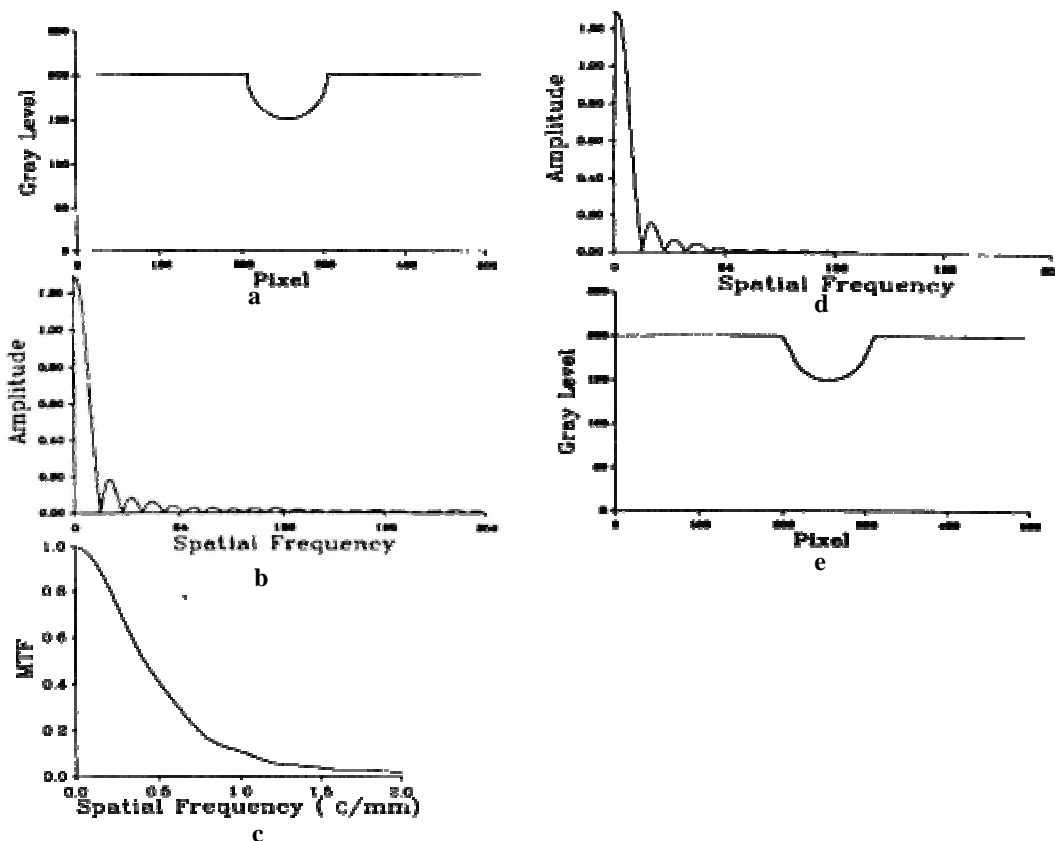


Ilustración 7: Relación entre la entrada, la MTF y la salida.

4.2 Medición del Ruido

La MTF es normalmente utilizada para medir la calidad del sistema de imágenes. Sin embargo, este parámetro mide únicamente las características ópticas del sistema de imagen o la capacidad del mismo de reproducir detalles finos. Este no provee información acerca del efecto del ruido y el contraste radiológico sobre la imagen. Debido a que estos parámetros afectan la visibilidad de los detalles en la imagen, una MTF con frecuencias altas no necesariamente resulta en una buena imagen de calidad diagnóstica si los niveles de ruido son elevados. El estudio del ruido producido por estadística cuántica, ruido electrónico y grano de la película representa otra medición de la calidad de la imagen. Para estudiar el ruido, es importante conocer los conceptos de espectro de potencia, o espectro de Wiener, del ruido producido por el sistema.

Si se asume que el ruido N es aleatorio y no está correlacionado con la señal S que forma la imagen, entonces el espectro la relación de potencia de Señal a Ruido, o relación de potencia de Señal a Ruido $P(x,y)$, de cada pixel está definido por

$$P(x, y) = \frac{S^2(x, y)}{N^2(x, y)}$$

Si se obtiene el perfil de una imagen con fondo uniforme, el trazo tendrá un nivel de gris determinado más un ruido aleatorio asociado.

Una relación señal a ruido (SNR) elevada implica que la imagen no es ruidosa. Una forma de mejorar esta relación es tomar varias imágenes del mismo objeto y promediar las mismas. Esto minimiza el efecto relativo del ruido sobre la imagen promedio. Si M imágenes son promediadas, entonces la relación de potencia de señal a ruido promedio será

$$\bar{P}(x, y) = \frac{M^2 \cdot S^2(x, y)}{M \cdot N^2(x, y)}$$

La SNR es la raíz cuadrada de la expresión anterior.

$$SNR_M(x, y) = \sqrt{\bar{P}(x, y)} = \sqrt{M} \cdot \sqrt{P(x, y)} = \sqrt{M} \cdot SNR(x, y)$$

Por tanto, la SNR se incrementa con la raíz cuadrada del número de imágenes promediadas.

La ecuación anterior indica que es posible incrementar la SNR de la imagen utilizando promediación. La imagen promedio tendrá menos ruido y una apariencia de suavizado. Para cada pixel, el ruido $N(x, y)$ puede aproximarse utilizando la desviación estándar entre la imagen promedio y una imagen determinada. En la Ilustración 8 se puede observar el efecto de la promediación sobre una imagen determinada para reducir el ruido de la misma.

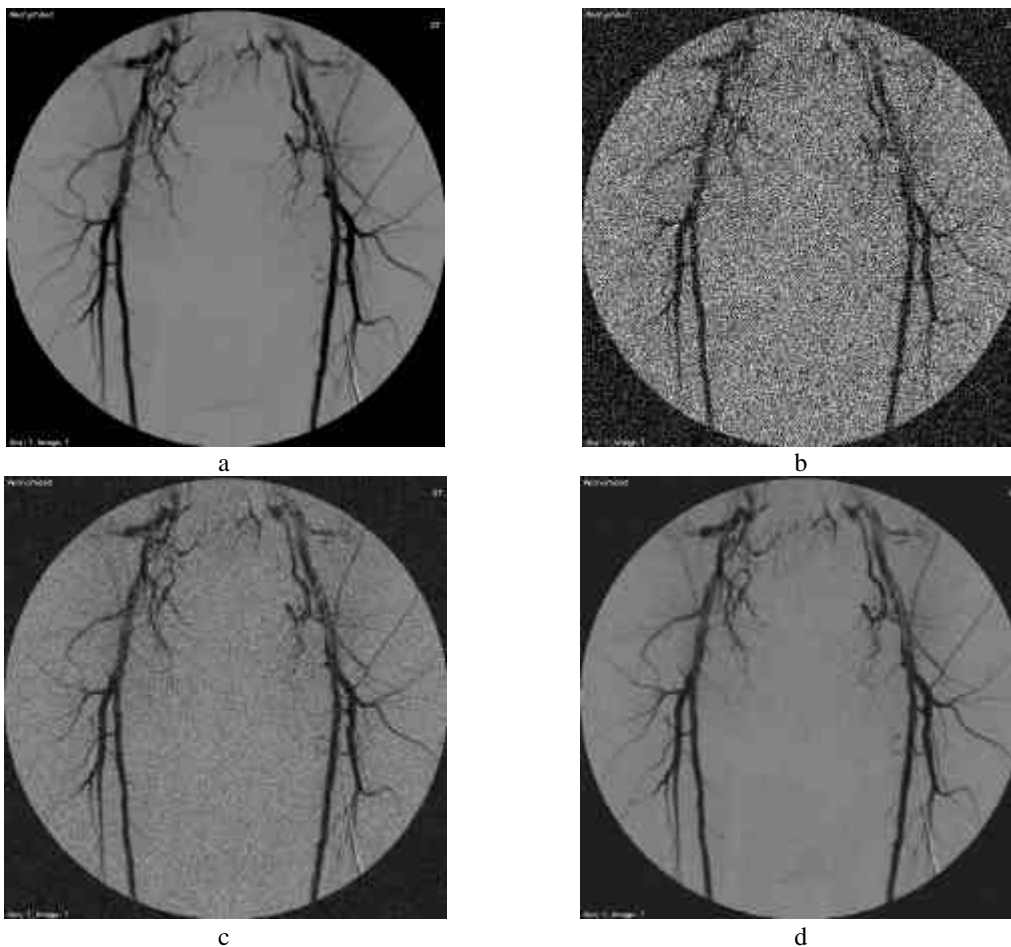


Ilustración 8: Efecto del promediado sobre la imagen. a) imagen original, b) imagen con ruido gaussiano, c) imagen promediada 10 veces y d) imagen promediada 100 veces.

5 Bibliografía.

- Huang, HK: Picture Archiving and Communications Systems in Biomédical Imaging. VCH 1996.
- Gonzalez y Wood: Tratamiento Digital de Imágenes.
- Krestel, Erich: Imaging Systems for Medical Diagnostitics. Siemens 1990.