



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**MAMOGRAFÍA DIGITAL.
EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE
LA IMAGEN USANDO UN MANIQUÍ
DE CONTRASTE-DETALLE Y LA DOSIS
DE RADIACIÓN ASOCIADA**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

**F Í S I C O
P R E S E N T A:**

ALAIN RODOLFO ALVAREZ LUQUIN



**DIRECTOR DE TESIS:
M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO
México D.F. 2015**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria

A mi familia. Por soportarme tantas cosas, mi mal humor, travesuras, por estar junto a mí todo el tiempo. Muchas gracias por luchar junto a mí durante el periodo en el que estuve muy enfermo, sin ustedes no lo hubiera logrado. Muchas gracias Ma, Pa, Hugo, Danliuc. Muchas gracias también a Naxi, Olga y Ruben, por agrandar la familia, los quiero mucho.

A la Lucha, el Chempo, que me brindan su cariño incondicional. Al Güero y el Barto, por ser tan buenos, los quise con todo mi corazón y espero se encuentren muy bien.

A Nax, por ser mi mejor amiga del mundo mundial. Que mientras escribo esto te preocupas por las lágrimas. Te quiero con todo mi corazón, y te agradezco tanto que ni te imaginas, muchas gracias por haber sido el mejor equipo que pude haber pedido, y por habernos hechado tantas porras en el fut, por todas las discusiones y desacuerdos que vivimos, eres la mejor Bord.

A todos mis amigos y compañeros que hice durante este tiempo. Pablo, Arturo, Pedro, Valente, Fer y Tomas. A mis buenos amigos del IF, Nestor, Miguel, Jimena, Abel, Cristian, Mario, Rogelio y Noemi, gracias por su amistad.

Agradecimientos

A mi director de tesis, el M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, por darme la oportunidad de trabajar con él desde el servicio social, depositar su confianza en mí y brindarme su amistad, por los consejos y las pláticas tan importantes que compartiste conmigo. Muchísimas gracias César.

Al M. en C. Héctor Alejandro Galván Espinoza, por permitirme trabajar con él, gracias por la paciencia y enseñarme tantas cosas. Gracias por todo el apoyo brindado Héctor.

A los sinodales: M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, M. en C. Adolfo Zárate Morales, M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, M. en C. Adriana Moreno Ramírez y M. en C. Héctor Alejandro Galván Espinoza, por la revisión y observaciones realizadas en este trabajo con el fin de mejorarlo. Muchas gracias por el tiempo dedicado.

A la Dra. María Ester Brandan, por permitirme ser parte de su grupo de investigación

A la Dra. Yolanda Villaseñor Navarro, por el apoyo brindado desde hace ya algunos años cuando inicie mi trabajo en mamografía.

Al Instituto de Física, por brindarme un lugar donde trabajar.

Al Instituto Nacional de Cancerología, por permitirme trabajar en sus instalaciones.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, institución en la cual es un honor haber aprendido tantas cosas.

Al proyecto PAPIIT IN105813 y a CONACYT-127409, por el apoyo económico brindado para la realización de este trabajo.

INDICE

INTRODUCCIÓN	1
Objetivo del trabajo	4
CAPÍTULO I: CONCEPTOS BÁSICOS	5
1.1 Física de los rayos X	6
1.2 Interacción de la radiación con la materia	10
1.3 Magnitudes radiológicas	14
1.4 Efectos biológicos de la radiación	15
CAPÍTULO II: EL MASTÓGRAFO	17
2.1 Rayos x para mamografía	18
2.2 Componentes de un mastógrafo	19
2.3 Receptores de imagen	21
CAPÍTULO III: GARANTIA Y CONTROL DE CALIDAD, CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS	23
3.1 Garantía de Calidad	24
3.2 Control de Calidad	25
3.3 Calidad de imagen	25
3.4 Monitores de visualización	29
3.5 Dosis	34
CAPÍTULO IV: METODOLOGIA	37
4.1 Control de calidad	38
4.2 Material y equipo utilizado	38
4.3 Calidad de imagen	42
4.4 Evaluación de los monitores de visualización	48
4.5 Dosis glandular promedio (DGP)	55
CAPÍTULO V: RESULTADOS	57
5.1 Pruebas de CC	58
5.2 Calidad de la imagen	66
5.3 Monitores de visualización	70
5.4 Dosis	76

5.5 Resumen global de resultaos	77
CAPÍTULO VI: DISCUSIÓN DE RESULTADOS	81
6.1 Pruebas de CC	82
6.2 Calidad de imagen	83
6.3 Monitores de visualización	86
6.4 Dosis	88
CAPÍTULO VII: CONCLUSIONES	89
REFERENCIAS	93
APENDICE I: MANUAL IMAGEJ	- 1 -
APENDICE II: MANUAL CDMAM ANALYSER	- 16 -

INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es una enfermedad en los tejidos de la mama en la que se desarrollan células de manera desordenada, no controlada, formando un tumor que de no atenderse invadirá los tejidos cercanos a éste. Debido a que la glándula mamaria se compone de lóbulos y lobulillos conectados mediante conductos, esta enfermedad afecta a una, o ambas, de las estructuras mencionadas [1].

Al igual que en el resto del mundo, en México la tasa de mortalidad se eleva con la edad, de manera que éste es uno de los factores de riesgo más importantes para el desarrollo del cáncer de mama. Otros factores de riesgo son los antecedentes familiares, inicio de menstruación temprana, menopausia tardía, primer embarazo tardío y haber utilizado anticonceptivos hormonales, por lo que la disminución de la prevalencia de estos factores en la comunidad puede tener un impacto significativo en la disminución de la morbilidad y la mortandad por cáncer de mama [2].

El cáncer de mama es actualmente el cáncer que provoca la mayor mortalidad, por este tipo de padecimiento, en las mujeres a nivel mundial. En México, en 2006 se colocó como principal causa de muerte por neoplasia maligna en mujeres (Figura 1), desplazando al cáncer cérvico uterino, por lo que el cáncer mamario ha pasado a ser un problema de salud pública. Para reducir la mortalidad se requiere: mejorar la detección temprana por medio de programas de tamizaje, llamados también de detección temprana, y adecuadas estrategias de tratamiento.

En países desarrollados un programa de tamizaje organizado y realizado de manera óptima tiene el potencial de reducir entre el 20 y el 40 % la tasa de mortalidad de la enfermedad en la población en riesgo. Para lograr esto son esenciales servicios de alta calidad en todos los procesos, desde la detección temprana hasta el tratamiento y la rehabilitación [2].

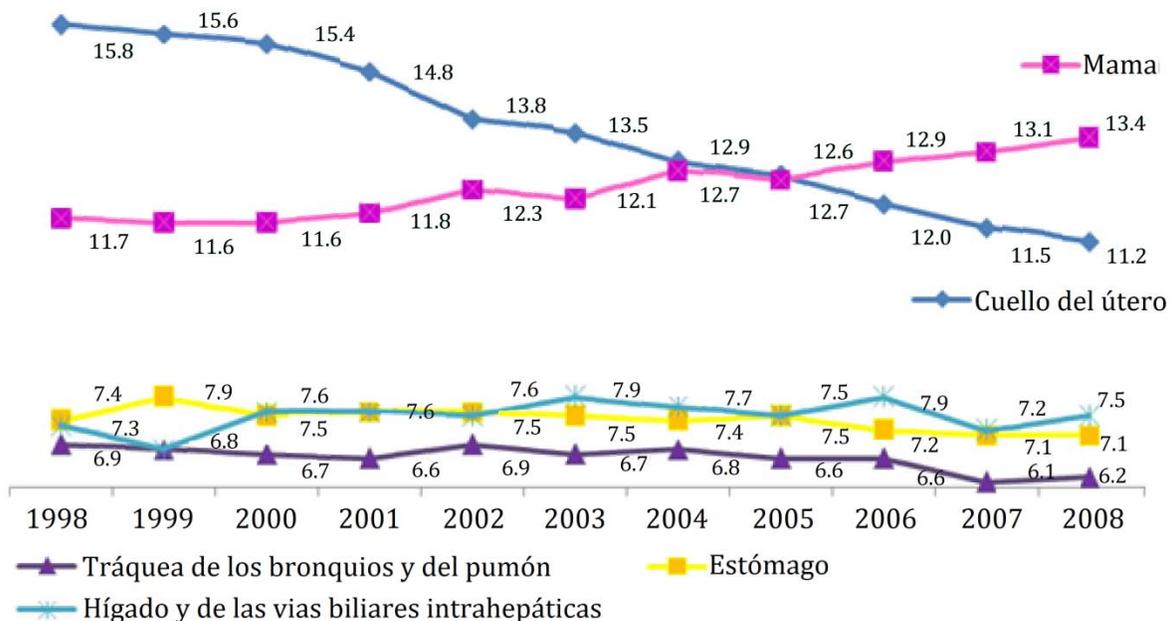


Figura 1: Porcentaje de defunciones en mujeres debidas a tumores malignos (como principales causas) 1998-2008 (Nota: El porcentaje está en relación con el total de defunciones registradas en cada año, en general y por sexo).
Fuente: INEGI. Estadísticas Vitales, 1998-2008. Bases de datos.

Los programas de detección temprana fueron creados con el objeto de encontrar en las mujeres el cáncer en los estados iniciales de desarrollo. Se basan en fomentar la autoexploración, la realización de exámenes clínicos y la toma de mamografías, dependiendo tanto de la edad como de la historia familiar de la mujer, de esta manera se reducirá de modo significativo la mortalidad en la población femenina, aumentando la expectativa de vida [2].

La mamografía es un estudio radiológico de las mamas, realizado con un mastógrafo diseñado especialmente con este fin, en que la imagen se forma debido a los rayos X que se logran transmitir a través de los distintos tejidos de la mama, mismos que los han atenuado de manera diferente, produciendo en el receptor de imagen, ya sea un detector de estado sólido para un mastógrafo digital o una película para un mastógrafo analógico, zonas con distintos tonos de gris, que el médico radiólogo percibe como una imagen [3].

La mamografía ha demostrado su utilidad en la detección de cáncer de mama en fase temprana, cuando no existe sintomatología, y las lesiones aún no son palpables, por lo que en estos casos el cáncer aún es curable en más del 95 %. Para que esto se cumpla es necesario realizar dicho examen con equipos especialmente diseñados para la evaluación de la glándula mamaria, que cumplan con controles de calidad y que el personal técnico y médico cuente con capacitación y experiencia específicamente en mamografía [4].

En un servicio de mamografía existen dos tipos de programas que se deben implantar para obtener los resultados deseados, éstos son:

1. Un Programa de Garantía de Calidad, el cual consta de actividades planificadas y sistemáticas, implantadas y comprobadas para proporcionar confianza suficiente en que una persona, estructura, sistema o componente se va a desempeñar de la manera deseada cuando se le requiera [2]. Esto implica que pueda obtenerse la calidad óptima en todo el proceso de diagnóstico, es decir, que se produzca en todo momento información diagnóstica adecuada, y con una exposición mínima del paciente y del personal.
2. Un Programa de Control de Calidad, sirve para vigilar el funcionamiento correcto de cada componente de la cadena de obtención de imágenes (equipo de rayos X, detector, procesador, cuartos oscuros, etc.), del equipo y garantizar la calidad de la imagen. El objetivo final de este programa es conseguir imágenes de alta calidad, optimizando la dosis de radiación impartida a la paciente y reducir los costos, minimizando las pérdidas de tiempo y de material.

En un estudio mamográfico, la imagen debe tener alto contraste, con objeto de que el Médico Radiólogo pueda detectar nódulos de composición química similar al tejido sano circundante, además de muy alta resolución espacial, la cual permite distinguir dos objetos pequeños (del orden de micras) y muy cercanos entre sí, como independientes, con objeto de poder visualizar microcalcificaciones mamarias, ya que algunas de ellas son indicadoras del inicio de un tumor cancerígeno. Por ello, una de las pruebas más importantes que se desarrollan durante un programa de control de calidad en los mastógrafos es la prueba de calidad de la imagen. Entre los instrumentos que se emplean para evaluar la calidad de la imagen se encuentran los maniqués, que son objetos que simulan la respuesta radiológica de una mama femenina, y que contienen estructuras similares a las que se encuentran en el interior de la mama. Para realizar esta prueba en equipos analógicos uno de los maniqués que puede emplearse es el de acreditación del American College of Radiology (ACR), el cual está

constituido por 6 fibras, 5 grupos de puntos de distinto diámetro con 6 puntos en cada grupo y 5 masas con decremento de su diámetro y espesor que simulan objetos de interés diagnóstico que se encuentran dentro de la mama. La calidad de la imagen se considera aceptable si se visualizan al menos 4 fibras, 3 grupos de puntos y 3 masas. Debido a la necesidad de cuantificar la calidad de imagen en equipos digitales se realizó un estudio para determinar si el maniquí de acreditación por el ACR serviría para realizar esta prueba en equipos digitales. Se observó que los objetos evaluados que componen el maniquí ACR se detectan en dosis más bajas que las encontradas normalmente en la práctica clínica. Se concluyó que el diseño actual del maniquí ACR no es satisfactorio para la evaluación de la calidad de imagen en mamografía digital [5].

Por lo anterior, se ha visto la necesidad de emplear maniqués capaces de poder coadyuvar en la tarea de evaluar la calidad de imagen de equipos digitales, entre otros, el de contraste-detalle llamado CDMAM, mismo que contiene un conjunto de discos de oro con distintos espesores ($0.03 \mu\text{m} - 2 \mu\text{m}$) y diámetros ($0.06 \text{ mm} - 2 \text{ mm}$). El espesor total del maniquí en la configuración recomendada es aproximadamente 4.5 cm de acrílico y equivale, en cuanto a atenuación, a una mama comprimida de 6 cm de espesor, aunque el grosor puede variarse. La calidad de la imagen se evalúa determinando el umbral de contraste, mínimo espesor visualizado correspondiente a cada diámetro, pudiendo manipularse la imagen digital con objeto de tener una mejor visualización [6].

El objetivo de usar este maniquí es determinar las diversas combinaciones entre el tamaño de un objeto y el contraste correspondiente para que el objeto pueda ser visualizado, lo que es muy importante en mamografía de detección temprana de cáncer de mama, ya que de esta manera se puede evaluar la capacidad del sistema de mostrar al Médico Radiólogo las microcalcificaciones indicadoras de cáncer de mama. Es importante mencionar que el maniquí CDMAM V 3.4, (Figura II) que se utilizará para desarrollar la prueba calidad de imagen, al momento de realizar las pruebas es el único maniquí de este tipo en el país.

Otro punto de interés es conocer el valor promedio de la dosis de radiación depositada en el tejido mamario, ya que es vital evitar exponer a las pacientes a dosis de radiación altas debido a que los equipos no funcionen adecuadamente. Para realizar esta evaluación se emplea una cámara de ionización especialmente diseñada para mamografía, con la cual se podrá determinar cuál es el valor de la dosis glandular promedio impartida a la paciente.

En la normativa mexicana no existe nada relacionado con las Pruebas de Control de Calidad que se deben realizar en mastógrafos digitales. En este trabajo se evaluará el funcionamiento de los mastógrafos digitales de un Hospital perteneciente al Sector Público (SSA), lo que incluye la calidad de la imagen usando el maniquí CDMAM 3.4 (ver figura II), de acuerdo con protocolos internacionales. De esta manera se buscará establecer posibles recomendaciones para futuras actualizaciones de la normativa mexicana.

La calidad de la imagen se evaluará por medio de tres observadores humanos (el estudiante a entrenar, un físico médico de hospital y un Médico Radiólogo sin entrenamiento en estas tareas) y por software, determinándose el umbral de contraste, es decir, el espesor y el diámetro del disco de oro más pequeño que se haya podido visualizar correctamente, pudiéndose manipular la imagen digital al gusto del observador.

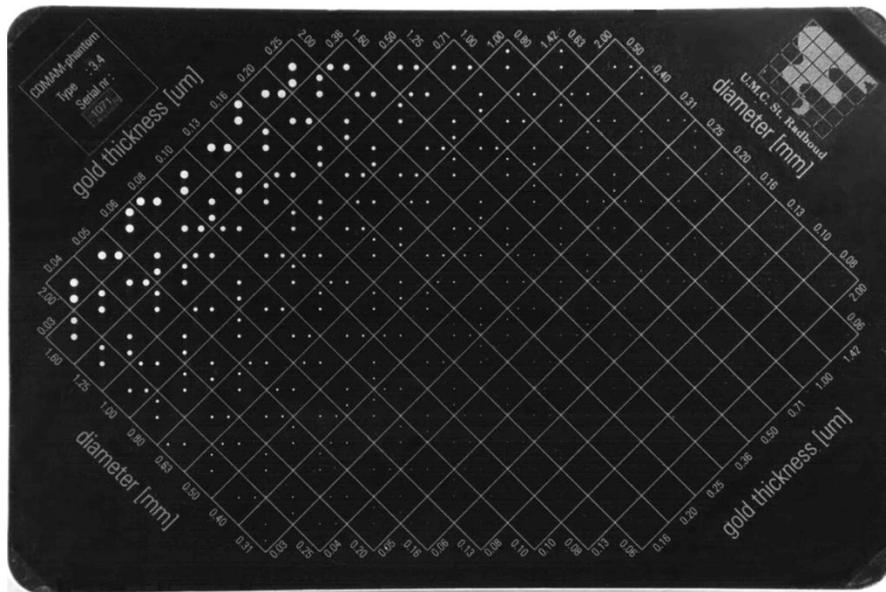


Figura II: Maniqué CDMAM 3.4

Objetivo del trabajo

Evaluar la calidad de las imágenes producidas por mastógrafos digitales usando un maniqué de contraste-detalle, así como la dosis de radiación asociada.

CAPÍTULO I

CONCEPTOS BÁSICOS

1.1 Física de los rayos X

Rayos X

Los rayos X fueron descubiertos en 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Roentgen mientras estudiaba los rayos catódicos en un tubo de descarga gaseosa de alto voltaje. A pesar de que el tubo estaba dentro de una caja de cartón negro, Roentgen vio que una pantalla cercana de platinocianuro de bario, emitía luz fluorescente siempre que funcionaba el tubo. Tras realizar experimentos adicionales, determinó que la fluorescencia se debía a una radiación invisible más penetrante que la radiación ultravioleta. Roentgen llamó a los rayos invisibles "rayos X" por su naturaleza desconocida [7].

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas ionizantes de origen no nuclear cuya longitud de onda va desde unos 10 nm hasta 0.001 nm. Cuanto menor es la longitud de onda de los rayos X, mayores son su energía y poder de penetración. Sin embargo, los rayos X presentan una dualidad onda-partícula, es decir, bajo ciertas condiciones los rayos X tendrán un comportamiento corpuscular, cuando sucede esto podemos considerar a los rayos X como pequeños paquetes de energía, también llamados cuantos o fotones.

Producción de rayos X

Los rayos X se producen bombardeando un blanco con electrones de alta velocidad. Gran parte de la energía de los electrones se pierde en forma de calor; el resto produce rayos X como resultado del impacto con los átomos del blanco. Los rayos X emitidos no pueden tener una energía mayor que la energía cinética de los electrones que los producen. La radiación emitida no es monocromática, sino que se compone de una amplia gama de longitudes de onda, con un marcado límite inferior para esta longitud, relacionado directamente con la energía máxima de los electrones empleados para el bombardeo [7].

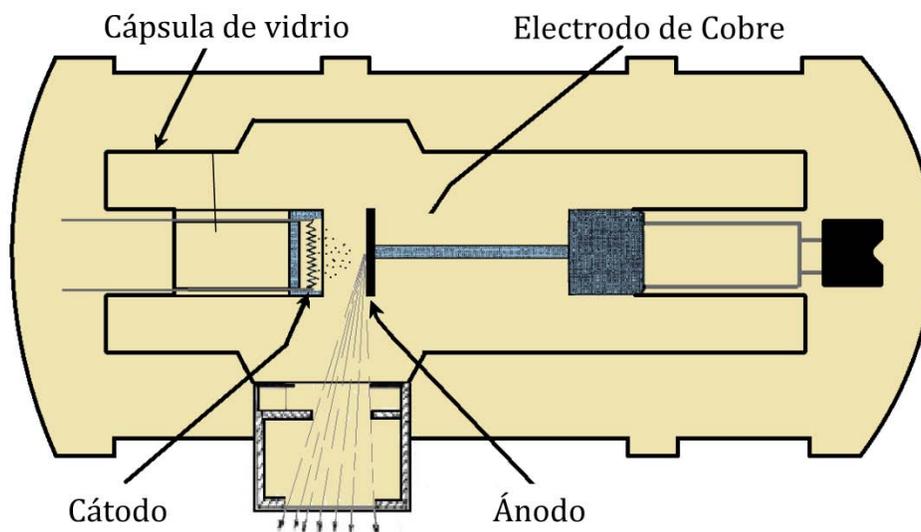


Figura 1.1: Tubo de rayos X.

Tubo de rayos X

El tubo de rayos X es una cápsula de vidrio herméticamente sellada, en la que los elementos que están en su interior están al alto vacío. Está constituido por un filamento denominado cátodo (electrodo -), la copa de enfoque la cual dará forma al haz de electrones, un electrodo de cobre y un plato giratorio llamado ánodo o blanco (electrodo +). Estos basan su funcionamiento en la desaceleración rápida de electrones de altas energías cuando interaccionan con el ánodo.

Cátodo

Es el elemento con carga negativa del tubo de rayos X, tiene dos partes principales: el filamento y la copa de enfoque. El material empleado comúnmente para el filamento de un mastógrafo es el tungsteno (ver figura 1.1). Cuando la corriente que atraviesa el filamento es lo suficientemente intensa, éste se calienta y emite electrones, fenómeno que se conoce como emisión termoiónica, estos electrones forman una nube alrededor del filamento y para dirigirlos se emplea la copa de enfoque. Como se requiere que los electrones tomen una trayectoria recta hacia el ánodo y de ninguna manera interaccionen con algún otro material se necesita que el interior del tubo se encuentre al alto vacío, evitándose de esta forma interacciones no deseadas [7].

La copa de enfoque es la encargada de dar forma y dirección al haz de electrones y definir el tamaño del punto focal, ésta tiene una carga del mismo signo que la del cátodo, de esta manera se repelen los electrones que son liberados del filamento en dirección del ánodo.

Ánodo

Es el elemento que se encuentra a una diferencia de potencial positiva y en el cual se producen los rayos X del tubo (ver figura 1.1). Las principales características que debe cumplir son, ser un buen conductor eléctrico y térmico, debido a que los electrones al interaccionar con el ánodo ceden energía y más del 99 % de ésta se convierte en calor, por lo que debe soportar altas temperaturas y difundir eficazmente el calor para evitar que se funda. En mamografía se emplea un ánodo giratorio para lograr una mayor distribución de la energía. El Molibdeno y el Rodio son comúnmente empleados como ánodos por proporcionar adecuados valores energéticos de rayos X característicos [7].

Tensión

La energía máxima del espectro de rayos X está determinada por la tensión aplicada entre los electrodos del tubo de rayos X. Esto se debe a que la tensión establece la energía con que los electrones chocarán contra el ánodo, por lo que no pueden crearse rayos X con una energía mayor que aquella que poseen los electrones. La máxima energía de los fotones, en keV, es numéricamente igual a la tensión máxima aplicada medida en kV. [8].

Corriente

Al incrementar el valor de la corriente en el filamento del tubo de rayos X se aumenta la temperatura de éste incrementándose la emisión de electrones hacia el ánodo. El número de rayos X producidos depende del número de electrones que interaccionan con el ánodo.

Existen entonces dos corrientes fluyendo a través del tubo, una llamada “miliamperaje (mA)”, fluye del cátodo hacia el ánodo, debido a la diferencia de potencial que existe entre éstos, la segunda fluye sólo a través del filamento que constituye al cátodo. Esta última controla la corriente que transita del cátodo al ánodo [8].

Efecto talón

El efecto talón es la variación de la intensidad de la radiación emitida en función del ángulo con que se emite respecto al ánodo. La intensidad del haz no es uniforme, esto se debe a que los fotones producidos en la parte más profunda del ánodo deben atravesar un mayor espesor hasta la superficie y por lo tanto experimentan más procesos de atenuación (figura 1.2). En mamografía se aprovecha este efecto y se hace corresponder el lado con mayor producción de fotones con la parte más gruesa de la mama.

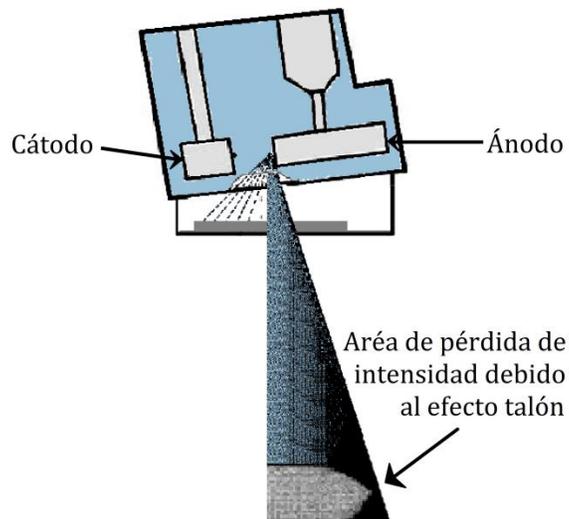


Figura 1.2: Efecto talón (modificado de [7]).

Tipos de rayos X

Los rayos X son fotones, que se producen en un tubo de rayos X con distintos valores de energía, en este caso los que se emplean en mamografía tienen entre 20 y 30 keV. Éstos se clasifican en dos tipos, los rayos X característicos y los rayos X de frenado o Bremsstrahlung.

Rayos X característicos

Este proceso ocurre cuando existe una colisión, entre un electrón incidente, proveniente del cátodo, y un electrón orbital que se encuentra en una capa interna de un átomo en el material del blanco. El electrón incidente transfiere energía suficiente al electrón orbital para que sea sacado de su órbita dejando una vacancia. Esta condición inestable es inmediatamente corregida con el paso de un electrón de una órbita superior a esta vacancia (ver figura 1.3). En este proceso se produce una disminución de la energía cinética del electrón que ocupará el hueco que se generó y el exceso de energía es emitido como rayo X. El rayo X producido tiene una energía igual a la diferencia entre las energías de ligadura de ambas órbitas.

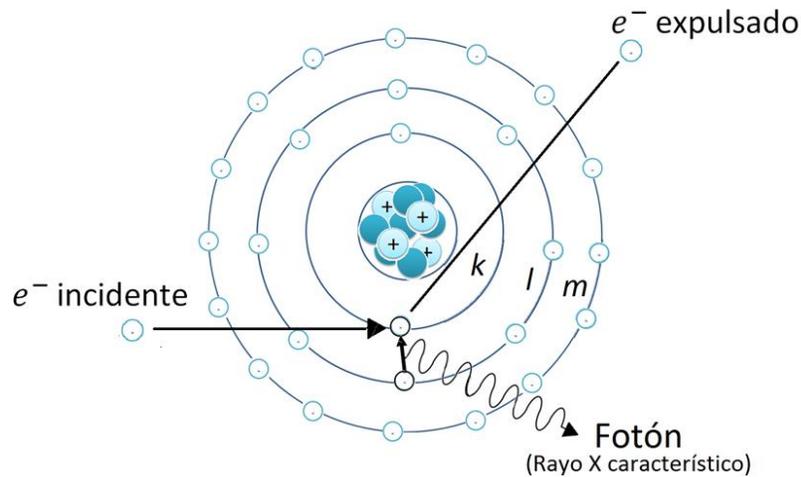


Figura 1.3: Producción de rayos X característicos.

Dado que las energías de ligadura de los electrones son distintas para cada elemento químico, los rayos X característicos producidos en diversos elementos también tendrán distintas energías. Este tipo de radiación se denomina característica porque su energía es característica para cada elemento químico [7].

Rayos X de frenado o Bremsstrahlung

En este proceso el electrón pasa muy cerca de un núcleo atómico en el blanco. La atracción entre el electrón cargado negativamente y el núcleo cargado positivamente hace que el electrón sea desviado de su trayectoria perdiendo parte de su energía. Cuanto más cerca del núcleo llegue el electrón, más se verá influido por el campo electrostático del núcleo (ver figura 1.4). Los rayos X de frenado producidos tendrán una energía entre cero y la energía del electrón. Esto difiere de la producción de rayos X característicos que tiene energías específicas [7].

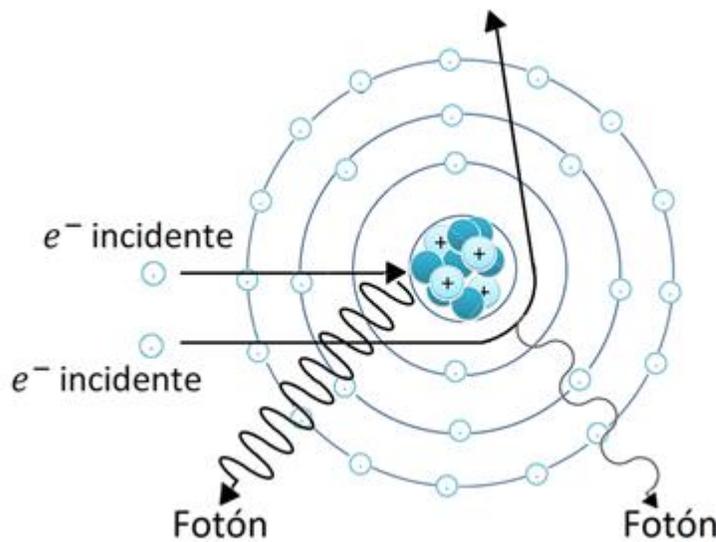


Figura 1.4: Producción de rayos X de frenado.

Espectro de rayos X

Un espectro es un histograma del número de rayos X producidos contra la energía, presentando para el caso de los rayos X de frenado una distribución continua, donde la mayoría de los rayos X que se generan tienen energías muy bajas. Mientras que los rayos X característicos, que tienen valores de energía determinados, su distribución será discreta (ver figura 1.5).

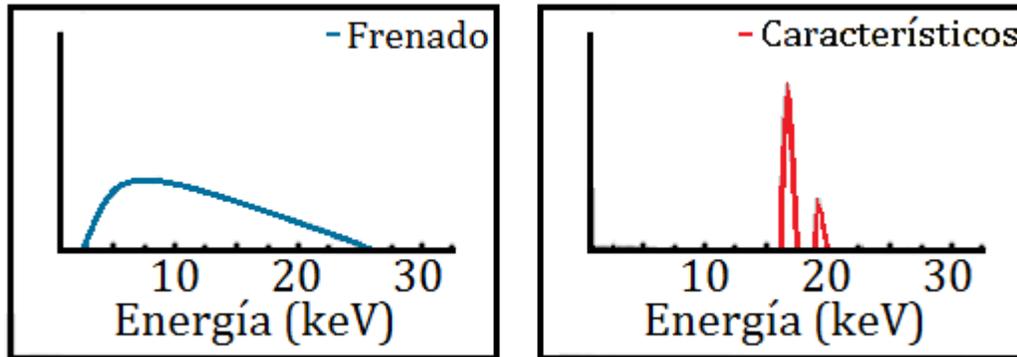


Figura 1.5: Espectros de rayos X. a) Frenado, b) característicos (modificado de [7]).

1.2 Interacción de la radiación con la materia

Al atravesar un material los rayos X pueden interactuar por medio de los siguientes procesos:

- Penetrar al material sin interactuar con éste.
- Depositar parte de su energía mediante fenómenos de absorción y dispersión en el medio.
- Interactuar con el material y ser absorbidos completamente.

La interacción entre los rayos X y la materia se produce principalmente por 5 procesos que se enlistan a continuación:

- Dispersión de Rayleigh: Esta interacción tiene mayor probabilidad de producirse con fotones de energías entre 15 y 30 keV.
- Efecto fotoeléctrico: La mayor probabilidad de que se lleve a cabo esta interacción es con fotones de energías menores que 100 keV (para materiales de baja Z).
- Efecto Compton: Proceso que predomina en el caso de fotones con energías entre 26 keV y 30 MeV (para materiales de baja Z).
- Producción de pares: Este proceso se genera con fotones cuyas energías sean mayores que 1.022 MeV, predominando, en el caso de Z bajas, a partir de 30 MeV.
- Fotodesintegración nuclear: Esta interacción se presenta principalmente con fotones que tienen energías mayores que 10 MeV.

De estos cinco, los primeros tres se producen en el intervalo de energía empleado en mamografía, pero la dispersión de Rayleigh se desprecia ya que aunque el 10 % de las interacciones producidas se deben a este efecto, no deposita dosis a la paciente y no

interviene en la formación de imagen. Los efectos que son de gran interés para este trabajo son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton [7].

En la figura 1.6 se muestran las regiones en las que se presentan con mayor probabilidad las tres interacciones principales, esta probabilidad depende del número atómico del material (Z) y de la energía de los fotones incidentes.

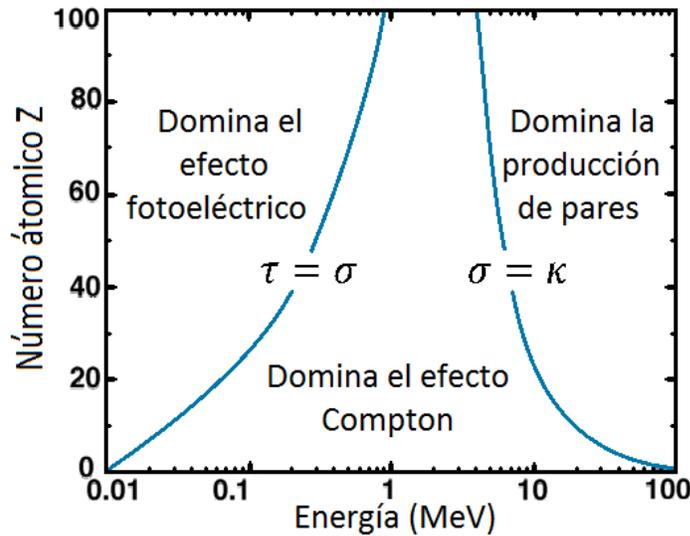


Figura 1.6: Regiones de mayor probabilidad de ocurrencia de las 3 principales interacciones de los rayos X (modificado de [32a]).

Donde τ , σ , κ son los coeficientes de atenuación producidos debido al efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares respectivamente [32a].

Efecto fotoeléctrico

Es un proceso de absorción de energía en el cual un fotón incidente en un material interacciona con un electrón orbital de una capa interna del átomo, el fotón le transfiere toda su energía al electrón, debido a esto el fotoelectrón (electrón expulsado de su órbita) es expulsado del átomo, produciéndose una vacancia en el mismo (ver figura 1.7). Este proceso ocurre con los electrones que se encuentran en las capas internas del átomo (K, L), que tienen mayor energía de ligadura o amarre en el átomo. Este proceso sólo se producirá si la energía del fotón incidente es mayor que la energía de amarre del electrón orbital, es decir $h\nu > E_b$, donde $h\nu$ es la energía del fotón y E_b es la energía de amarre específica del electrón en la órbita que se encuentra. Como consecuencia de la interacción el fotoelectrón expulsado saldrá con una energía cinética T dada por:

$$T = h\nu - E_b \tag{1.1}$$

El fotoelectrón pierde rápidamente su energía, recorriendo una distancia relativamente corta desde la posición original. La energía del fotón es depositada en la materia cerca del sitio de la interacción.

La probabilidad de que ocurra este efecto está dada por:

$$\frac{Z^3}{(h\nu)^3} \quad (1.2)$$

Donde Z es el número atómico del elemento con el cual está interactuando el fotón. Como efecto secundario, al realizarse esta interacción se genera una vacancia en el átomo y ésta la ocupará un electrón de una capa superior, produciéndose un rayo X característico [7].

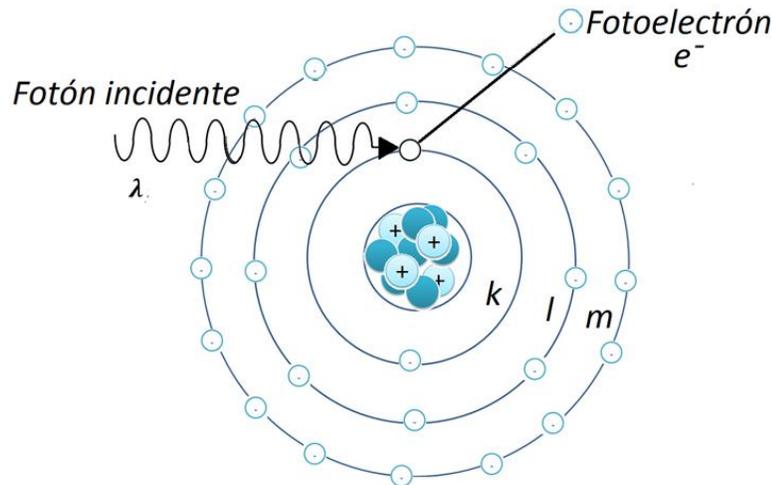


Figura 1.7: Efecto fotoeléctrico.

Efecto Compton

Este proceso se lleva a cabo con los electrones de la órbita de valencia, los cuales se caracterizan por ser los más externos al átomo y estar poco ligados. Es un proceso en el cual un fotón incidente interactúa con un electrón orbital del átomo, cediéndole parte de su energía al electrón, el cual es expulsado del átomo, el resto de la energía del fotón incidente producirá un fotón dispersado en un ángulo determinado. Como consecuencia de la interacción el electrón Compton expulsado saldrá con una energía cinética T dada por:

$$T = h\nu - h\nu' \quad (1.3)$$

Donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente, y $h\nu'$ es la energía del fotón dispersado. La interacción que sufre el fotón incidente se clasifica como un proceso de dispersión. Al atravesar el medio el fotón dispersado podrá interactuar con éste produciendo más efectos de absorción, de dispersión, o incluso escapar del medio (ver figura 1.8). La probabilidad que se produzca el efecto Compton aumenta cuanto mayor sea la densidad de electrones en el material.

La energía del fotón dispersado se puede calcular en términos de la energía del fotón incidente de la siguiente manera:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos\theta)} \quad (1.4)$$

Con un ángulo:

$$\cot\varphi = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (1.5)$$

Donde $m_0c^2 = 0.511 \text{ MeV}$ es la energía del electrón en reposo y θ es el ángulo del fotón dispersado y φ es el ángulo del electrón expulsado [7].

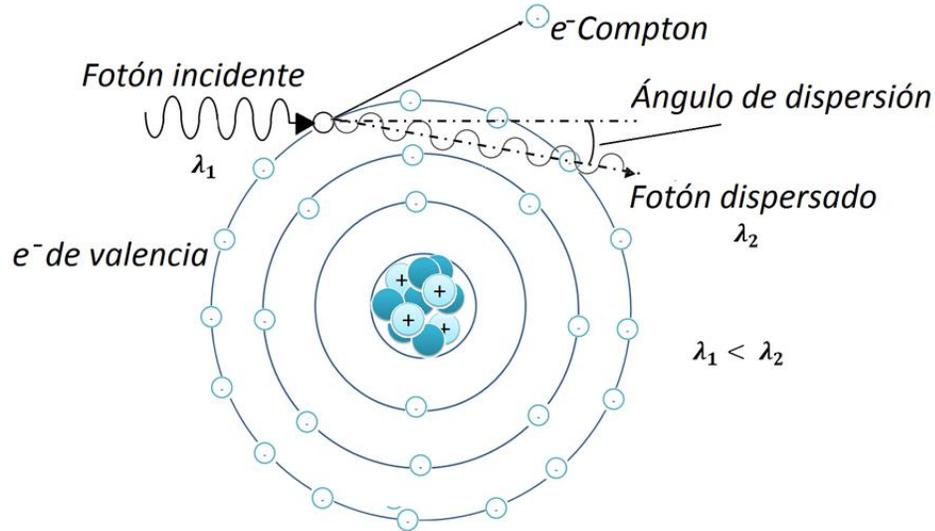


Figura 1.8: Efecto Compton.

Atenuación de los rayos X

La atenuación es la disminución del número de rayos X en la dirección del haz incidente, debido a los procesos de interacción entre el material y los fotones. La atenuación ocurre por la absorción y la dispersión de los fotones del haz primario.

Coefficiente lineal de atenuación

El coeficiente lineal de atenuación (μ) es la probabilidad de que un fotón interactúe con átomos del material sobre el cual está incidiendo, por unidad de longitud [cm^{-1}], este coeficiente depende de la energía de los fotones, el número atómico y la densidad del material.

El coeficiente lineal de atenuación para fotones de una energía dada, en un determinado material comprende las contribuciones individuales de los diversos procesos físicos que pueden atenuar (absorber y dispersar) los fotones del haz. En el caso de mamografía se expresa como:

$$\mu = \tau + \sigma \quad (1.6)$$

Donde " τ " y " σ " son los coeficientes de atenuación debidos a los efectos fotoeléctrico, y Compton, ya que la energía de los fotones que se producen en los tubos de rayos X que se utilizan en mamografía es menor que 49 keV.

La atenuación de un haz monoenergético de rayos X, se calcula usando la expresión:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.7)$$

La intensidad inicial de los fotones equivale a I_0 , mientras que $I(X)$ representa el número de fotones transmitidos a través del material [7].

Espesor másico

Para un espesor dado, la probabilidad de interacción es dependiente del número de átomos por volumen. El coeficiente másico de atenuación, está dado por la expresión:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} \quad (1.8)$$

Donde ρ es la densidad del material, esto lo obtenemos dividiendo la ecuación 1.6 entre la densidad. Sustituyendo este valor en la ecuación 1.7 se obtiene:

$$I(x) = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho}(x\rho)} \quad (1.9)$$

Donde el producto $x\rho$ entre el espesor y la densidad del material se llama el espesor másico y se obtiene en términos de masa por unidad de área [$g \cdot cm^{-2}$] [7].

Capa hemirreductora (CHR)

Un aspecto que se debe conocer al trabajar con rayos X en mamografía es el poder de penetración de un haz en un material, o sea la calidad del haz de rayos X. La CHR está definida como el espesor necesario de un material para reducir la intensidad de la radiación a la mitad de la intensidad inicial del haz y está dada por:

$$x_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (1.10)$$

Este valor está dado en términos del coeficiente lineal de atenuación por lo que es específico para cada material, y para una determinada energía.

1.3 Magnitudes radiológicas

Exposición

La exposición es la carga eléctrica total de iones del mismo signo, producidos por los fotones al interaccionar con un volumen de aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones por unidad de masa de aire son frenados y está definida como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.11)$$

Su unidad en el SI está dada como Ckg^{-1} . Otra unidad también empleada es el Roentgen (R), de tal manera que $1R = 2.58 \times 10^{-4} Ckg^{-1}$.

La tasa de exposición es la exposición producida por unidad de tiempo.

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (1.12)$$

La unidad del SI para la tasa de exposición es el $Ckg^{-1}s^{-1}$. También se usa el mRh^{-1} [7].

Kerma en aire

Es el valor esperado de la energía cinética transferida por la radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas, por unidad de masa, en un punto de interés.

$$K = \frac{d(E_{tr})}{dm} \quad (1.13)$$

Donde $d(E_{tr})$ es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas (principalmente electrones) liberadas en un material de masa dm . Su unidad es el gray (Gy), de tal manera que:

$$1 Gy = 1 Jkg^{-1}, \text{ la unidad antigua es el rad, cumpliéndose que } 100 rad = 1 Gy$$

La tasa de kerma en aire está dada por:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (1.14)$$

La unidad del SI de tasa de kerma en aire es el $Gy s^{-1}$ [7].

Dosis absorbida

La dosis absorbida (D) se define como la energía depositada (dE) por la radiación ionizante por unidad de masa (dm) en un material irradiado, en particular el tejido corporal.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1.15)$$

Su unidad es el gray (Gy) y su equivalente es el rad [7].

1.4 Efectos biológicos de la radiación

Tiempo después de descubrirse los rayos X y los materiales radiactivos, se observaron los efectos biológicos nocivos producidos por la radiación ionizante en los primeros usuarios, ya que la radiación interacciona directamente con los átomos del cuerpo, produciendo excitaciones e ionizaciones, generando cambios químicos notables en las células del área irradiada en el ser humano, mismas que pueden reproducirse por mitosis o por meiosis. La severidad de los efectos que se produzcan debido a esto, siempre dependerá de la energía y el tipo de radiación, la dosis absorbida, el tiempo de exposición y las características biológicas del área irradiada.

Los efectos biológicos de la radiación en los seres vivos se producen en tres etapas:

Física, química y biológica.

- Etapa física ($10^{-15}s$): La radiación ionizante interacciona con los electrones atómicos que se encuentran en los átomos que conforman los diferentes tejidos, produciendo ionizaciones y excitaciones, rompiendo moléculas y dañando a las células.
- Etapa química ($10^{-6}s$): Es el proceso resultante de la interacción de la radiación ionizante con moléculas de agua localizadas dentro y fuera de las células, generando radicales libres, que originan una serie de reacciones químicas, en particular con moléculas de ADN presentes en los núcleos celulares, dañando a estas moléculas en particular y a las células en general.
- Etapa biológica (minutos – años): Comienza con las acciones para reparar el daño en la célula debido a las reacciones químicas producidas. Estos cambios pueden afectar a la célula causando: Muerte celular, inhibición o retardo de la división celular, o modificaciones permanentes, heredando mutaciones a las células hijas. Si las células involucradas son mitóticas existirá el riesgo de radio-inducir cáncer, si son meióticas se pueden producir daños hereditarios en el bebé.

Los efectos de la radiación en los seres vivos se clasifican de acuerdo con: el tiempo de aparición, el individuo afectado y la dependencia con la dosis.

- Tiempo de aparición:
 - Efectos tempranos: Aparecen en minutos u horas después de haberse expuesto a la radiación, esto debido a dosis de radiación del orden de Gy.
 - Efectos tardíos: Aparecen en meses u años después de la exposición.
- Individuo afectado:
 - Efectos somáticos (irradiación de células mitóticas): Se manifiestan en el individuo que ha sido sometido a la radiación ionizante.
 - Efectos hereditarios (irradiación de células meióticas): Estos no se presentarán en el individuo que fue irradiado, ya que los efectos se producen en las células que se encargan de la reproducción humana (óvulos y espermatozoides), de esta manera los efectos se manifestarán en los descendientes de la persona irradiada.
- Dependencia con la dosis:
 - Efectos estocásticos: Se manifiestan mucho después de la exposición y su severidad no depende de la dosis. La probabilidad de que se presenten aumenta conforme las dosis sean mayores y no existe dosis umbral (dosis mínima).
 - Efectos deterministas: Se presentan por la impartición de dosis altas en el tejido irradiado en un corto periodo de tiempo. Existe una dosis umbral, como consecuencia la severidad del daño depende de la dosis recibida [7].

CAPÍTULO II

EL MASTÓGRAFO

2.1 Rayos x para mamografía

La mamografía

Es una imagen de la mama en 2D producida con rayos X realizada con un mastógrafo diseñado especialmente con este fin, en que la imagen se forma debido a los rayos X que se logran transmitir a través de los distintos tejidos de la mama, mismos que los han atenuado de manera diferente, produciendo en el receptor de imagen, ya sea un detector de estado sólido para un mastógrafo digital o una película para un mastógrafo analógico, zonas con distintos tonos de gris, que forman una imagen.

El mastógrafo

Es un equipo de rayos X especialmente diseñado para producir imágenes internas de una mama y sirve para detectar lesiones que se pueden presentar en este órgano, que el médico radiólogo percibe como una imagen (ver figura 2.1). El mastógrafo está constituido por un tubo de rayos X, filtros, un compresor y un detector.

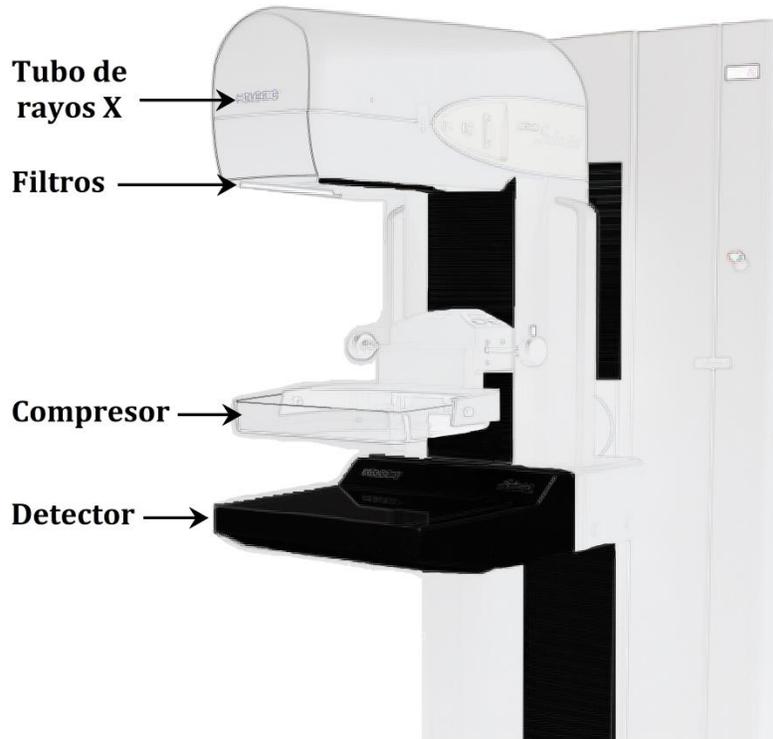


Figura 2.1: Mastógrafo digital.

Rayos X para mamografía

En los equipos evaluados en este trabajo se utilizan rayos X con una energía efectiva entre 17 y 23 keV, en este rango de energías se observa una mayor diferencia en la respuesta radiológica (μ) de los tejidos glandular y tumoral, lo que conlleva a un mayor contraste en la imagen de las estructuras que presentan estos tejidos (ver figura 2.2), y por lo tanto una mejor visualización de los mismos.

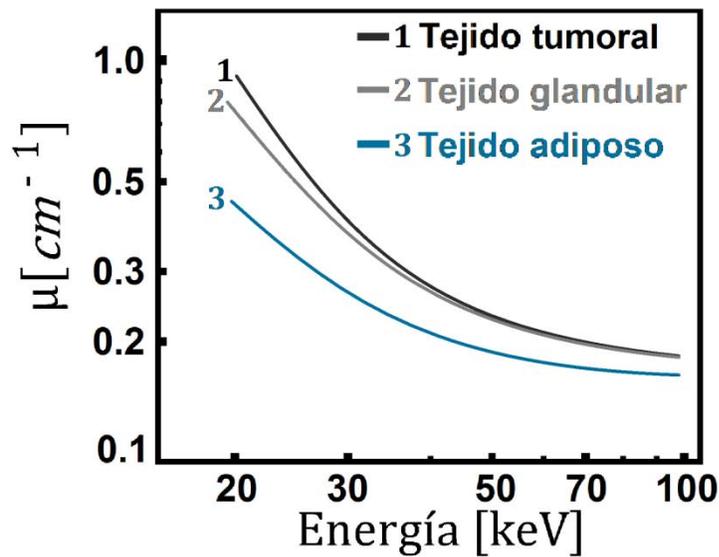


Figura 2.2: Coeficientes lineales de atenuación para los tejidos de la mama (modificado de [7]).

Los tubos de rayos X utilizados en mamografía cuentan con ánodos de Molibdeno (Mo) y de Rodio (Rh) principalmente, con rayos X característicos de 17.5 y 19.6 keV para el Mo y de 20.2 y 22.7 keV para el Rh, optimizándose el haz utilizando filtros de Mo o de Rh (ver figura 2.3).

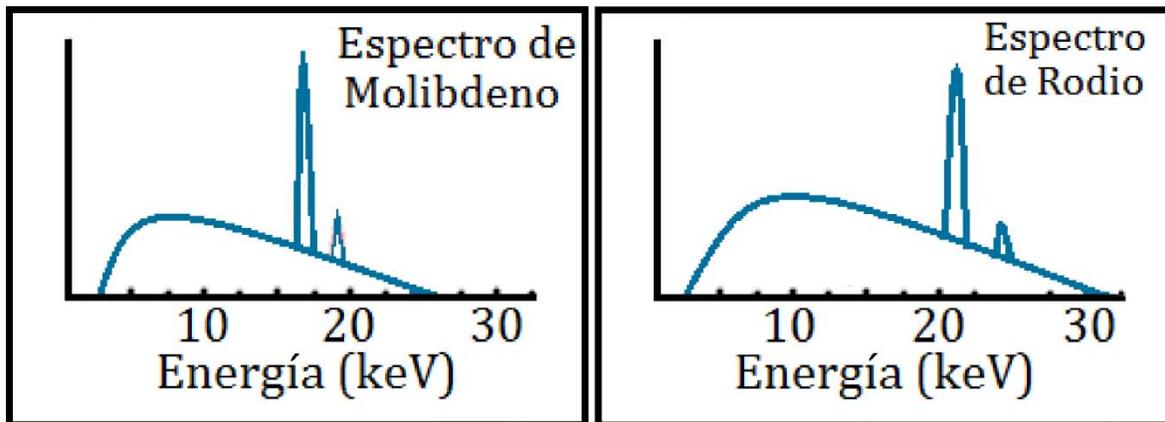


Figura 2.3: Espectros de los rayos X de Molibdeno (Mo) y Rodio (Rh) (modificado de [7]).

2.2 Componentes de un mastógrafo

Filtros

En los mastógrafos, el objetivo de la filtración es optimizar el espectro de rayos X. Los filtros que se utilizan usualmente son de molibdeno de 0.03 mm de espesor o de rodio de 0.025 mm de espesor. A estos filtros se les llama filtros de borde ya que atenúan los rayos X de menor y mayor energía a la de los bordes K de los filtros [7]. En la figura 2.4 se muestra un espectro de rayos X usado en mamografía empleando blanco de Mo con un filtro de 30 μm de Mo.

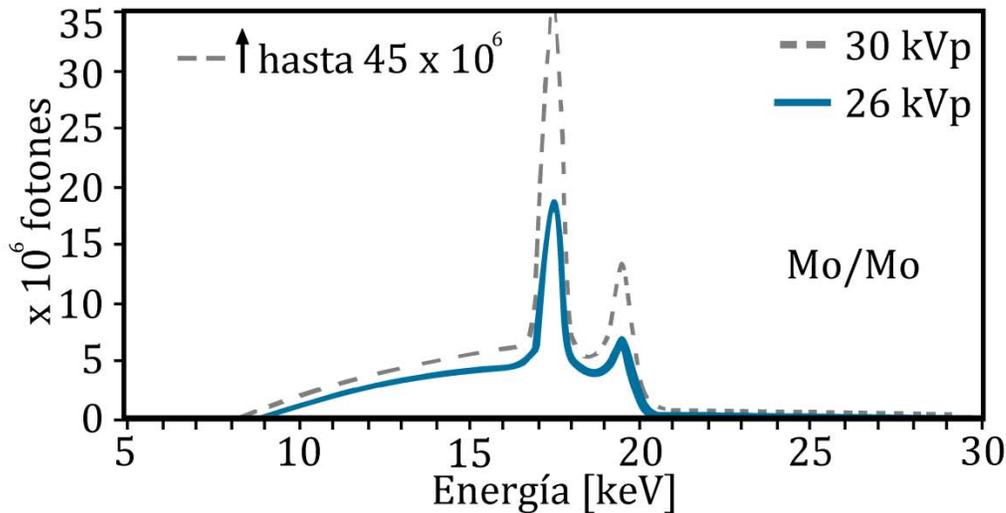


Figura 2.4: Espectro de Molibdeno con filtro de Molibdeno $30 \mu\text{m}$ (modificado de [7]).

Punto focal real

Es la zona del ánodo en la cual inciden los electrones que provienen del cátodo, el tamaño está en función del tamaño del filamento y de la copa de enfoque. Es necesario tener un punto focal pequeño para tener una alta resolución espacial y aumentar la nitidez de la imagen.

Colimación

La colimación del haz de radiación es fundamental para reducir la dosis a la paciente y reducir la radiación dispersa, la cual empeora la calidad de la imagen. Debe existir coincidencia entre el campo de radiación, el detector y el haz luminoso, éste último ayuda a la técnica radióloga a visualizar el área de irradiación y a la colocación de la paciente.

En el caso de la mastografía el área de radiación no se limita solo al tejido de estudio ya que se pretende mejorar la visualización de las estructuras teniendo el área circundante oscura.

Compresión

La compresión en una mamografía es elemental ya que se obtienen beneficios que favorecen a la formación de la imagen, se desea:

- Un espesor de la mama más uniforme y de menor tamaño, lo cual produce una disminución en la radiación dispersa, debido a que el haz de radiación atraviesa menos tejido, y por tanto se reduce la dosis impartida a la mama.
- Una compresión firme y uniforme disminuye la borrosidad de la imagen por el movimiento de la paciente, mejorando la calidad de la imagen.
- Con la compresión el tejido mamario se esparce y de esta manera se evita la superposición y se obtiene una mejor visualización de los tejidos.

Rejilla antidispersora

Los rayos X al ser transmitidos a través de los tejidos de la mama producen radiación dispersa, la cual produce cambios no deseables en el contraste de la imagen. Para evitar que

se produzcan este tipo de alteraciones en la imagen se coloca una rejilla entre la mama y el detector de imagen que sólo permite pasar la radiación proveniente del haz primario. Los materiales que las constituyen son bandas de alta y baja absorción colocadas alternadamente, para obtener la imagen completa se realiza un movimiento lateral repetido de la rejilla durante la exposición. Debido a la presencia de la rejilla, la dosis a la mama aumenta, dependiendo del valor del factor de la rejilla.

Control automático de exposición (CAE)

El control automático de exposición (CAE), es un sistema electrónico que dependiendo de las características de cada mama, espesor y atenuación se encarga de seleccionar los factores ánodo/filtro, kV y mAs de la imagen producida por los rayos X transmitidos. Algunos equipos realizan un pequeño predisparo, antes del disparo propiamente dicho, para determinar la atenuación del haz de rayos X e identificar las zonas más densas de la mama, así el CAE seleccionará los factores de exposición correctos y realizará la exposición, de forma que la señal en dichas zonas, sea la adecuada. En algunos casos, el CAE funciona manteniendo la relación señal a ruido (RSR) o la relación contraste a ruido (RCR), por encima de valores determinados en cualquier punto de la imagen.

2.3 Receptores imagen digitales

Los sistemas de mamografía digital DR, cuentan con un detector integrado al equipo de rayos X. El detector puede ser de: conversión directa, conversión indirecta o de recuento de fotones. Se busca que los detectores cumplan con una serie de parámetros para mejorar la calidad de la imagen, estos parámetros son: absorción eficiente de la radiación incidente, respuesta lineal para un amplio rango de exposiciones, ruido intrínseco bajo, alta resolución espacial y sensibilidad adecuada, que evite la irradiación excesiva de la paciente, con tiempos de exposición aceptables [10].

Detector de conversión directa (α -Se)

Está fabricado de un material fotoconductor, que convierte de forma directa los rayos X en pares electrón-hueco, la carga generada es colectada y se mide como una señal eléctrica. Usualmente el material con el que son fabricados es selenio amorfo (α -Se) como material fotoconductor. En la figura 2.5 se muestra el esquema de funcionamiento.

El haz de rayos X transmitido por la mama se absorbe por la capa de selenio, produciendo pares electrón-hueco. La carga que se produce es colectada aplicando un campo eléctrico intenso entre un par de electrodos, situados en las superficies superior e inferior de la capa de selenio. Este método minimiza la dispersión lateral, garantizando una imagen de gran nitidez y mayor resolución espacial.

Una de las ventajas de los sistemas de selenio amorfo es su mayor eficiencia en la detección de la radiación, debido a la mayor capacidad de interacción del selenio con los rayos X a las energías típicas utilizadas en mamografía (20 keV-30 keV), comparado con los sistemas basados en yoduro de cesio los cuales son detectores de conversión indirecta [11].

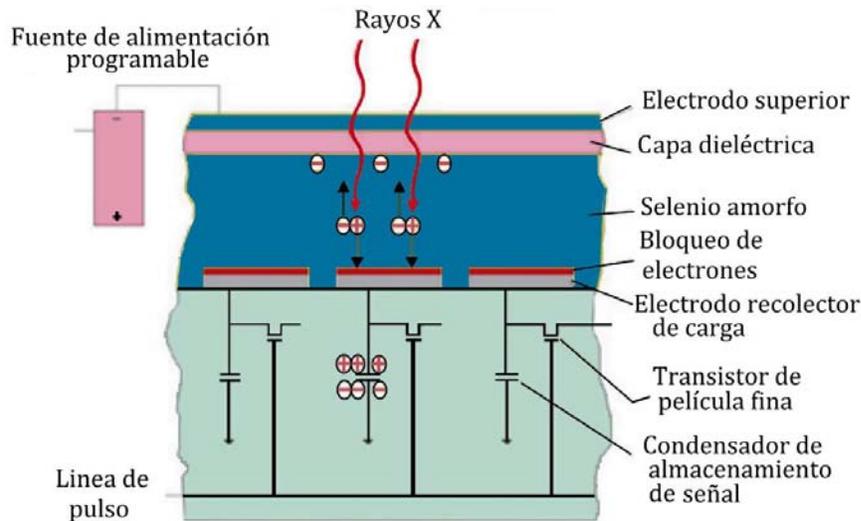


Figura 2.5: Detector conversión directa. Esquema de funcionamiento de un detector de panel plano de selenio amorfo.

Detectores de conversión indirecta

En este tipo de detectores, inicialmente los rayos X son convertidos en fotones de luz y éstos en una señal eléctrica. Existen en la actualidad dos tecnologías distintas:

Dispositivos de cargas acopladas (CCD)

Los CCD están acoplados a un cristal de centelleo que convierte los rayos X en fotones luminosos. El acoplamiento puede ser óptico o a través de fibras ópticas que guían la luz hacia los CCD. La interacción de los fotones luminosos con los CCD libera carga que es recolectada constituyendo la señal eléctrica. Este tipo de detectores tienen como principal ventaja la mejora del contraste de las imágenes.

Detectores de panel plano

En este tipo de detectores el material centelleante es ICs:Tl que está acoplado a una capa de silicio amorfo depositada sobre una matriz de una película fina de transistores (TFT). En la detección de la imagen tienen lugar dos procesos de conversión:

1. Los fotones de rayos X son convertidos en fotones luminosos en el ICs:Tl.
2. Los fotones luminosos se convierten en carga eléctrica que es recolectada por la matriz de transistores.

La función de respuesta de los detectores

Caracteriza el intervalo de valores de la exposición que es adecuado para obtener la imagen. Los detectores digitales DR presentan en su mayoría una respuesta en la cual la carga generada es colectada y se mide como una señal eléctrica, para posteriormente esta señal eléctrica formar la imagen. La respuesta del detector es lineal para un amplio intervalo de exposiciones, con el rango dinámico mucho mayor que en los mastógrafos analógicos, del orden de 3 a 4 órdenes de magnitud.

CAPÍTULO III

GARANTÍA Y CONTROL DE CALIDAD, CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS

3.1 Garantía de Calidad

Un programa de garantía de calidad consta de actividades planificadas y sistemáticas, implantadas y comprobadas para proporcionar confianza suficiente en que una estructura, sistema o componente va a funcionar de la manera deseada cuando esté en servicio. Esto implica que pueda obtenerse la calidad óptima en todo el proceso de diagnóstico, es decir, que se produzca en todo momento información diagnóstica acertada, y con una exposición mínima del paciente y del personal [12].

De acuerdo con la NOM-229-SSA1-2002 un programa de garantía de calidad debe incluir:

- *Responsabilidades.* El titular debe implantar y mantener el programa de garantía de calidad, especificando la vigilancia, evaluación, definición de medidas correctivas que se llevarán a cabo y las responsabilidades de los médicos radiólogos y técnicos radiólogos de planta.
- *Especificaciones para la adquisición de equipo.* Se determinan las características de funcionamiento del equipo que se quiera adquirir. Una vez que el equipo se ha instalado, deben realizarse pruebas de aceptación.
- *Vigilancia del funcionamiento y mantenimiento del sistema de rayos X.* Debe establecerse un programa de vigilancia del funcionamiento y mantenimiento preventivo del sistema de rayos X. Debe aplicarse mantenimiento correctivo cuando se detecte una falla en el sistema. Se deben evaluar todos los componentes involucrados en la cadena de adquisición e interpretación de las imágenes.
- *Control de calidad del sistema de rayos X.* Se debe establecer un programa de pruebas de control de calidad para verificar el buen funcionamiento del equipo y garantizar la calidad de la imagen y la optimización de la dosis impartida a las pacientes.
- *Evaluación.* El programa de garantía de calidad debe incluir mecanismos de evaluación del funcionamiento del sistema de rayos X y criterios para la realización de medidas correctivas. Además debe incluir mecanismos de evaluación del propio programa.
- *Registros.* El programa debe incluir el registro de la calendarización, de las fechas y resultados de las prácticas de vigilancia, del control de calidad, de los problemas encontrados, de las medidas correctivas aplicadas, la fecha de su aplicación y su efectividad así como de la evaluación del programa.
- *Manual de garantía de calidad.* Debe contarse con un manual de garantía de calidad, en un formato que permita revisión, el cual debe estar disponible para todo el personal ocupacionalmente expuesto de la instalación. El manual debe contener la información siguiente:
 - Lista de los individuos responsables del programa de garantía de calidad
 - Lista de los parámetros que serán vigilados y la frecuencia de las pruebas
 - Descripción de los requisitos, criterios de calidad o límites de aceptación establecidos
 - Descripción breve de los procedimientos usados para vigilar cada parámetro
 - Descripción de los procedimientos que deben seguirse cuando se detecten problemas
 - Lista de instrucciones detalladas para la vigilancia y el mantenimiento

- Especificaciones del equipo nuevo y los resultados de las pruebas de aceptación
 - Medidas para la capacitación apropiada de todo el personal con responsabilidades en el programa de garantía de calidad, señalando la frecuencia y duración de éstas
- *Comité.* Un comité de garantía de calidad que mantenga la comunicación entre todos los grupos y personas que ostentan responsabilidades en el programa así como los grupos responsables de la obtención e interpretación de las imágenes radiográficas.
 - *Revisión.* El programa de garantía de calidad debe ser revisado periódicamente, cuando menos una vez al año, por el comité o el responsable de la operación y funcionamiento para determinar su evaluación y actualización.

3.2 Control de Calidad

Un programa de control de calidad forma parte de un programa de garantía de calidad, sirve para vigilar el funcionamiento correcto del equipo y garantizar la calidad de la imagen. El objetivo final de estos programas es conseguir imágenes de alta calidad, con la dosis de radiación más baja posible y reducir los costos, minimizando las pérdidas de tiempo y de material. En consecuencia, los programas determinan el nivel de funcionamiento de cada componente de la cadena de obtención de imágenes (todos los componentes que forman parte del sistema de adquisición y formación de imagen, la sala de interpretación, los monitores de visualización, etc.) [11].

3.3 Calidad de imagen

Las imágenes digitales se ven sometidas a una serie de procesos durante su adquisición, procesado, almacenado, transmisión y visualización. Cada una de estas etapas puede producir una degradación de su calidad.

Es necesario, en primer lugar, definir calidad de imagen. A menudo se define desde una vertiente fotográfica como la capacidad que tiene la imagen para representar el objeto original (es una medida de semejanza).

Una buena imagen mamográfica debe tener alto contraste, con objeto de que el Médico Radiólogo pueda detectar nódulos de composición química similar al tejido sano circundante, además de muy alta resolución espacial, la cual permite distinguir dos objetos pequeños (del orden de micras) y muy cercanos entre sí, como independientes, con objeto de poder visualizar microcalcificaciones mamarias, ya que algunas de ellas son indicadoras del inicio de un tumor cancerígeno, y bajo ruido debido a que la presencia de éste deteriora el contraste e lo cual impide la visualización de dichas estructuras.

Para un adecuado diagnóstico se requiere una imagen que proporcione una alta sensibilidad para detectar la patología (o su seguimiento y control) y, al mismo tiempo, una alta especificidad para identificar las estructuras normales. No debe presentar distorsiones y se pueden efectuar realces controlados de determinadas estructuras con objeto de favorecer la interpretación de la imagen. Existen factores externos al propio sistema de imagen que intervienen en la capacidad diagnóstica del Médico Radiólogo, algunos no son controlables,

por ejemplo, si el examen escogido es el adecuado o no, las propiedades de la lesión o de la paciente, la cooperación de la paciente, etc.

Para evaluar la calidad de la imagen adquirida en un mastógrafo digital, es necesario desplegar la imagen en un monitor de alta resolución, diseñado para la interpretación de estudios médicos, que funcione correctamente. Como consecuencia, a los monitores se les deben realizar pruebas para calificar su nivel de funcionamiento. También es esencial que las salas en que se encuentran colocados los monitores tengan la iluminación ambiental adecuada, de acuerdo con requerimientos establecidos en protocolos internacionales ([2], [10], [13]), para obtener las mejores condiciones de visualización.

La calidad de imagen se evalúa habitualmente utilizando maniqués especialmente diseñados para mamografía [5a]. En Europa la tendencia actual es utilizar maniqués de contraste-detalle tales como el CDMAM, que posibilitan evaluar la calidad de la imagen en función del umbral de contraste asociado con objetos circulares de diferentes diámetros. El uso de este tipo de maniqués está cada vez más extendido debido a que su mayor sensibilidad permite conocer con mayor precisión la capacidad del sistema para proporcionar imágenes con calidad diagnóstica adecuada y asegurar que el sistema digital es tan bueno o mejor que un sistema película-pantalla. Los principales inconvenientes son su elevado precio, lo gravoso que resulta la valoración de las imágenes vía observadores humanos, y los errores significativos intra-observador e inter-observador, lo que degrada la confianza en las medidas realizadas de esta manera. Además el evaluador requiere entrenamiento previo para poder calificar las imágenes con un cierto grado de fiabilidad. Los programas de computación desarrollados hasta ahora para analizar de forma automática las imágenes del maniqué (entre ellos el CDMAM Analyser), tienen una capacidad de detección superior a la del observador humano y entregan resultados con mayor objetividad, además de presentar la ventaja de que no se requiere del uso de un monitor.

Maniqué CDMAM

Para evaluar la calidad de imagen de un sistema de mamografía, se empleó el maniqué CDMAM versión 3.4.

Este maniqué se emplea para calificar la imagen de la mamografía digital y realizar comparaciones entre distintos sistemas. Facilita la evaluación de dos parámetros de la calidad de imagen que son el contraste y la resolución espacial (detalle). Con este maniqué, se determina el umbral de contraste de un sistema de formación de imágenes como función del diámetro del objeto, mediante la detección de pares de discos de bajo contraste, el intervalo del diámetro de los discos, que son de oro, va de 0.06 a 2.0 mm y los espesores de 0.03 a 2.0 μm . Al graficar espesor vs diámetro de los discos se obtiene la llamada curva de contraste-detalle.

Descripción del maniqué CDMAM

El maniqué CDMAM (ver la figura 3.1), consta de una base de aluminio con discos de oro de diferente espesor y diámetro que está unida a una cubierta de plexiglás (PMMA). El maniqué incluye 4 placas de PMMA, cada una con un espesor de 10 mm. Las dimensiones de las placas del maniqué son 180 x 240 mm.

Base de aluminio

Se compone de aluminio 1050 (con una pureza del 99.5 %) que tiene un espesor de 0.5 mm. La base ha sido pulida y fue anodizada negra. Se unieron a la base, por medio de una técnica de vaporización, discos de oro (con una pureza del 99.9999 %) de espesor y diámetro variables.

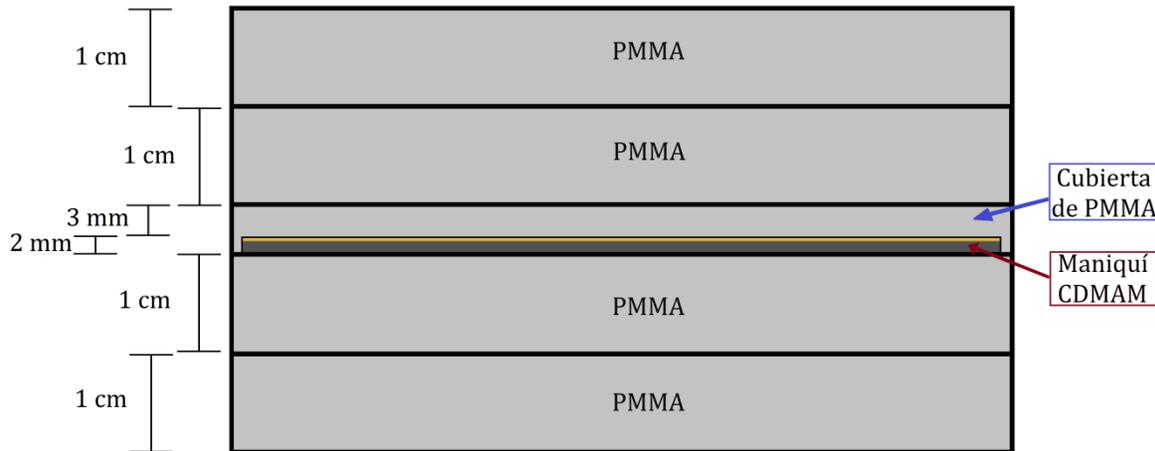


Figura 3.1: Diagrama del maniquí CDMAM 3.4.

Los discos se colocaron en una matriz con cuadrados arreglados de 16 columnas y 16 renglones (ver tabla 3.1). La matriz se giró 45°, para minimizar las influencias del efecto talón (variaciones de densidad óptica). En un reglón el diámetro del disco es constante, con un espesor creciente de manera exponencial de 0.03 a 2.00 micras, en pasos de aproximadamente 25 y 33 %. El cambio en el espesor se estableció en la parte de alto contraste del espectro, debido a la naturaleza de las curvas de contraste-detalle de los sistemas de rayos X. Dentro de una columna el espesor del disco es constante, con un incremento exponencial del diámetro de aproximadamente el 25 %, lo que corresponde a un cambio en el área del 50 %.

Columna	espesor [μm]	Fila	Diámetro [mm]
1	0.03	1	0.06
2	0.04	2	0.08
3	0.05	3	0.10
4	0.06	4	0.13
5	0.08	5	0.16
6	0.10	6	0.20
7	0.13	7	0.25
8	0.16	8	0.31
9	0.20	9	0.40
10	0.25	10	0.50
11	0.36	11	0.63
12	0.50	12	0.80
13	0.71	13	1.00
14	1.00	14	1.25
15	1.42	15	1.60
16	2.00	16	2.00

Tabla 3.1: El diámetro y el espesor de los discos de oro dentro del maniquí [5a].

Cada cuadro contiene dos discos idénticos, uno en el centro y el otro en una esquina escogida al azar, para permitir la verificación de la detección de cada objeto. El maniquí se desarrolló evitando patrones fácilmente memorizables. El maniquí fue diseñado de tal manera que aproximadamente la mitad de los discos serán detectados por un observador experimentado, cuando el equipo de mamografía se utiliza en condiciones de exposición estándar.

Cubierta de PMMA

Tiene un espesor de 5 mm. Cuenta con una cavidad de una profundidad de 2 mm, para colocar la base de aluminio con los discos de oro. El conjunto (PMMA + aluminio) tiene un espesor equivalente a 10 mm de PMMA, en condiciones de exposición estándar.

Entre la cubierta de PMMA y la base de aluminio, se encuentra una serigrafía impresa con pintura contrastante que muestra una cuadrícula, indicando el espesor y el diámetro de los discos. En consecuencia, la imagen de rayos X mostrará un patrón de cuadrados colocados en 16 filas y 16 columnas, el diámetro de los discos se indica para cada renglón y el espesor de los discos para cada columna.

Placas de PMMA

El maniquí incluye 4 placas de PMMA, para la simulación de diferentes espesores de la mama. Las placas tienen un espesor de 1.0 cm cada una y son de las mismas dimensiones que el maniquí. El espesor total del maniquí es aproximadamente 4.5m y equivale, en cuanto a atenuación, a una mama comprimida de 6 cm de espesor [10]. Para una fácil identificación en la imagen adquirida de la cantidad y la posición relativa de las placas agregadas, se marcaron en una esquina con pintura contrastante.

Propiedades de atenuación

Bajo condiciones estándares de exposición, el maniquí tiene un espesor equivalente a 1.0 cm de PMMA. Estas condiciones se traducirán en una capa hemirreductora (CHR) en el plano de la imagen de aproximadamente 0.65 mm de Al, cuando las cuatro placas de PMMA se añaden. Esto indica una energía efectiva de aproximadamente 19 keV de acuerdo con la tabla 3.2. El coeficiente lineal de atenuación del oro para esta energía es $\mu_g = 175 \text{ mm}^{-1}$.

Energía [keV]	μ/ρ [cm^2/g]	HVL [mm Al]
10	25.82	0.099
15	7.836	0.327
20	3.392	0.765
30	1.115	2.300

Tabla 3.2: Coeficiente másico de atenuación (μ/ρ) y HVL del aluminio en función de la energía de haces monocromáticos [5a].

Especificaciones de los discos de oro

Durante la vaporización de los discos de oro, la placa de aluminio se cubre con una máscara de orificios hechos con láser del diámetro deseado. Debido al método empleado, los discos pueden desviarse ligeramente del diámetro indicado, y no serán exactamente circulares.

También el espesor de los discos puede desviarse de los valores indicados, principalmente debido al método de vaporización del oro. El espesor en el centro del maniquí tiende a ser mayor, y en los bordes menor de lo esperado.

Las desviaciones aceptables de las dimensiones de los discos de oro se relacionan con el espesor, el diámetro y el área de discos consecutivos entre dos renglones y columnas en el maniquí. Esto conduce a las desviaciones máximas aceptables, que se muestran en la tabla 3.4.

Dimensiones del disco	Paso mínimo	Desviación aceptable
Diámetro	21 %	± 10 %
Área	42 %	± 20 %
Espesor	18 %	± 10 %

Tabla 3.4: Desviación máxima aceptable para el diámetro, área y espesor del disco [5a].

3.4 Monitores de visualización

Las condiciones en que se despliega y visualiza una imagen diagnóstica, en especial una mastografía, por las características de las lesiones que se desean detectar, son un factor relevante ya que tienen una gran influencia en la interpretación de las imágenes. Es de vital importancia determinar el nivel de funcionamiento de los monitores en que se realiza la interpretación de los estudios, para asegurar que el médico radiólogo dispone de imágenes con la mayor calidad y fidelidad posibles.

Antes de continuar es necesario definir que un píxel es la unidad básica de una imagen digitalizada en pantalla a base de puntos de color o en escala de grises, mientras que el valor medio de píxel para un área seleccionada es el valor medio de los valores de los píxeles encerrados en dicha región.

El monitor de uso Médico es la unidad física real que genera una imagen visible a partir de señales de vídeo digital. Los monitores de uso médico se dividen en dos categorías: los primarios de 5 Megapíxeles (5 MP) y los secundarios de 3 Megapíxeles (3 MP). Los primarios son aquéllos que se emplean en el diagnóstico clínico, también se les conoce como monitores de interpretación [28a, 29a], mientras que los secundarios se utilizan para la visualización de las imágenes recién adquiridas por la técnica radiológica o aquéllas en las que el diagnóstico ya ha sido llevado a cabo de una manera oficial. Los criterios de calidad en ambos casos son diferentes y lo deberá tener en consideración la persona que visualice las imágenes. Es fundamental por tanto, que estos dispositivos de visualización, primarios y secundarios, sean correctamente identificados como tales [13].

Los monitores deben estar calibrados y deben someterse a evaluaciones periódicas de acuerdo con protocolos internacionales, como el TG18 de la AAPM, SMPTE RP 133-1991, NEMA-DICOM Standard (PS 3), DIN V 6868-57, las series ISO 9241 e ISO 13406 y VESA Flat Panel Display Measurements (FPDM) Standard, con el fin de determinar si cumplen con los criterios de aceptación. De no ser así, la información presentada al médico radiólogo puede inducirlo a emitir un diagnóstico erróneo, ya sea un falso negativo o positivo.

Condiciones de visualización

Para evaluar las imágenes obtenidas mediante un sistema de mamografía digital, el monitor debe estar ubicado en una sala de lectura con condiciones de visualización adecuadas, es decir se debe evitar que una fuente externa de luz interfiera en la interpretación de los estudios, en consecuencia el monitor no debe reflejar ninguna fuente de luz y también se debe poder controlar la intensidad de la luz en la sala.

Existen diversos parámetros del funcionamiento de los monitores que afectan la calidad de imagen, por ejemplo: resolución espacial, luminancia, distorsión geométrica, entre otros. Más adelante se enunciarán las pruebas y los parámetros que se evaluaron en la realización de este trabajo.

Las pruebas y los criterios de aceptación se siguieron de acuerdo al protocolo de la American Association of Physicist in Medicine (AAPM) por el Task Group 18 (TG18) para evaluar el funcionamiento de monitores para imagenología médica. Las pruebas están diseñadas para ser evaluadas de manera visual y cuantitativa, cabe mencionar que la única prueba que se pudo evaluar cuantitativamente es la prueba de luminancia, ya que no se contaba con el equipo adecuado para medir el resto de los parámetros, así que éstos sólo se evaluaron de manera visual.

TG18

El TG18 desarrolló pruebas y criterios de aceptación para el control de calidad de los dispositivos de visualización médica.

Las pruebas del TG18 incluyen metodologías visuales, cuantitativas para los dispositivos de visualización de clase primaria y secundaria. Las características son analizadas con patrones de prueba especialmente diseñados, los cuales evalúan:

- Inspección visual patrón múltiple TG18-QC

El patrón TG18-QC es un patrón que consta de diversas estructuras, las cuales se utilizan para evaluar diversos aspectos del funcionamiento de los monitores. Se recomienda usarlo evaluar para lo siguiente:

Distorsión geométrica, luminancia, resolución espacial, ruido y artefactos.

- Condiciones de visualización (iluminancia)

La iluminancia es la magnitud física utilizada para describir la velocidad con la que la luz visible golpea una superficie. Se utiliza para describir la cantidad de luz ambiental o la luz que incide sobre una superficie en la pantalla de un monitor. La unidad de iluminancia es el lumen sobre metro cuadrado [$lm\ m^{-2}$] o lux (lx).

Con relación a las condiciones de visualización, además de requerirse monitores de 5 megapíxeles, es muy importante que la luz ambiental (iluminancia) se encuentre dentro de un rango óptimo (de 2 a 10 lux) debido a las características de reflexión del monitor, ya que una

iluminación ambiental muy intensa podría disminuir seriamente el intervalo dinámico visible y por tanto, la visibilidad de las lesiones de bajo contraste.

- Distorsión geométrica

Las distorsiones geométricas se originan a partir de errores que causan que la imagen visualizada sea geoméricamente diferente a la imagen original. Las consecuencias prácticas de tales distorsiones afectan a los tamaños y formas de la imagen siendo esto una fuente de error al emitir un diagnóstico.

- Luminancia (Brillo)

La luminancia es la intensidad luminosa por unidad de área que es proyectada en una dirección dada. Es la magnitud física utilizada para describir la velocidad con la que la luz visible se emite desde una superficie, en este caso las pantallas. La unidad en el Sistema Internacional es la candela sobre metro cuadrado [cdm^{-2}].

- Resolución espacial

La resolución es la capacidad de un dispositivo de visualización para presentar los detalles espaciales de una imagen. Esta capacidad está relacionada tanto con el número de píxeles y la extensión espacial real de cada píxel. En el caso de las imágenes médicas los sistemas deben tener características adecuadas de resolución con el fin de poder visualizar las estructuras de interés, sistemas con resolución inadecuada reducen la precisión de la interpretación.

- Ruido

En el caso de las imágenes médicas, la detección de objetos pequeños y de bajo contraste se ve afectada por el ruido. El ruido se define como fluctuaciones estadísticas en la señal, en este caso en la imagen, que interfieren con la obtención de la señal real. El ruido observado en los monitores depende de la tecnología, en el caso de los monitores de tubos de rayos catódicos (CRT) la granularidad de fósforo es el principal contribuyente al ruido espacial; mientras que en las pantallas LCD, el ruido dominante es el asociado con el fondo pixelado.

- Velo luminoso (Veiling glare)

El resplandor debido al velo luminoso es un fenómeno de difusión de la luz, se produce en los dispositivos de visualización que se encuentran en presencia de una fuente luminosa circundante, este fenómeno conduce a la degradación del contraste de la imagen.

El cómo se realizan las pruebas de CC aplicadas a los monitores, se describirá en el capítulo 4.

Estándar DICOM (Gama de un monitor)

La gama es un valor numérico que aporta la información para saber cuánto se oscurecerá o brillará cada píxel al ser reproducida una imagen en un monitor.

Cada monitor, ya sea de uso médico o convencional (convencional hace referencia a un monitor de TV, de computadora, ya sea de escritorio o portátil, etc.), tiene su propia respuesta de luminancia, es decir, tiene su propia curva gama, por esta razón la misma imagen puede tener diferente apariencia, dependiendo del monitor que se esté utilizando. En el caso de las imágenes médicas este comportamiento es inadmisibles, ya que las imágenes pueden ser desplegadas, para su interpretación, en diversos equipos. Por esta razón existen estándares internacionales como es el DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), el cual define cuál debe ser la curva gama que deben tener los monitores primarios, llamada curva GSDF (Grayscale Standard Display Function) definida en la norma DICOM.

Curva DICOM

Los valores de la imagen digital y los de luminancia sobre la pantalla, están basados en modelos de visión humana y se relacionan con la forma en que la visión humana discrimina valores de individuales de píxel frente al conjunto de la pantalla.

El ojo humano no tiene un comportamiento lineal al ver una escala de grises, por lo que es más sensible al ver los tonos negros que los blancos, es decir a bajos niveles de luminancia se pueden percibir pequeños cambios en ésta, mientras que a mayores niveles de la misma, el cambio debe ser mucho mayor para que se pueda percibir, ver figura 3.2. Esta curva representa las medidas de nivel de luminancia en función de los incrementos de diferencias percibidas. Se observa cómo el sistema visual humano es sensible a los cambios de contraste, su representación es en una escala de valores ascendentes de 0 a 1023, siendo el cero el valor de mayor oscuridad y el 1023 el de mayor claridad. Cada incremento en la escala de grises representa un incremento en la luminancia, donde 0 equivale a 0.05 cd/m^2 y 1023 equivale a 4000 cd/m^2 .

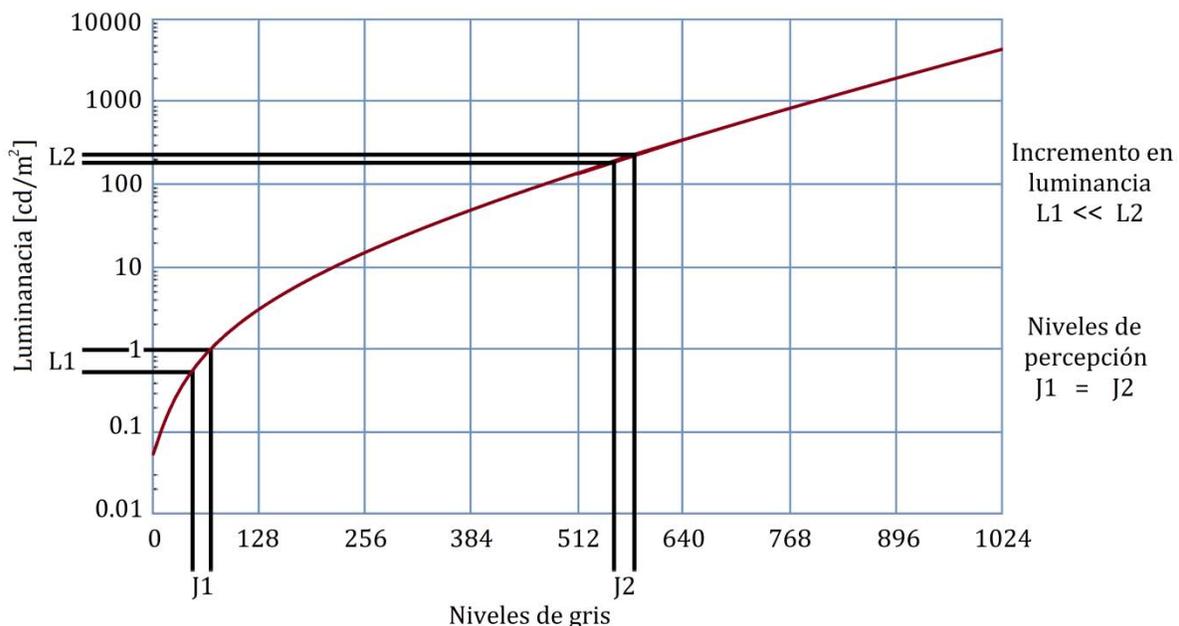


Figura 3.2: Curva DICOM (modificado de [13]).

La curva DICOM describe la escala específica de grises de salida, en un rango definido de valores de luminancia, que pueden ser percibidos por un humano, y se ha desarrollado para representar cómo el sistema de visualización humano es sensible a cambios de contraste. La

curva generalmente se representa en escala logarítmica de la luminancia frente al nivel de grises. Dicha curva recibe el nombre de GSDF (Grayscale Standard Display Function).

La GSDF, describe matemáticamente el modo en el que los valores de píxel de la imagen digital deben convertirse en valores de luminancia (niveles de gris).

El modelo DICOM se basa en el hecho de que cambios iguales en los valores de píxel deben provocar cambios iguales en la percepción del brillo. Este modelo se explica a continuación (ver figura 3.3).

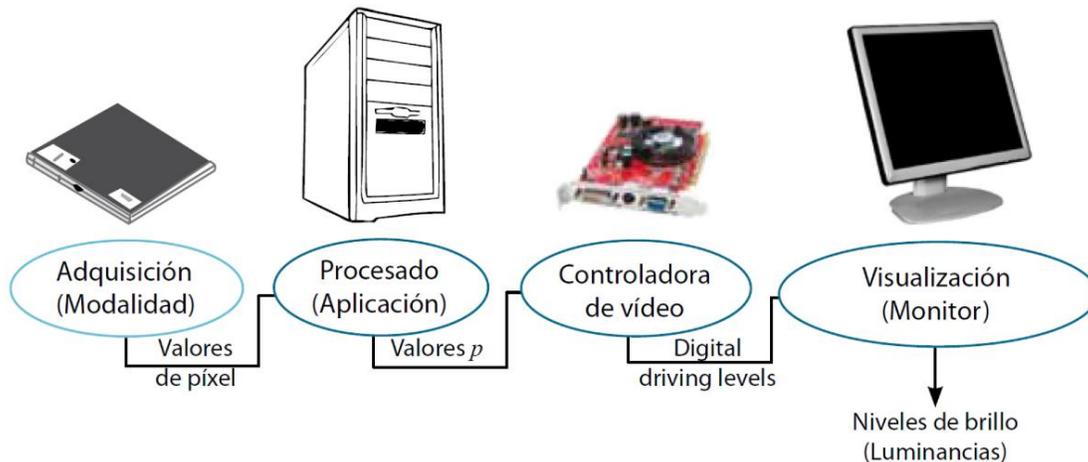


Figura 3.3: Sistema de visualización estandarizado que convierte a los valores de entrada (valores p), mediante la GSDF, en valores de luminancia (modificado de [13]).

En primer lugar está la modalidad de adquisición, que produce tras algunas operaciones de preprocesado, una imagen digital, consistente en una matriz de píxeles. Esta imagen es capturada por una aplicación que puede someterla a una serie de transformaciones (cambios de brillo y contraste, zoom) o a un procesado posterior (realce de bordes, supresión de ruido). El resultado de dichas operaciones, formado por lo que se conoce como valores p , es enviado a un equipo de cómputo, en particular a la tarjeta controladora de video.

Los valores p son transformados por el equipo de cómputo, de acuerdo con una tabla de conversión LUT (Look Up Table), en valores de voltaje denominados DDL (Digital Driving Levels). Finalmente, el monitor convierte esos DDL en una distribución espacial de luminancias. Dicha conversión tiene lugar con base en ciertos parámetros de ajuste, por ejemplo brillo y contraste del monitor, y en última instancia, a las características físicas del monitor (curva gama).

La calibración de un monitor consiste en encontrar una transformación que lleve los valores p a niveles de brillo, es decir, encontrar la GSDF. En la práctica, lo que se hace es aplicar una LUT unitaria para determinar la curva característica. El siguiente paso es determinar la LUT que devuelva la salida con la forma de la GSDF.

La diferencia de luminancia puede ser medida por medio de un parámetro absoluto denominado diferencia apenas perceptible (JND), o umbral de contraste. El estándar DICOM define la diferencia apenas perceptible como la diferencia de luminancia más pequeña que el ojo humano promedio puede percibir en ciertas condiciones visualización y niveles de iluminación.

Los valores p son linealmente proporcionales a los índices JND, es decir de la forma:

$$JND = m p + b \quad (3.2)$$

Al variar el intervalo de luminancia L_{max}/L_{min} varía el número de niveles de luminancia perceptibles, cuanto mayor sea el intervalo, mayores resultan los niveles de luminancia (ver tabla 3.5).

L_{min} ($cd\ m^{-2}$)	L_{max} ($cd\ m^{-2}$)	Número de niveles de luminancia perceptibles (JND)
0.5	120	450
1	240	530
2	480	600
5	1200	690
10	2400	730

Tabla 3.5: Número máximo de JND en relación L_{max}/L_{min} [13].

3.5 Dosis

Al realizar una proyección de la mama con rayos X, el tejido más vulnerable y que presenta un mayor riesgo de inducción de cáncer es el tejido glandular [8], por lo anterior, es muy importante cuantificar la dosis que se imparte a este tejido. La dosis glandular promedio (DGP), término de referencia (ICRP, 1987) para la estimación de la dosis de radiación en una mamografía con rayos X, es la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, de una mama comprimida uniformemente. La DGP es la magnitud dosimétrica generalmente recomendada para evaluación del riesgo radiológico.

En la figura 3.6, se muestra la dosis absorbida en función de la profundidad desde la superficie de entrada de la mama.

La dosis glandular estándar (DGS) es el valor de la dosis glandular promedio calculada a partir de las medidas realizadas con un maniquí estándar.

El maniquí estándar son placas de PMMA con un espesor 45 mm que equivale, aproximadamente, a una mama de 53 mm de espesor y 29 % de tejido glandular de una mujer en el intervalo de edades comprendido entre 40 y 64 años, en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación incidente [14]. En este trabajo se determina la dosis glandular promedio para distintos espesores de PMMA desde 20mm a 70mm, incluyendo el maniquí estándar.

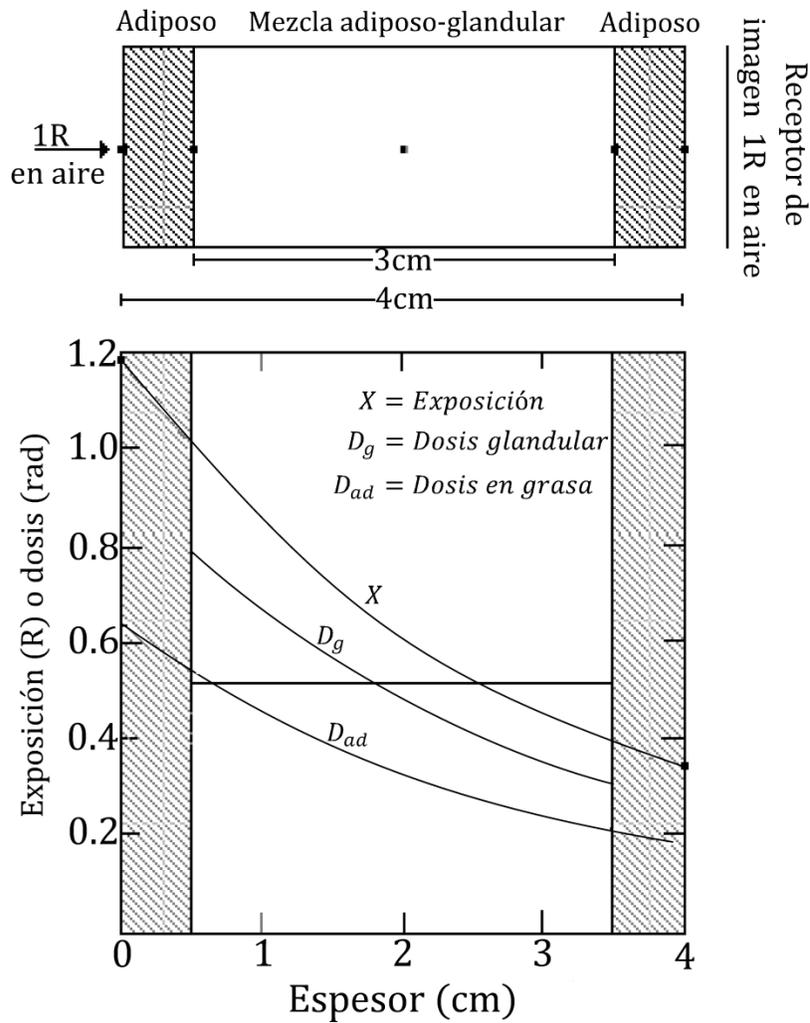


Figura 3.5: Variación de la exposición y la dosis en tejido glandular y adiposo respecto a la profundidad en el tejido (modificado de [8]).

De acuerdo con Dance [15] la dosis se puede calcular como:

$$DGP = ESAK c g s \quad (3.3)$$

Donde el valor ESAK es el kerma en aire en la superficie de entrada de la mama, mientras que c depende del espesor y glandularidad, g del espesor y la calidad del haz, s de la combinación ánodo/filtro. Los valores de s han sido calculados por Dance [15] para el intervalo de tensiones comprendido entre 25 – 40 kV en función del espesor de la mama. Los valores de estos coeficientes se proporcionan en las tablas 3.6 y 3.7.

Espectro	Factor s
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.061
W/Al	1.061

Tabla 3.6: Valores de coeficiente s : (Dance, 2000; CCE, 2006).

Espesor PMMA	Espesor mama equivalente	Glandularidad mama (%)	CHR (mm Al)						
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	21	97	0.336	0.377	0.415	0.450	0.482	0.513	0.539
30	32	67	0.245	0.277	0.308	0.338	0.363	0.399	0.427
40	45	41	0.191	0.217	0.241	0.268	0.296	0.322	0.351
45	653	29	0.142	0.196	0.218	0.242	0.269	0.297	0.321
50	60	20	0.157	0.179	0.198	0.221	0.245	0.269	0.296
60	75	9	0.133	0.151	0.168	0.187	0.203	0.230	0.253
70	90	4	0.112	0.12	0.142	0.157	0.173	0.194	0.215
80	103	3	0.097	0.110	0.124	0.136	0.150	0.169	0.188

Tabla 3.7: Producto de los coeficientes g y c para mamas simuladas con PMMA (Dance, 2000; CCE, 2006).

CAPÍTULO IV
METODOLOGÍA

4.1 Control de calidad

Se realizaron pruebas de control de calidad (CC) y se evaluó la calidad de imagen en dos mastógrafos digitales, tipo DR de conversión directa, pertenecientes a un hospital de la Secretaría de Salud. En la tabla 4.1, se muestran las pruebas de CC a las que fueron sometidos los equipos, al igual que los criterios de aceptación establecidos en la normativa mexicana y en el protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico 2011 [14].

En este trabajo no se explican los procedimientos seguidos para la aplicación de las pruebas de CC a los equipos de mastografía, mismos que se basan en el protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico 2011 [14] y en los trabajos de tesis de licenciatura en física de Naxi Cansino González (2012) [16], y de maestría en física médica de Adriana Moreno Ramírez (2011) [17], donde se encuentran descritos.

4.2 Material y equipo utilizado

El equipo utilizado para realizar las pruebas pertenece al Instituto de Física de la UNAM, consistiendo en:

- Cámara de ionización, marca RADCAL, modelo 20X6-6M, serie: 31208
- Electrómetro Marca RADCAL, modelo 2026C, serie: 260720
- Maniquí para mamografía de contraste-detalle, marca Artinis Medical Systems B.V., modelo CDMAM 3.4
- Maniquí para mamografía, de acreditación del ACR, marca Gammex, serie: 800004-17535
- Patrón de barras paralelas. De 5 a 20 pl/mm.
- Láminas de aluminio ultrapuro, marca Nuclear Associates, modelo 07-434
- Báscula marca SOEHNLE, serie: BV00104
- 7 placas de acrílico de 24 cm x 30 cm x 1 cm
- 1 placa de acrílico de 24 cm x 30 cm x 0.5 cm
- Software para tratamiento de imágenes
- Monitor convencional (nombrado como C1) marca ViewSonic, modelo VS12910
- Monitor convencional (nombrado como C2) marca HP, modelo HSTND-3131A
- Monitor convencional (nombrado como C3) marca DELL, modelo E177FPb
- 2 Fotómetros marca FLUKE, modelo 07-621

Los equipos evaluados pertenecen al centro de lectura de estudios mamográficos:

- 2 mastógrafos, marca Hologic, modelo Selenia2
- Monitores de alta resolución de 5 Megapíxeles (nombrados como M1 y M2), marca Totoku
- Monitor de alta resolución de 5 Megapíxeles (nombrado como M3), marca BARCO

Para el análisis de los datos se adecuó el archivo Excel realizado por Adriana Moreno para mastógrafos digitales.

El factor de calibración para la cámara de ionización es de 0.94 mR/u. esc.

	Pruebas		Criterio de aceptación		
			NOM 229	Protocolo español	
Evaluación general	Evaluación mecánica y visual	Estabilidad mecánica de la unidad		El equipo debe contar con sistema luminoso para indicar la limitación del campo. El equipo debe contar con dispositivos indicadores de tensión, corriente, tiempo de exposición y emisión de radiación	Los elementos de la unidad mamográfica evaluados visual y mecánicamente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente
		Indicador de angulación			
		Dispositivos de bloqueo			
		Campo luminoso			
		Fluidez del movimiento			
		Estado de los compresores			
		Soporte del detector libre de vibraciones			
		Deslizamiento suave del detector en el bucky			
		Desactivación de autodescompresión disponible			
		Descompresión manual disponible			
Mampara plomada					
Fuerza de compresión	Modo de compresión	Motorizado	La fuerza de compresión que brinda el equipo de mamografía en el modo motorizado debe estar entre 111 y 200 N (11 y 20.5 kg - fuerza)	La fuerza de compresión en modo motorizado debe encontrarse en el intervalo de 111 hasta 200 N, en modo manual debe ser mayor que 111 y no debe superar los 300 N. La $F_{nominal}$ debe coincidir en ± 20 N con la F_{medida}	
		Manual			
Artefactos de rejilla			Sin referencia o no se menciona	Las líneas y defectos de la rejilla no deben verse en las imágenes	
CAE	Repetibilidad del CAE	El máximo coeficiente de variación para el kerma en aire de entrada o la carga (mAs), calculado sobre 5 exposiciones de un maniquí con espesores y tensiones diferentes, es 0.05, para el control de densidad en la posición normal (cero)		La discrepancia entre los valores de la RSR para las 5 imágenes debe ser menor al 5 % los parámetros de exposición seleccionados por el CAE deben ser los mismos	
	Compensación con el espesor y composición de la mama	Espesor PMMA (cm)		Sin referencia o no se menciona	RCR normalizada
		2			> 115
		3			>110
		4			>105
		4.5			>103
		5			>100
		6			>95
7		>90			
Función de respuesta	Se reporta para la combinación Mo/Mo y 28 kV., Para 4.5 cm de PMMA		Sin referencia o no se menciona	El coeficiente de determinación (R^2) del ajuste VMP-Log. Kerma debe ser > 0,99	
Detector	Homogeneidad	VMP		Desviación máxima del VMP asociadas a cada región de interés (en relación al VMP medido en la región central) deben ser menores que ± 15 %	
		RSR			Desviación máxima de la RSR de las ROI's Individuales con respecto al valor medio de la RSR de las ROI's de toda la imagen $<\pm 20$ %
Artefactos	Imagen sin artefactos		Las imágenes mamográficas no deben presentar defecto alguno	Sin artefactos	

Tabla 4.1. Pruebas de CC realizadas al sistema de mastografía (continúa).

	Pruebas		Criterio de aceptación								
			NOM 229			Protocolo español					
Calidad de imagen	Umbral de contraste	Maniquí de contraste-detalle CDMAM	Sin referencia o no se menciona			Diámetro (mm)		Espesor umbral Aceptable			
						0.1		< 1.68			
						0.25		< 0.35			
0.5						< 0.15					
	Constancia de la calidad de imagen	Maniquí ACR	Se debe evaluar la calidad de la imagen con un maniquí de mamografía acreditado. La prueba debe hacerse cada seis meses. El equipo debe aprobar la prueba de acuerdo con los procedimientos del maniquí			Deben visualizarse como mínimo: 4 fibras - 3 grupos de microcalcificaciones - 3 masas					
	Resolución espacial		Sin referencia o no se menciona			La resolución espacial no debe ser menor a la resolución asociada con el tamaño de pixel del detector Lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80 % de ésta					
Calidad del haz	Capa hemirreductora	Hojas de aluminio de pureza > 99,5 %	El valor de la CHR nunca podrá ser mayor que 0.60 mm Al			kVp	L _{inferior}	< CHR <	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
			Intervalo nominal de operación	Tensión medida	CHR mínima (mmAl)	25	0.28		0.37	0.44	0.47
						26	0.29		0.38	0.45	0.48
			< 51	30	0.3	27	0.30		0.39	0.46	0.49
						28	0.31		0.40	0.47	0.50
				40	0.4	29	0.32		0.41	0.48	0.51
						30	0.33		0.42	0.49	0.52
				50	0.5	31	0.34		0.43	0.50	0.53
						32	0.35		0.44	0.51	0.54
			Dosis	Dosis Glandular promedio	Espesor PMMA (cm)	La dosis glandular promedio no debe exceder 1 mGy sin rejilla, con rejilla 3 mGy, para una mama comprimida de 4.5 cm compuesta por 50 % de tejido glandular y 50 % de tejido adiposo, para tubos de rayos X con blanco de molibdeno y filtro de molibdeno, con una calidad de haz de capa hemirreductora de 0.3 mm de Al			D _G Aceptable (mGy)		
2	< 1										
3	< 1.5										
4	< 2										
4.5	< 2.5										
5	< 3										
6	< 4.5										
7	< 6.5										

Tabla 4.1. Pruebas de CC realizadas al sistema de mastografía (continua).

	Pruebas	Patrón de prueba	Criterio de aceptación	
			TG18	Protocolo español
Presentación de la imagen	Inspección visual	TG18-QC	Imágenes de prueba sin artefactos, sin distorsión ni pérdidas de contraste.	Imágenes de prueba sin artefactos, sin distorsión ni pérdidas de contraste.
	Iluminación ambiental		2-10 [lux]	$L_{\text{ambiental}} < 0.25 L_{\text{min}}$ o alternativamente $I_{\text{ambiental}} < 10 \text{ lux}$
	Distorsión geométrica	TG18-LPV TG18-LPH	Desviación <2%	Desviación entre medidas ortogonales <2%
	Luminancia	TG18-CT	Respuesta de luminancia, todos los objetos de las imágenes de prueba deben poder visualizarse	Sin referencia o no se menciona
		TG18-LN	Uniformidad de luminancia y color, y respuesta angular, $L'_{\text{max}} \geq 170 \text{ cd/m}^2$	$L_{\text{max}} \geq 170$ o $\Delta L_{\text{max}} \leq 10 \%$
		TG18-UNL	Uniformidad de luminancia y color, y respuesta angular, la no uniformidad debe ser menor que el 30 %	$\frac{2(L_{\text{max}} - L_{\text{min}})}{(L_{\text{max}} + L_{\text{min}})} < 0.3$
	Resolución	TG18-CX	Los objetos que se deben visualizar deben de encontrarse entre 0 y 4, con respecto a los patrones CX de referencia que se encuentran amplificados en el centro de la imagen. $0 \leq C_x \leq 4$	Resolución espacial de alto y bajo contraste Frecuencia Nyquist visible, diferencia 5 % brillo visibles $0 < \text{Puntuación objetos } C_x < 4$
	Ruido	TG18-AFC	Todos los objetos de las imágenes de prueba deben poder visualizarse, excepto los más pequeños	Los objetos de contraste y tamaño decrecientes visibles ≥ 3 cuadrantes
Velo luminoso	TG18-GV TG18-GVN	Al menos tres objetos deben ser fácilmente visibles	Para los monitores de diagnóstico debe ser ≥ 3 objetos visibles	

Tabla 4.1. Pruebas de CC realizadas al sistema de mastografía.

4.3 Calidad de imagen

Instrucciones de uso del maniquí CDMAM 3.4

Para obtener una imagen del maniquí CDMAM, las placas de PMMA se hacen coincidir con respecto a la marca circular que tienen en una de sus esquinas. Se colocan dos placas de PMMA sobre el bucky, poniendo las marcas del lado derecho más cercano a la pared del tórax, a continuación se coloca el CDMAM sobre las placas de PMMA, con el disco de diámetro más pequeño en el borde de la pared del tórax para minimizar las influencias del efecto talón. Las dos placas de PMMA restantes se ponen sobre éste, orientadas de la misma manera que las anteriores (ver figura 4.1). Los parámetros que se deben registrar de la técnica de exposición son:

- Voltaje en el tubo
- Tamaño del punto focal
- Con o sin rejilla
- Exposición manual o automática
- Con o sin placa de compresión

Entre cada toma de imagen, se rota ligeramente el maniquí (0.5 mm) de una de las dos esquinas que están más cercanas a la pared del tórax, buscando que la probabilidad de alteraciones (ausencia de discos de oro) en la imagen debido al tamaño de pixel del detector se reduzca. La cantidad recomendada de imágenes adquiridas es ocho, con ello se espera una mejor probabilidad de detección de los discos.



Figura 4.1: Configuración de referencia del maniquí CDMAM con las marcas de las placas de PMMA colocadas del lado derecho más cercano a la pared del tórax del bucky de la unidad de mamografía.

Evaluación de la imagen del maniquí CDMAM

Las imágenes del CDMAM se evalúan por un observador humano o mediante un programa de cómputo de puntuación automática, el CDMAM Analyser. En este trabajo se emplearon ambos métodos y se compararon los resultados obtenidos. Se deben emplear imágenes

preprocesadas, el fabricante recomienda analizar un mínimo 8 imágenes empleando el programa CDMAM Analyser. Para la evaluación realizada por observadores humanos se recomienda evaluar un mínimo de 4 imágenes.

Programa de cómputo

Para poder realizar el análisis del contraste-detalle, el usuario debe seleccionar los archivos de las imágenes obtenidas con el maniquí CDMAM. Se obtiene una curva semejante a la de la Figura 4.2. También se genera un archivo Excel donde se guardan todos los datos del análisis, (en el apéndice 2 se explica el uso del programa).

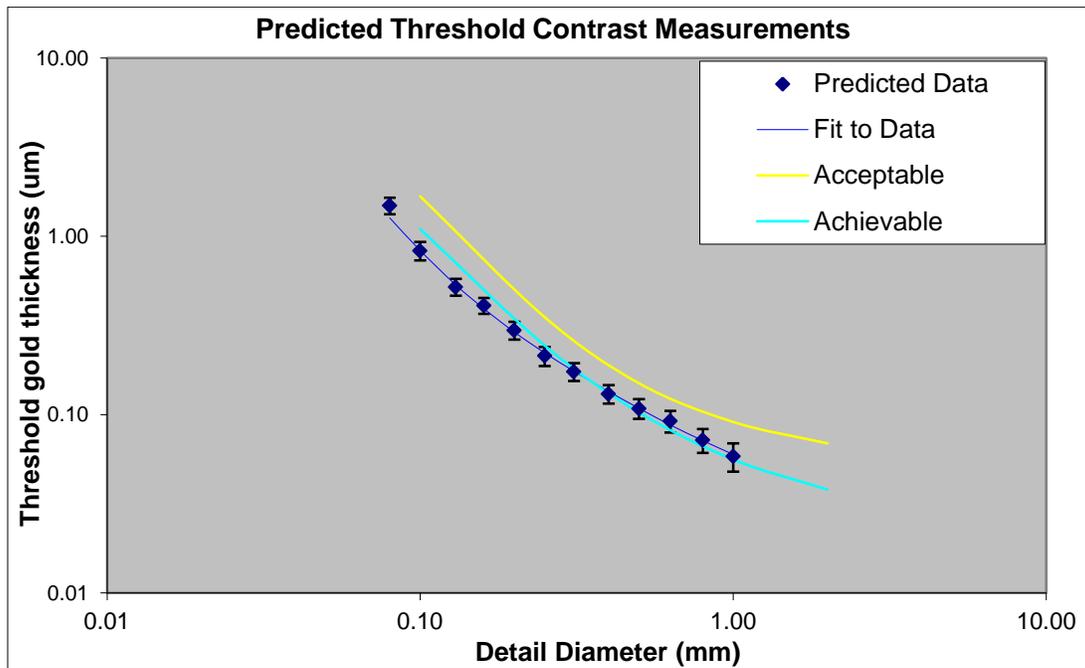


Figura 4.2: Curva de contraste-detalle obtenida con el CDMAM Analyser. Las leyendas se muestran en inglés tal como las muestra el programa CDMAM Analyser.

De la gráfica, la calidad de la imagen se evalúa determinando el umbral de contraste-detalle, consistente en el mínimo espesor visualizado correspondiente a cada diámetro. Los valores aceptables para este umbral son iguales o menores que los mostrados en la curva amarilla (Acceptable). Los valores deseables, son los óptimos que se esperan tener, estos deben igualar o superar los espesores de la curva azul cielo (Achievable).

Observador humano

La evaluación deberá ser realizada en monitores de uso médico (alta resolución) por lo menos por tres observadores experimentados, por lo que es muy importante que los monitores trabajen adecuadamente (ver sección 4.3).

El observador humano debe emplear el “formato para realizar la puntuación para el maniquí CDMAM, versión 3.4” (se incluye en el apéndice 2). La imagen se califica manteniendo el diámetro fijo variando el espesor, de esta manera el primer cuadro en ser calificado es el de 2

mm de espesor y $0.50\ \mu\text{m}$ de diámetro (en la figura 4.3 se indica con una flecha). Se pueden utilizar todas las herramientas disponibles en los monitores como cambiar el brillo, el contraste, el zoom, etc., durante la evaluación de la imagen con el fin de observar la mayor cantidad de discos posibles. Si en algún cuadro no se observa el disco de la esquina, se continuará calificando al menos dos cuadros más en cada renglón, a fin de cumplir con el esquema de corrección.

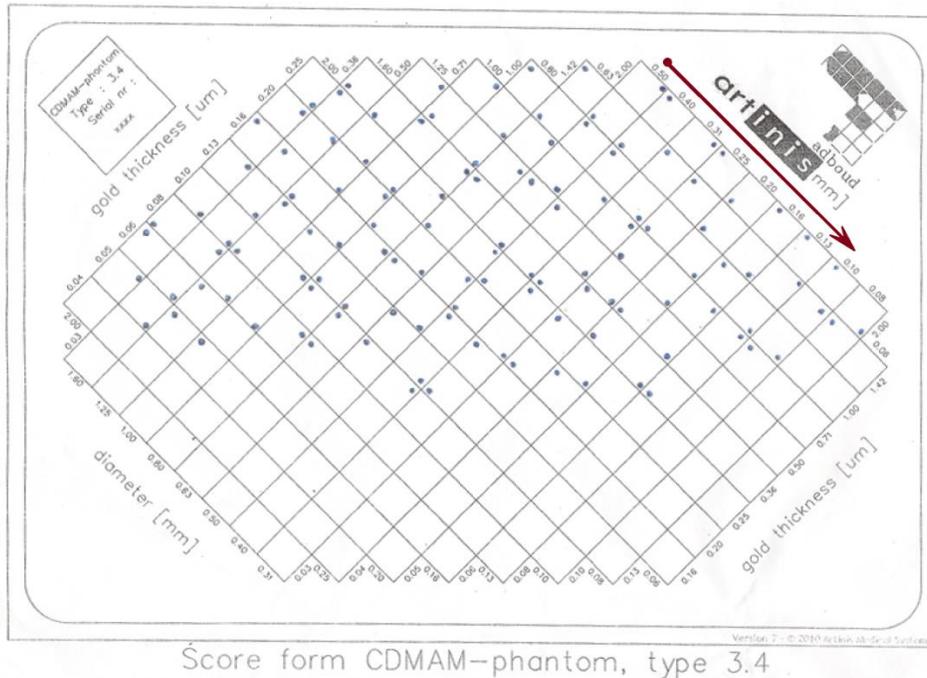
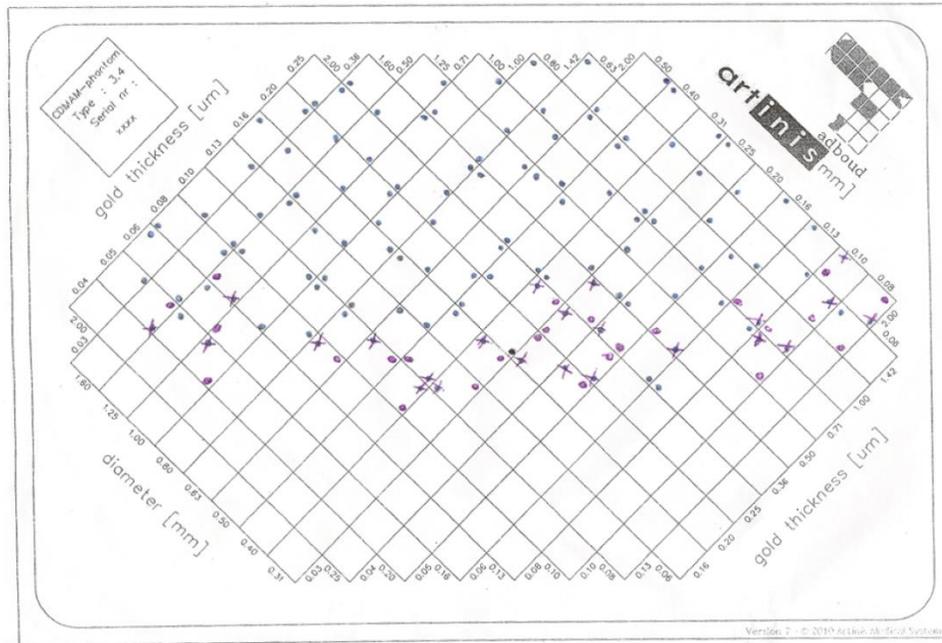


Figura 4.3: Puntuación imagen maniquí CDMAM por un observador humano.

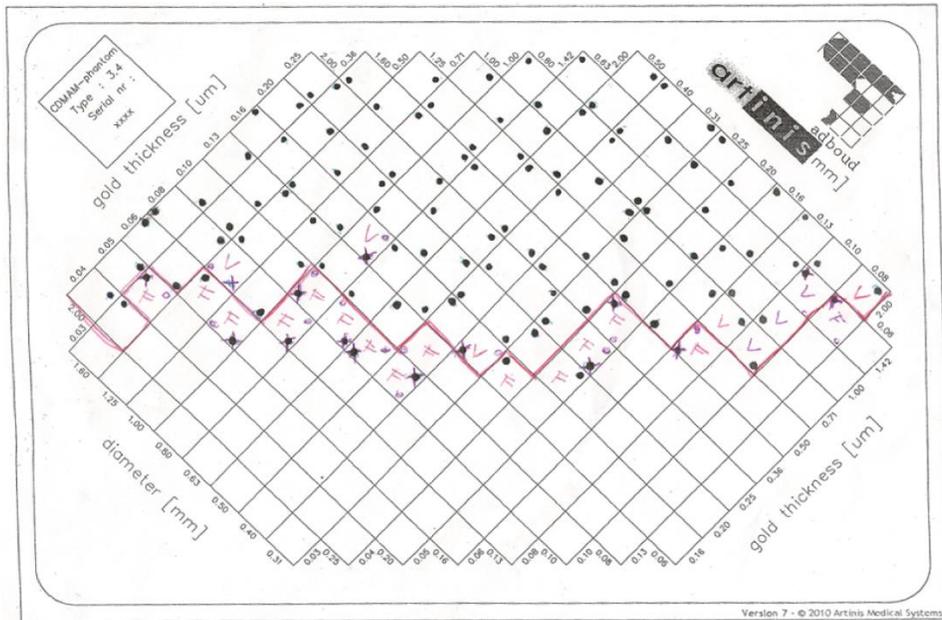
Las posiciones indicadas de los discos excéntricos se comparan con las verdaderas posiciones de los discos del maniquí, por lo que es necesario utilizar el “formato de las posiciones de los discos de oro del maniquí CDMAM, versión 3.4”, incluido en el apéndice 2. Para evaluar las imágenes, se deben comparar las posiciones determinadas para cada disco de las imágenes evaluadas por el observador con respecto a la posición original empleando ambos formatos. En el caso de los discos marcados por el observador en la posición correcta, no se realiza ninguna anotación en el formato, simplemente se continúan calificando las siguientes. Por otro lado se indica con una cruz sobre el punto señalado si el disco no se observa en la posición correcta y se marca la posición en la cual se debería observar el disco, es de suma importancia tener en mente que ambas indicaciones se deben realizar con un color diferente al empleado al llenar el formato para evitar confusiones (Figura 4.4). Este método lo realiza cada visualizador que califica las imágenes.



Score form CDMAM–phantom, type 3.4

Figura 4.4: Evaluación imagen maniquí CDMAM por un observador humano.

Posteriormente se deberá aplicar la regla de los vecinos más cercanos (definidos por un vértice común) del cuadro bajo examen, explicada en el siguiente apartado. La evaluación de cada cuadro con respecto a sus vecinos se realizará considerando las observaciones originales realizadas, es decir, no se tomarán en cuenta las correcciones ya realizadas con la regla de los vecinos más cercanos (figura 4.5). Para terminar, se traza una curva para identificar cuál es el límite obtenido por el visualizador humano.



Score form CDMAM–phantom, type 3.4

Figura 4.5: Calificación final con falsos y verdaderos.

Esquema de corrección

En el esquema de corrección, existen dos posibles calificaciones para cada observación:

- **V**: El disco excéntrico se indicó en la posición verdadera
- **F**: el disco excéntrico se ha indicado en una posición falsa

Existen dos reglas para el esquema de corrección, que son:

1. Independientemente de la posición en el maniquí del cuadro a calificar (CaC) para que sea “**V**” se debe sumar la cantidad de vecinos más cercanos (VMC) que se indican de manera correcta, más el cuadro a calificar (en el caso de ser correcta su posición), esto debe ser mayor que la cantidad de vecinos más cercanos vistos en una posición incorrecta más el cuadro a calificar (si su posición es errónea), si no cumple lo anterior se marcará como falso, es decir:

$$V = [\#VMC_{(correctos)} + CaC_{(sí\ es\ correcto)} > \#VMC_{(incorrectos)} + CaC_{(sí\ es\ incorrecto)}]$$

Esto implica que:

$$F = [\#VMC_{(correctos)} + CaC_{(sí\ es\ correcto)} \leq \#VMC_{(incorrectos)} + CaC_{(sí\ es\ incorrecto)}]$$

2. Las esquinas ausentes del maniquí (0,03 μm /2.0 mm y 2,00 μm /0.06 mm se considerarán “**V**” cuando ambos vecinos más cercanos están correctamente identificados.

Con este método los tiempos para calificar y obtener resultados del contraste-detalle son muy prolongados, ya que el tiempo recomendado para analizar cada imagen en el monitor es de 20 minutos, sin contar el tiempo invertido en calificar si se indican los discos en el punto adecuado o no, y en aplicar la regla de los VMC para realizar la corrección de falsos y verdaderos, lo que implica que por imagen se invertirán aproximadamente entre 30 y 40 minutos más.

Emplear este método implica una inversión de tiempo estimado de 40 a 60 minutos por imagen, para disminuir el tiempo en la obtención de las curvas de contraste-detalle durante la ejecución de este trabajo se desarrolló un programa en Excel (disco anexo) con el cual se pueden calificar las ocho imágenes, se deben emplear los mismos criterios para la calificación por un visualizador humano ya mencionados, el programa presentará la curva de contraste-detalle global, empleando sólo el tiempo en el cual se observa la imagen para indicar las posiciones de los discos.

Para calificar las imágenes obtenidas se indica en el programa en qué esquina se observa el disco excéntrico. En la figura 4.6 se presenta una imagen del maniquí CDMAM obtenida con uno de los mastógrafos, a la cual se le ajustó el brillo y contraste para su visualización. La orientación de la imagen es la adecuada para su visualización en los monitores de uso médico y de acuerdo a ésta se desarrolló el programa. El método para indicar la posición del disco excéntrico en cada celda es la siguiente:

- Se califica con un 2 si el disco excéntrico se observa en la parte inferior de la celda

Presentación de los resultados

El resultado se muestra en una gráfica logarítmica, en la que se representa el espesor contra el diámetro del disco. La curva a través del umbral se llama la curva contraste-detalle. La calidad de la imagen puede ser expresada por el cálculo de la relación de las observaciones correctas del disco y el número total de cuadrados.

Para establecer cuál es el espesor más pequeño observado correctamente para cada diámetro se analizan las ocho imágenes y se determina cuál es el espesor más pequeño, mismo que corresponderá a aquel que se observe de manera correcta en al menos cinco de las ocho imágenes, de esta manera se podrá obtener la curva de contraste-detalle (ver figura 4.2).

4.4 Evaluación de los monitores de visualización

Inspección visual (Patrón Múltiple TG18-QC)

Debe realizarse antes que nada una primera inspección del monitor, que se realizará de manera visual, observando el patrón de prueba (figura 4.8).

A simple vista se comprueba si se visualizan artefactos, luminancia, reflexión, ruido, la resolución espacial, el contraste y la distorsión geométrica. Se buscan píxeles defectuosos, inestabilidades del brillo (parpadeo), interferencias, temblores en la imagen.

Se comprueba la ortogonalidad de las líneas verticales y horizontales, el tamaño de los distintos cuadrantes en sentido vertical y horizontal.

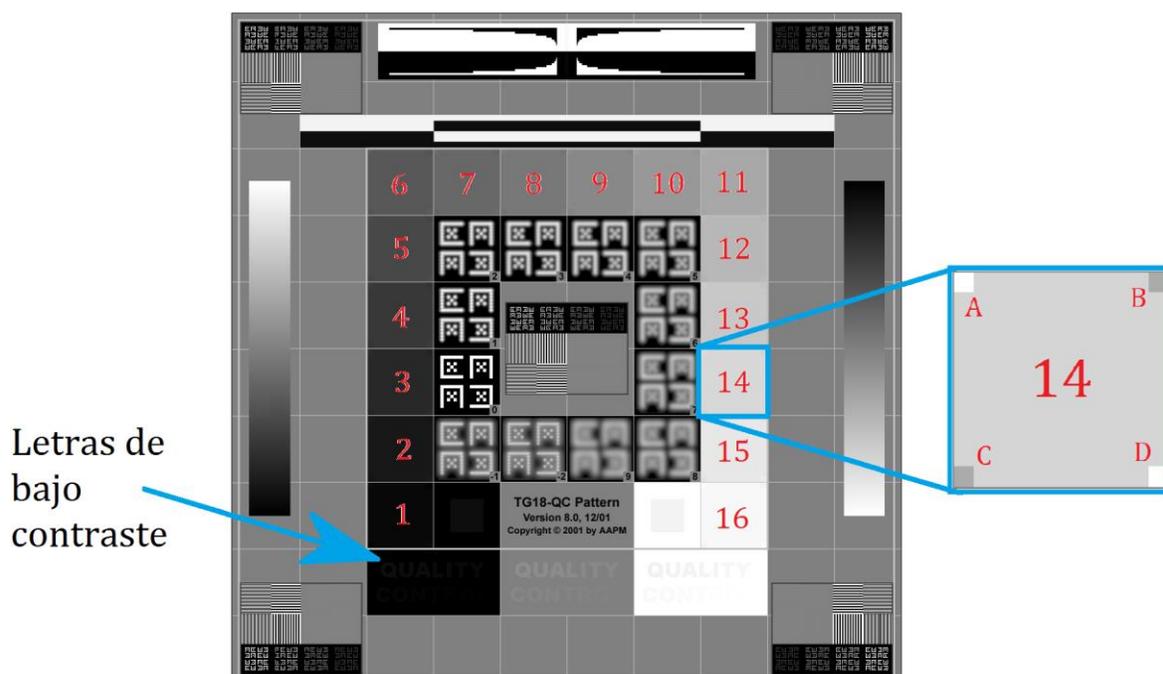


Figura 4.8: Patrón Múltiple TG18-QC empleado en la prueba inspección visual. Se muestran 16 áreas para calificar luminancia. Las 16 áreas contienen 4 objetos de bajo contraste.

En las imágenes de prueba no se deben observar artefactos, distorsiones ni pérdidas de contraste.

Condiciones de visualización (Iluminación ambiental)

En esta prueba se evalúa que la sala donde se encuentran los monitores de visualización cuente con las condiciones adecuadas. Se mide la luminancia ambiental y se verifica que no haya ninguna fuente de luz externa que modifique el contraste de la imagen o que produzca algún reflejo. En la figura 4.9 se muestra un ejemplo de las condiciones que debe presentar una sala de interpretación.



Figura 4.9: Condiciones de visualización en una sala de interpretación.

La iluminancia ambiental en las salas de interpretación debe encontrarse en el intervalo de 2-10 lux.

Distorsión geométrica

La distorsión geométrica en un sistema de visualización médica se determinará visualmente usando los patrones de prueba TG18-QC o el TG18-LPV/LPH. Para la realización de esta prueba los patrones deben ser maximizados para ocupar toda el área de visualización utilizable y colocados en el centro de la pantalla (ver figura 4.10). El patrón debe ser examinado a una distancia de 30 cm y la evaluación se debe hacer en las direcciones, vertical para el TG18-LPV y horizontal para el TG18-LPH. En la siguiente figura se muestran los patrones que deben ser utilizados para la evaluación de la distorsión geométrica.

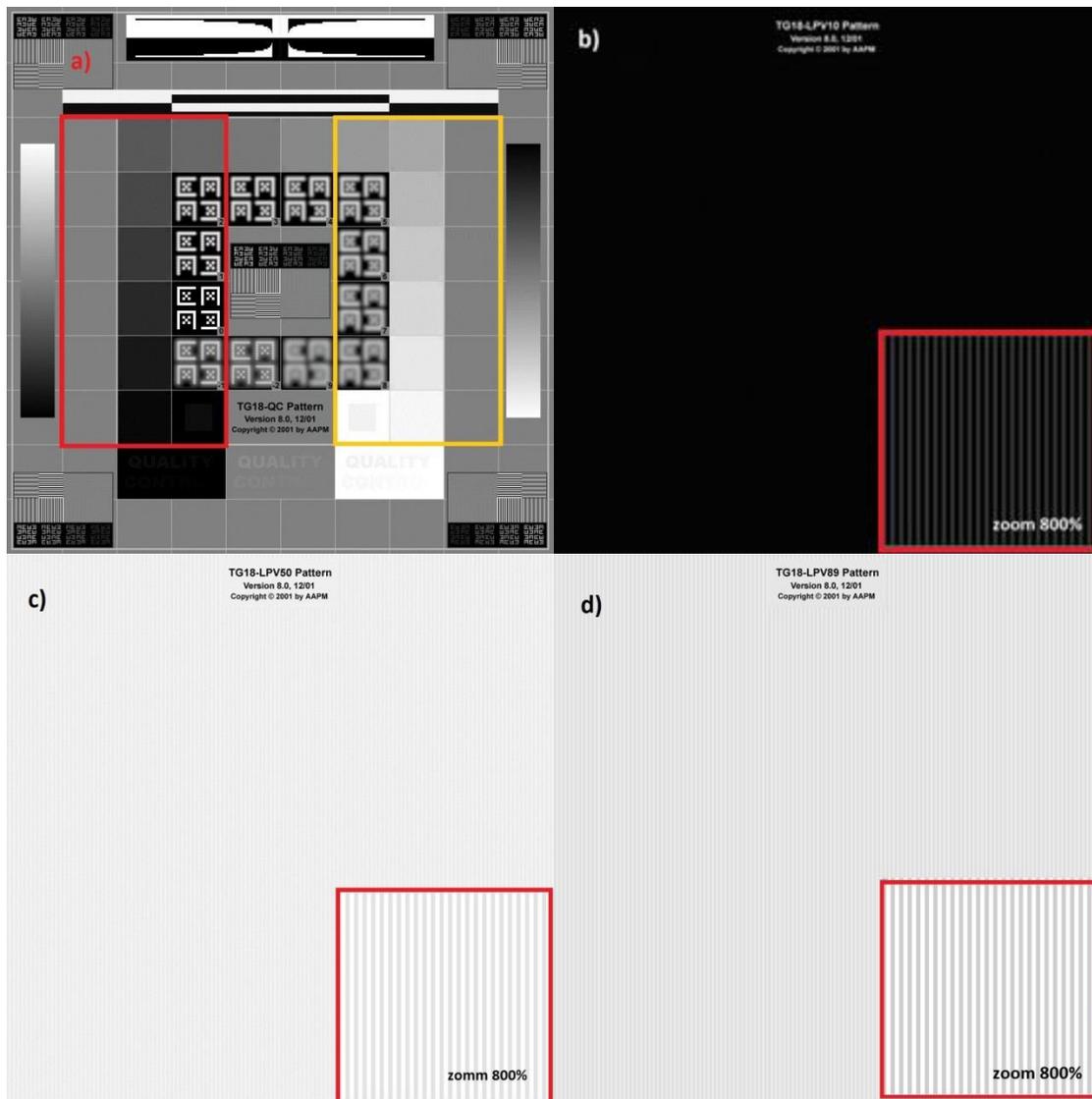


Figura 4.10: a) Patrón TG18-QC, las cuadrículas que se observan dentro de las áreas roja y amarilla son las que se utilizan para la evaluación de la distorsión geométrica; b) Patrón TG18-LPV10; c) Patrón TG18-LPV50; d) Patrón TG18-LPV89. En b), c) y d) se deben observar claramente las líneas verticales de dos tonos de gris en todo el patrón. En esta figura sólo se muestran los patrones TG18-LP en la dirección vertical, pero la evaluación se tiene que realizar en las dos direcciones, vertical y horizontal.

En los dos patrones deben observarse líneas rectas, sin distorsiones geométricas importantes, deben ser escaladas correctamente para que la cuadrícula del TG18-QC se observe cuadrada. Para los patrones de TG18-LPV y TG18-LPH, además de la rectitud, las líneas deben aparecer igualmente espaciadas.

Luminancia

La respuesta de luminancia de un dispositivo de visualización se evalúa visualmente utilizando el patrón de prueba TG18-CT (ver figura 4.11 a).

El patrón debe ser evaluado desde una distancia de 30 cm, para examinar la visibilidad de los objetos centrales (semicírculos, ver figura 4.11.b) y los cuatro objetos de bajo contraste en las esquinas de cada una de las 16 regiones.

En un sistema con respuesta de luminancia correcta los objetos de bajo contraste deben ser visibles en todas las regiones y se debe poder observar la diferencia en escala de grises de los medios círculos centrales en todas las regiones.

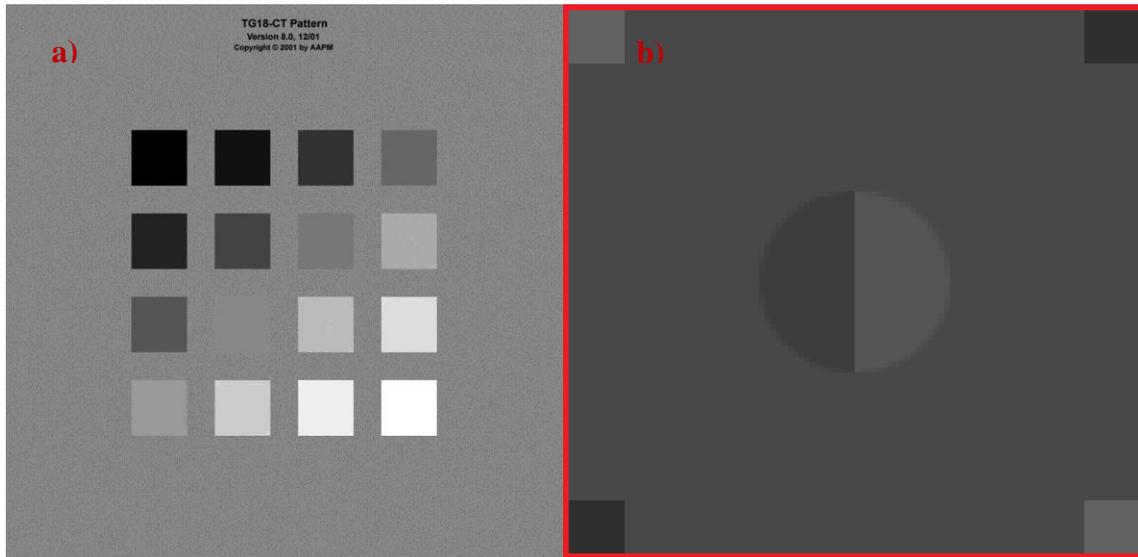


Figura 4.11: a) Patrón TG18-CT, este patrón se utiliza para evaluar la respuesta de luminancia de manera visual, b) se muestra una de las imágenes que forman el patrón con un zoom para poder observar las estructuras.

Para hacer la evaluación cuantitativa, se mide la luminancia $L(p)$ en el centro de los 18 patrones de prueba TG18-LN (ver figura 4.12), se debe utilizar un medidor de luminancia calibrado, en este caso se utilizó un fotómetro.

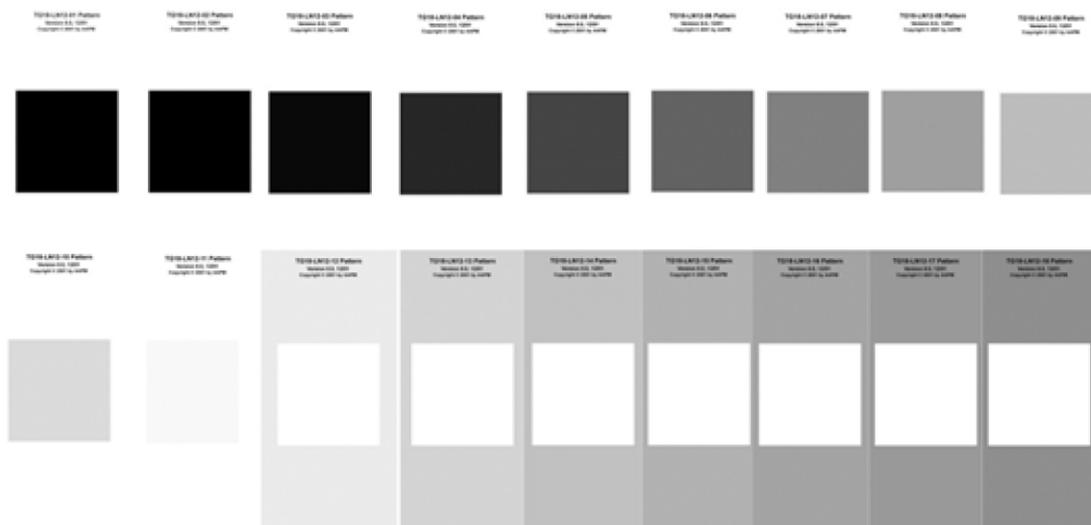


Figura 4.12: Patrones TG18-LN, los patrones son designados como TG18-LNX- Y, donde X es el rango de profundidad de bit de los valores mostrados en los conjuntos, e Y es el número de la imagen designados del 1 al 18.

Cada patrón consiste en una región central de pruebas con cierto valor de píxel, que ocupa aproximadamente el 10 % del área de la imagen completa. El resto del patrón tiene un fondo uniforme con una luminancia igual a 20 % de la luminancia máxima.

Para poder realizar esta prueba, el efecto de la iluminación ambiental debe ser reducido a niveles insignificantes con el fin de no afectar la medición. Para poder percibir las diferencias de luminancia, la medición debe realizarse con una precisión de al menos 10^{-2} y lo ideal sería 10^{-3} .

Con el fin de relacionar los valores de luminancia medidos y la respuesta de luminancia estándar DICOM 3.14, se deben obtener los valores JND en función de los niveles de gris (valores p) y de la luminancia medida, y se deben comparar con los obtenidos con la respuesta de luminancia estándar DICOM 3.14. Para realizar el análisis se utiliza el software MonitorChek, en el cual se registran los valores de luminancia medidos para los 18 patrones y éste calcula los valores de los índices JND.

El proceso para calificar la respuesta de la luminancia descrito anteriormente, solo evalúa el comportamiento del monitor en la posición central. Sin embargo, la respuesta puede variar por falta de uniformidad del sistema de iluminación de los LCD (“backlight”) o en función del ángulo de visualización. Para la uniformidad del brillo, se debe desplegar la imagen del patrón abarcando la mayor parte de la pantalla. Se debe medir en la pantalla del monitor en las cinco posiciones señaladas por los cuadros dentro de los patrones TG18-UNL, es decir, en la parte central de los cuadros de las cuatro esquinas y del cuadro central. Debido a que realizar una caracterización completa de toda la curva de brillo en más de un punto conllevaría un tiempo excesivo para el control de calidad, se realizan las medidas en sólo los niveles de brillo correspondientes a un valor de píxel del 10 % y 80 % respecto del máximo (figura 4.13). El valor máximo de la inhomogeneidad de la luminancia calculado debe ser inferior al 30 % en ambos niveles.

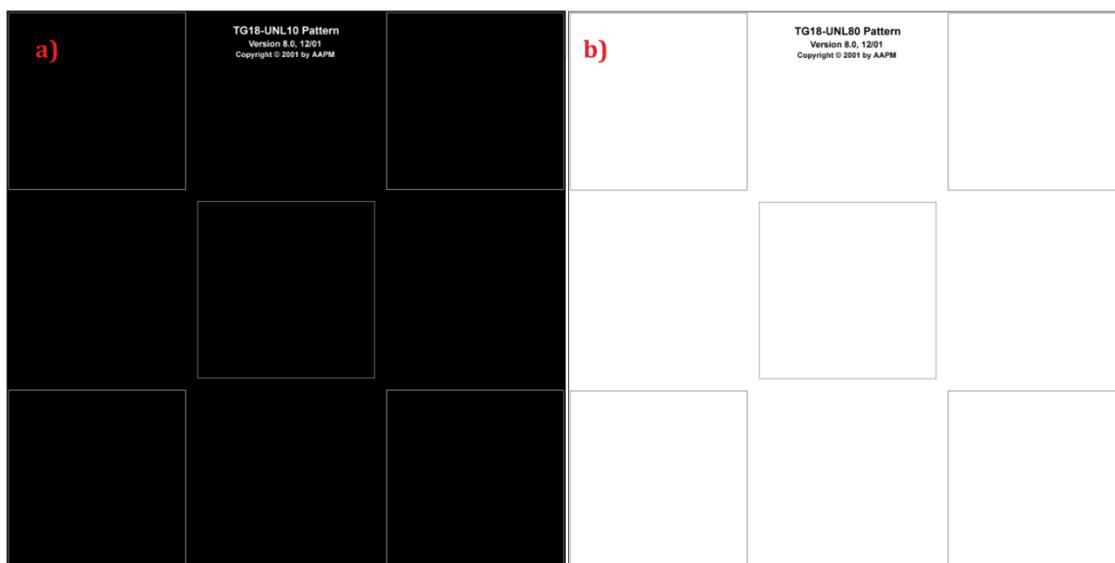
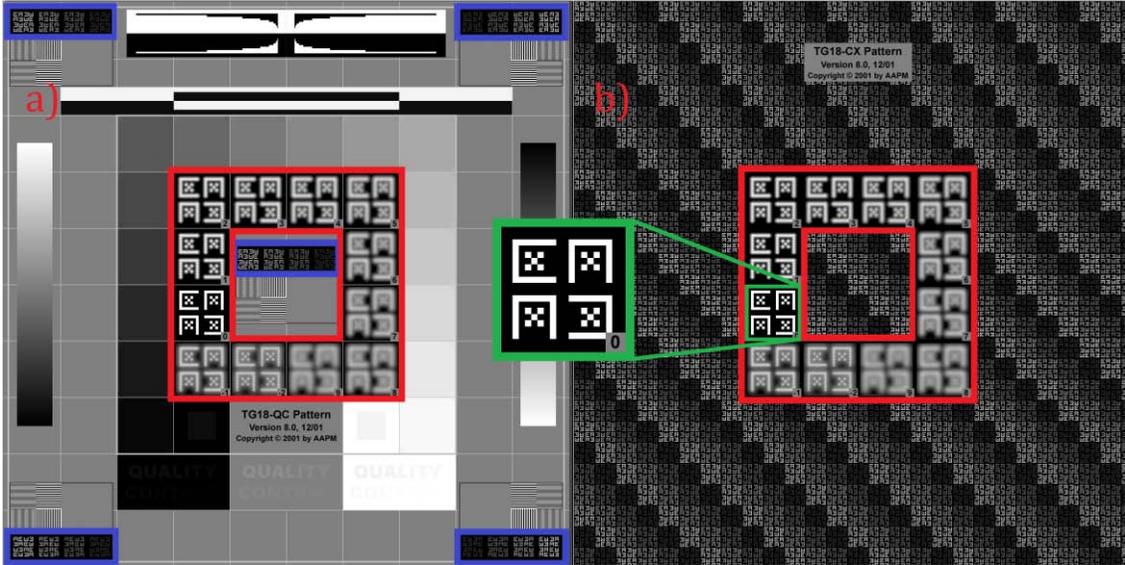


Figura 4.13: Patrones para calcular la uniformidad del brillo, se debe medir en la pantalla del monitor en cinco posiciones distintas empleando los patrones, a) TG18-UNL10, b) TG18-UNL80.

Resolución

La resolución en un sistema de visualización médica se puede evaluar de manera cualitativa usando la figura  en los patrones de prueba TG18-QC y TG18-CX (ver figura 4.14). Para la realización de esta prueba se recomienda el uso de una lupa (5X). Las imágenes deben desplegarse de manera que a un pixel de la imagen se le asigne un pixel de la pantalla.

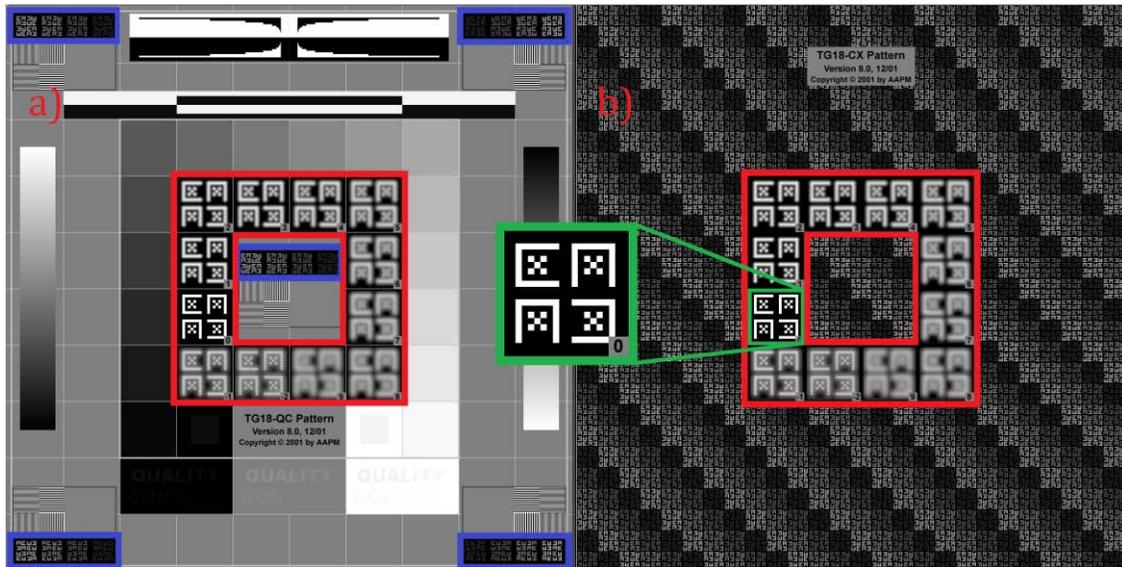
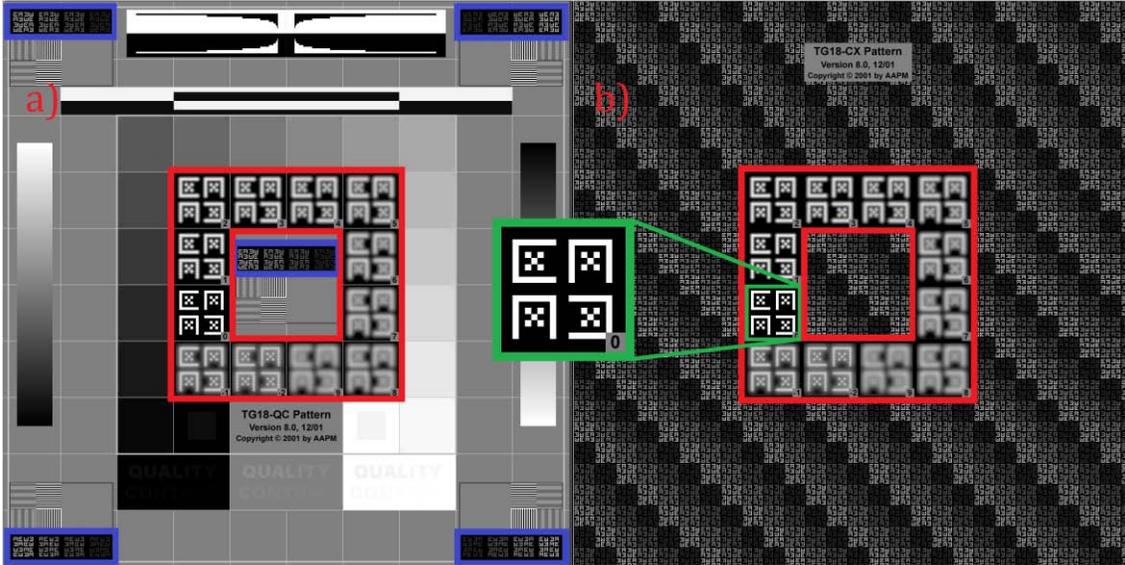


Figura 4.14: a) Patrón TG18-QC, las figuras son los que se utilizan como referencia para evaluar de manera visual los cuadros en azul. b) Patrón TG18-CX, de igual manera, las figuras que se observan entre los cuadros rojos se utilizan como referencia para asignar una calificación.

En ambos patrones se deben calificar los objetos compuestos por la figura . En el TG18-QC se encuentran en el centro y en las cuatro esquinas del patrón, encerrados en los cuadros azules (ver figura 4.14 a), en el TG18-CX se observan en toda la imagen. En ambos casos, se debe observar cada uno de los objetos y compararse con los que se encuentran magnificados en la región central del patrón; cada elemento cuenta con un número en la parte inferior derecha, el cual definirá su calificación. En las imágenes mostradas estos valores de referencia se encuentran entre los cuadros rojos. Al evaluarse la resolución se escoge el elemento central al que más se asemejan los objetos a evaluar y la calificación se asigna de acuerdo con el número que les corresponde. El cuadro verde de la figura anterior, muestra la ampliación de una de las posibles calificaciones que se pueden asignar, en este caso “0”.

En el caso de los monitores primarios los objetos que se deben visualizar deben encontrarse entre 0 y 4, mientras que para los monitores secundarios entre 0 y 6. En el caso del patrón TG18-QC, se deben poder visualizar los objetos en el centro y en las cuatro esquinas del patrón. En el caso del patrón TG18-CX se deben observar en toda la imagen.

Ruido

El método visual para cuantificar el ruido espacial de un sistema de visualización se basa en el método para determinar las diferencias de luminancia perceptibles como función del tamaño, utilizando el patrón de prueba TG18-AFC. Este patrón está dividido en cuatro cuadrantes, cada uno con un contraste definido (ver figura 4.15). Los cuadrantes a su vez se subdividen en

un gran número de regiones en las cuales se observa un objeto en cada una. En la zona central y en las cuatro esquinas se observa un patrón que consta de 16 objetos en los cuales varía el contraste.

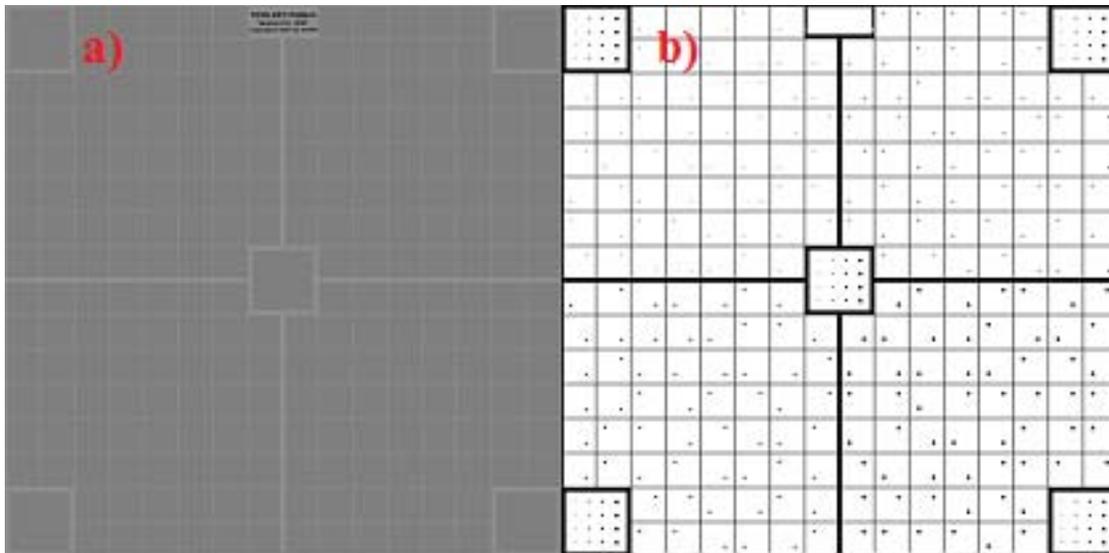


Figura 4.15: a) Patrón TG18-AFC utilizado para la evaluación visual del ruido, b) En esta figura se muestra un esquema del patrón.

El patrón debe ser evaluado desde una distancia de 30 cm. En esta prueba se deben contar el número de objetos fácilmente visibles en cada uno de los cuadrantes y calcular el porcentaje correcto.

El contraste de los cuadrantes aumenta de la siguiente manera:

- 1 Superior izquierdo (menor contraste)
- 2 Superior derecho
- 3 Inferior izquierdo
- 4 Inferior derecho (mayor contraste)

Se señala con un 1 el de menor contraste y el de mayor con un 4. Para los monitores primarios todos los objetos se deben poder visualizar excepto los más pequeños (región superior izquierda).

Velo luminoso

El velo luminoso en los monitores está causado por la dispersión de la luz en la pantalla, este proceso lleva a la degradación del contraste de la imagen, que depende en gran manera del tipo de imagen visualizada. La degradación es de mayor importancia en áreas oscuras que estén rodeadas por áreas brillantes

La evaluación visual del velo luminoso se puede realizar usando los patrones de prueba TG18-GV (ver figura 4.16) y TG18-GVN. El patrón de prueba se debe ajustar para que la región blanca tenga un diámetro de 20 cm. El observador debe visualizar la región central del patrón de prueba y contar los objetos observables.

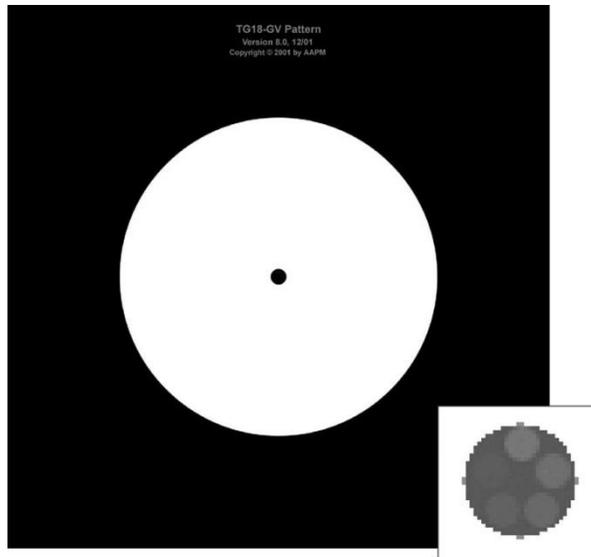


Figura 4.16. Patrón TG18-GV utilizado para la evaluación del velo luminoso.

En los monitores primarios deben poder observarse al menos tres objetos de la región central de la imagen, mientras que en los secundarios sólo uno de los cinco.

4.5 Dosis glandular promedio (DGP)

En esta prueba primero se determinó el valor del kerma en aire en la superficie de entrada de la mama (ESAK). Se colocó la cámara de ionización a una altura de 10 cm del soporte de la mama con el fin de evitar la radiación retrodispersada (debida en particular a la colocación de una placa de plomo para proteger al detector y evitar la producción de una imagen remanente en el detector), a 6 cm de la pared del tórax y centrada lateralmente. Posteriormente se realizó la corrección por $1/r^2$. En la figura 4.17 se observa el montaje de la prueba.

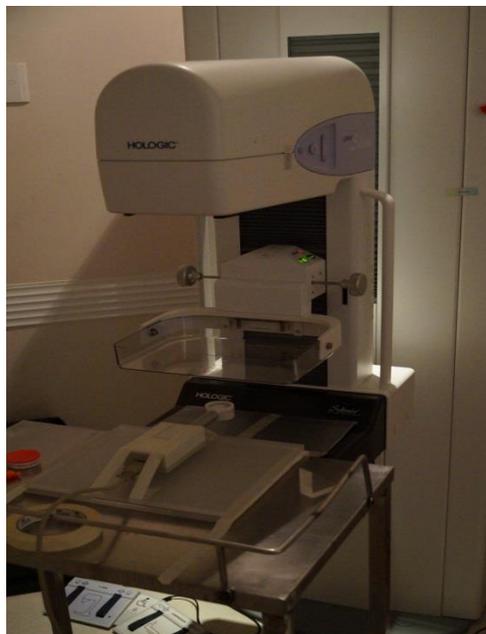


Figura 4.17. Medida de la exposición para la determinación de dosis glandular.

Se realizaron tres exposiciones utilizando los factores de exposición (ánodo/filtro, kV y mAs), que se determinaron en la prueba de compensación con el espesor y la tensión. Con los valores de la exposición medidos se obtienen los valores del ESAK, usando la siguiente expresión:

$$ESAK(\text{mGy}) = X[\text{mR}] \times f_c \times 0.00873 \left[\frac{\text{mGy}}{\text{mR}} \right] \times \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2$$

Dónde:

$X[\text{mR}]$: Valor de la exposición medido

f_c : Factor de calibración de la cámara de ionización

d_1 : Distancia entre el foco del tubo y el centro efectivo de la cámara de ionización

d_2 : Distancia entre la superficie de entrada del maniquí y el foco del tubo

Para determinar el valor de la DGP, para cada uno de los espesores, se utiliza la siguiente expresión:

$$DGP = ESAK \ c \ g \ s$$

Dónde:

c : Coeficiente que depende del espesor, glandularidad de la mama y calidad del haz

g : Coeficiente que depende del espesor de la mama y de la calidad del haz

s : Coeficiente que depende de la combinación ánodo/filtro

CAPÍTULO V

RESULTADOS

En este capítulo se encuentran los resultados de las pruebas de control de calidad aplicadas a dos sistemas de mamografía digital. Los resultados de las pruebas se presentan de acuerdo con el siguiente código de colores.



SATISFACTORIO: En su totalidad, el equipo cumple con el criterio de aceptación.

PREVENTIVO: Se cumple parcialmente con el criterio de aceptación.

NO SATISFACTORIO: No se cumple con el criterio de aceptación.

En este capítulo también se muestran los resultados de las pruebas aplicadas a tres monitores de uso médico y tres de uso convencional, utilizando el mismo código de colores.

5.1 Pruebas de CC

Evaluación mecánica y visual del estado del mastógrafo

Criterio de aceptación: Los elementos de la unidad mamográfica evaluados visual y mecánicamente deben encontrarse en buen estado y/o funcionar correctamente.

Cuerpo del mastógrafo	Mastógrafo A	Mastógrafo B
Estabilidad mecánica de la unidad	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Indicador de angulación	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Dispositivos de bloqueo	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Campo luminoso	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Fluidez del movimiento	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Estado de los compresores	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Soporte del detector libre de vibraciones	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Deslizamiento suave de la rejilla antidispersora	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Desactivación de autodescompresión disponible	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Descompresión manual disponible	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Mampara plomada	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Panel de mandos		
Interruptores e indicadores	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Visualización	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Tabla de técnicas	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
RESULTADO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.1: Resultados de la verificación visual y mecánica del equipo de mastografía.

Fuerza de compresión

Criterio de aceptación: La fuerza de compresión en modo motorizado debe encontrarse en el intervalo de 111 a 200 N (11.3 a 20.4 kg), y la diferencia entre los promedios de la compresión medida y la compresión nominal no debe ser mayor que 2 kg.

Fuerza de compresión				
Modo de compresión	Compresión medida promedio (kg)	Compresión nominal promedio (kg)	Diferencia (kg)	RESULTADO
Mastógrafo A				
Motorizado	16.0 ± 0.5	19.0 ± 0.2	3.0 ± 0.7	PREVENTIVO
Mastógrafo B				
Motorizado	18.5 ± 0.5	23.2 ± 0.3	4.7 ± 0.8	NO SATISFACTORIO

Tabla 5.2: Resultados de la prueba fuerza de compresión.

Artefactos de la rejilla

Criterio de aceptación: Las líneas de la rejilla no deben verse en las imágenes. Para la evaluación de los artefactos de la rejilla, se usaron imágenes del maniquí estándar (45 mm de PMMA).

Rejilla: artefactos		
	Mastógrafo A	Mastógrafo B
RESULTADO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.3: Resultados de la prueba artefactos de la rejilla.

Repetibilidad del CAE

Criterio de aceptación: La discrepancia entre los valores de la RSR para las 2 imágenes debe ser menor que el 5 %, los parámetros de exposición seleccionados por el CAE deben ser los mismos.

Mastógrafo A						
Imagen	Blanco/Filtro	kV	mAs	VMP	DTP	RSR
1	Mo/Mo	30	61	418	9	48.7
2			62	431	9	49.8
Discrepancia de la RSR	2.2 %					
Resultado	SATISFACTORIO					
Mastógrafo B						
Imagen	Blanco/Filtro	kV	mAs	VMP	DTP	RSR
1	Mo/Mo	31	43.5	376	8	48.5
2			43.7	377	8	45.7
Discrepancia de la RSR	6 %					
RESULTADO	NO SATISFACTORIO					

Tabla 5.4: Resultados de la prueba repetibilidad del CAE.

Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama

Criterio de aceptación: Para cada espesor, los valores de relación contraste-ruido (RCR) medidos deben ser iguales o superiores a los valores límite. Estos valores límites se calculan a partir del valor límite obtenido para un espesor de 5 cm de PMMA.

En la siguiente tabla se muestran los valores de la RCR y de la relación contraste-ruido límite (RCR_L) calculados para cada uno de los dos equipos.

Mastógrafo A										
Espesor PMMA (mm)	B/F	kV	mAs	VMP ₁	DTP ₁	VMP ₂	DTP ₂	RCR	RCR _L	RESULTADO
20	Mo/Mo	25	29	414	8	339	7	10.43	2.95	SATISFACTORIO
30	Mo/Mo	27	43	415	8	349	8	8.25	2.82	SATISFACTORIO
40	Mo/Mo	29	55	421	9	364	8	6.82	2.69	SATISFACTORIO
45	Mo/Mo	30	60	418	9	367	8	5.97	2.64	SATISFACTORIO
50	Mo/Rh	31	63	418	9	372	8	5.18	2.56	SATISFACTORIO
60	Mo/Rh	32	91	420	10	378	9	4.52	2.44	SATISFACTORIO
70	Mo/Rh	33	118	422	10	387	9	3.79	2.31	SATISFACTORIO
Mastógrafo B										
Espesor PMMA (mm)	B/F	kV	mAs	VMP ₁	DTP ₁	VMP ₂	DTP ₂	RCR	RCR _L	RESULTADO
20	Mo/Mo	25	26	390	7	319	7	10.35	4.07	SATISFACTORIO
30	Mo/Mo	27	39	381	8	320	7	8.45	3.90	SATISFACTORIO
40	Mo/Mo	30	41	380	8	331	7	6.42	3.72	SATISFACTORIO
45	Mo/Mo	31	44	377	8	333	7	5.64	3.65	SATISFACTORIO
50	Mo/Rh	32	52	394	8	351	8	5.29	3.54	SATISFACTORIO
60	Mo/Rh	32	82	389	8	351	8	4.81	3.37	SATISFACTORIO
70	Mo/Rh	33	109	398	9	364	8	3.95	3.19	SATISFACTORIO

Tabla 5.5: Resultados de la prueba compensación del CAE con el espesor y composición de la mama.

Función de respuesta

Criterio de aceptación: El coeficiente de linealidad de la función de respuesta debe ser mayor que 0.99.

Mastógrafo A

En la tabla 5.6 se muestran los valores de la exposición utilizados para la obtención del kerma en aire a la entrada del detector (KAD).

Determinación del kerma en aire a la entrada del detector									
Mastógrafo A	Blanco/Filtro	mAs	X1±0.01 (mR)	X2±0.01 (mR)	X3±0.01 (mR)	X (mR)	± δX (mR)	KAD (μGy)	± δKAD (μGy)
	Mo/Mo	20	16.63	16.63	16.63	16.63	0.67	126.31	5.05
		80	66.9	66.9	66.9	66.9	2.68	508.11	20.32
	kV	150	126.3	126.3	126.3	126.3	5.05	959.26	38.37
	28	200	185.1	185.1	185.1	185.1	7.4	1405.86	56.23
300		252.1	252.1	252.1	252.1	10.08	1914.73	76.59	
Parámetros de ajuste [KAD vs mAs]									
m	σm	b	σb	R ²					
6.56	0.16	-5.33	6.50	0.99					

Tabla 5.6: Determinación del kerma en aire a la entrada del detector, mastógrafo A.

En la figura 5.1 se muestra la gráfica del kerma en aire a la entrada del detector (KAD) vs mAs.

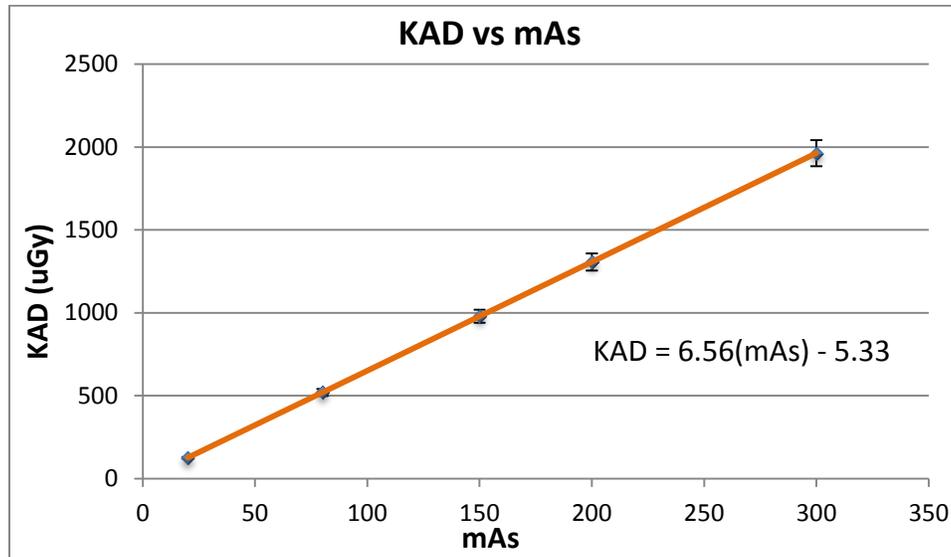


Figura 5.1: Kerma a la entrada del detector vs mAs, mastógrafo A.

En la tabla 5.7 se muestran los valores del KAD y el VMP utilizados para la determinación de la función de respuesta del Mastógrafo A.

Determinación de la función de respuesta [mGy vs VMP]						
Mastógrafo A	Imagen	mAs	KAD (μGy)	± δKAD (μGy)	VMP	DTP
	1	20	125.87	5.03	515.45	9.73
	2	80	519.39	20.77	1934.91	24.09
	3	150	978.52	39.14	3597.04	39.48
	4	200	1306.47	52.26	5241.4	54.72
	5	300	1962.37	78.49	7159.75	72.3
Parámetros de ajuste						
	m	σm	b	σb	R ²	
	3.72	0.03	43.81	11.05	0.99	
	RESULTADO	SATISFACTORIO				

Tabla 5.7: Determinación de la función de respuesta del mastógrafo A.

En la figura 5.2 se muestra la gráfica de la función de respuesta.

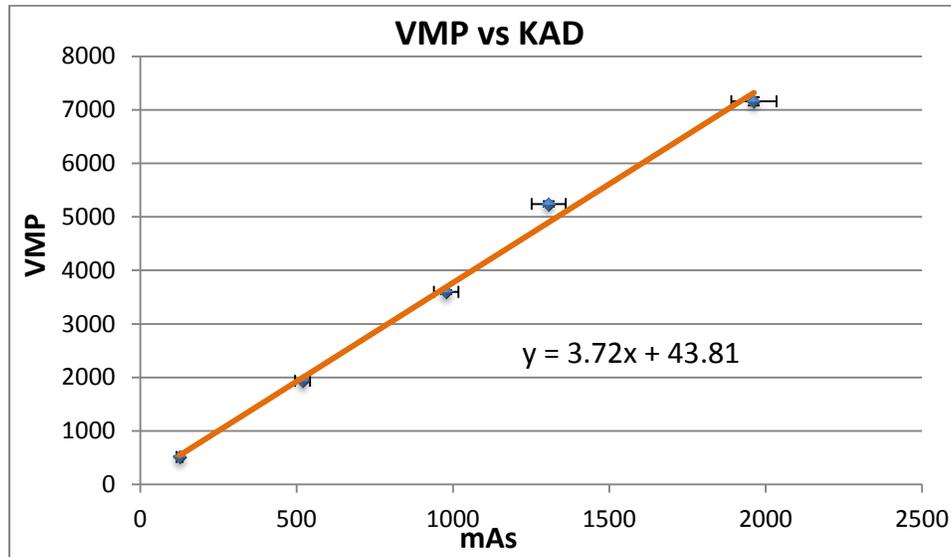


Figura 5.2: Función de respuesta del Mastógrafo A.

Mastógrafo B

En la tabla 5.8 se muestran los valores de la exposición utilizados para la obtención del kerma en aire a la entrada del detector (KAD).

Determinación del kerma en aire a la entrada del detector									
Mastógrafo B	Blanco/Filtro	$X_1 \pm 0.01$	$X_2 \pm 0.01$	$X_3 \pm 0.01$	X (mR)	$\pm \delta X$ (mR)	KAD	$\pm \delta KAD$	
	Mo/Mo		16.34	16.34	16.34	16.34	0.65	124.1	4.96
			65.2	65.3	65.25	65.25	2.61	495.58	19.82
	kV		123	123.3	123.15	123.15	4.93	935.34	37.41
	28		181.1	180.4	180.75	180.75	7.23	1372.82	54.91
		246.3	246.3	246.3	246.3	9.85	1870.68	74.83	
Parámetros de ajuste [KAD vs mAs]									
	m	σm	b	σb	R^2				
	6.40	0.15	-4.31	6.38	0.99				

Tabla 5.8: Determinación del kerma en aire a la entrada del detector, mastógrafo B.

En la figura 5.3 se muestra la gráfica del kerma en aire a la entrada del detector (KAD) vs mAs.

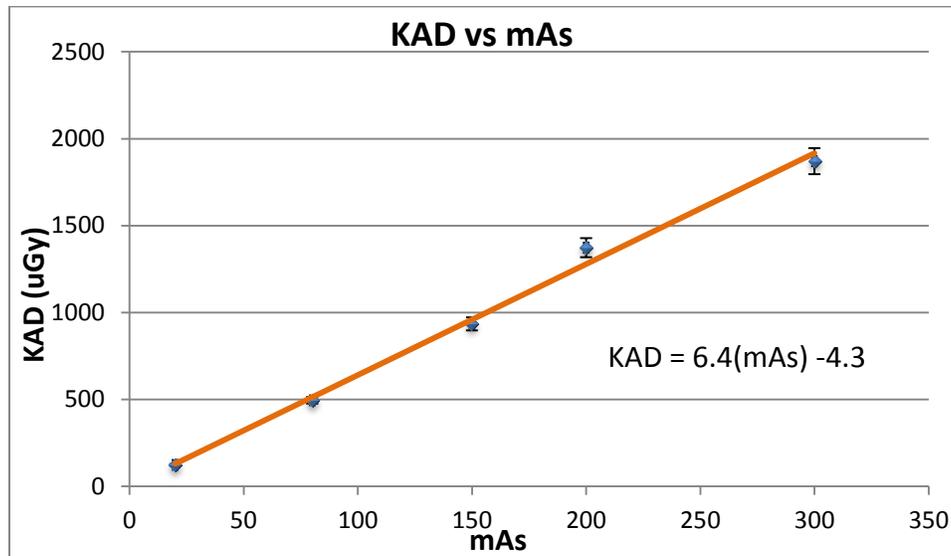


Figura 5.3: Kerma a la entrada del detector vs mAs, mastógrafo B.

En la tabla 5.9 se muestran los valores del KAD y el VMP utilizados para la determinación de la función de respuesta del Mastógrafo B.

Determinación de la función de respuesta [mGy vs VMP]						
Mastógrafo B	Imagen	mAs	KAD (μGy)	± δKAD (μGy)	VMP	DTP
	1	20	123.62	4.94	528	9
	2	80	507.40	20.30	1963	21
	3	150	955.15	38.21	3608	32
	4	200	1274.97	51.00	5249	42
5	300	1914.61	76.58	7130	54	
Parámetros de ajuste						
	m	σm	b	σb	R2	
	3.80698	0.0207	55.85594	9.98918	0.99648	
	RESULTADO	SATISFACTORIO				

Tabla 5.9: Determinación de la función de respuesta del mastógrafo B.

En la figura 5.4 se muestra la gráfica de la función de respuesta.

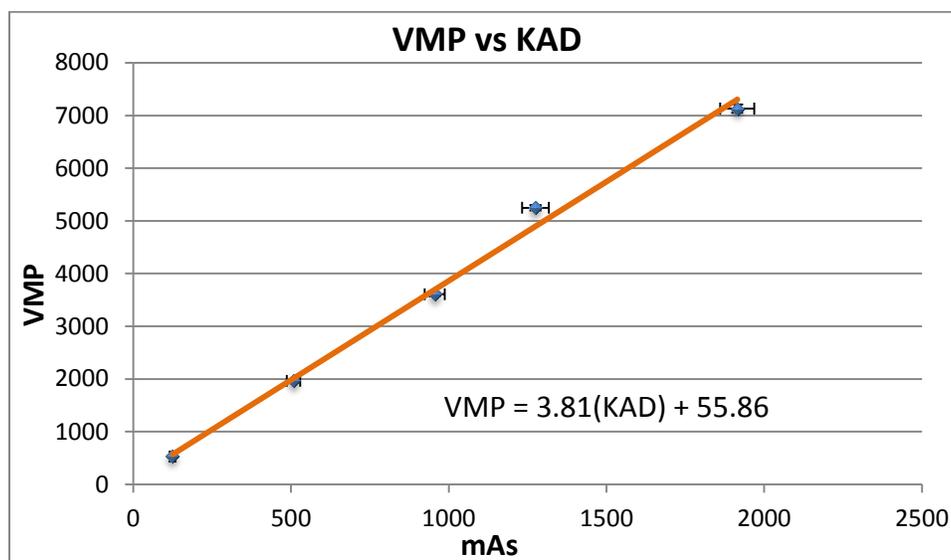


Figura 5.4: Función de respuesta del Mastógrafo B.

Homogeneidad

Criterio de aceptación: La desviación máxima del VMP de las ROIs individuales con respecto al VMP de toda la imagen debe ser menor que $\pm 15\%$. La desviación máxima de la RSR de las ROIs individuales con respecto al valor medio de la RSR de toda la imagen debe ser menor que $\pm 20\%$.

	Mastógrafo A	Mastógrafo B
Compresión	0	0
Blanco / Filtro	Mo/Mo	Mo/Mo
kV	30	31
mAs	59	45
Resultados		
VMP global	605.9	588.9
DTP global	934.5	935.5
RSR global	0.65	0.63
Número de ROIs	120	120
RSR promedio de las ROIs	51.72	53.1
Desviación estándar	3.5	3.5
ROIs cuyo VMP difiere en más de $\pm 15\%$ del VMP de la imagen	0	0
RESULTADO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
ROIs cuya RSR difiere en más de $\pm 20\%$ de la RSR promedio	0	0
RESULTADO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.10: Resultados de la prueba homogeneidad.

En las figuras 5.5 y 5.6 se muestran las desviaciones porcentuales de las RSR de las ROI del receptor de imagen, con respecto al promedio de las RSR de las ROI de cada mastógrafo.

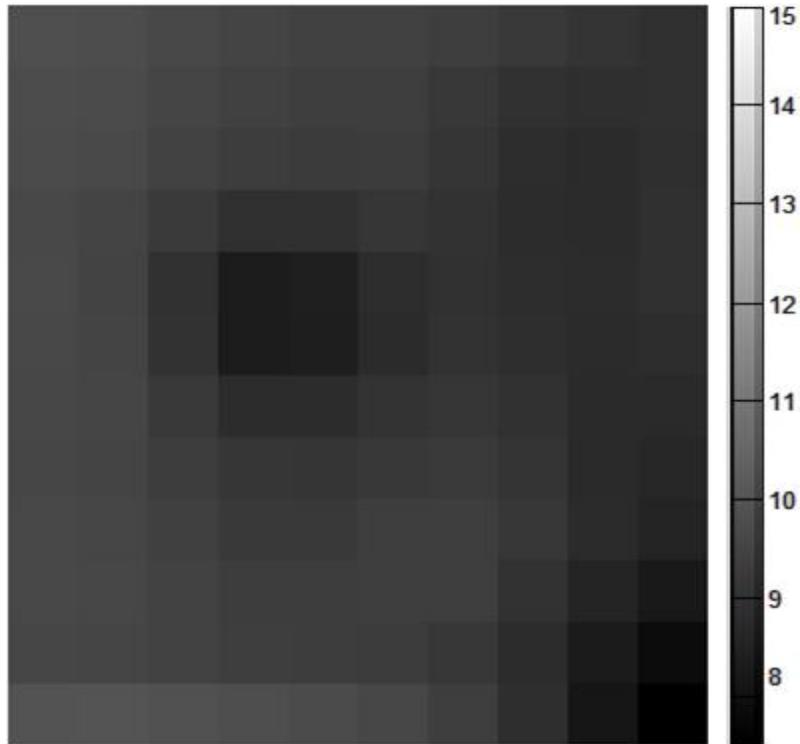


Figura 5.5: Mastógrafo A, desviación porcentual de las RSR de las ROI del receptor de imagen, con respecto al promedio de las RSR de las ROI.

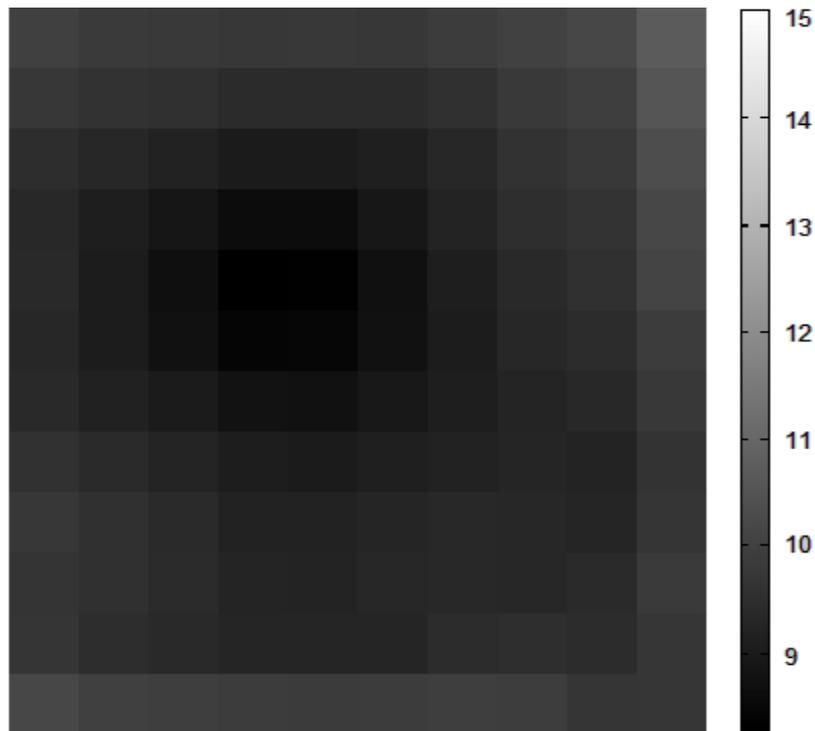


Figura 5.6: Mastógrafo B, desviación porcentual de las RSR de las ROI del receptor de imagen, con respecto al promedio de las RSR de las ROI.

Capa hemirreductora (CHR)

Criterio de aceptación: En la siguiente tabla se muestran los intervalos en los que se debe encontrar el valor de la CHR en función del Blanco/Filtro y el kV.

Capa Hemirreductora (CHR)				
kV	Límite inferior	Límite superior		
		Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
25	0.28	0.37	0.44	0.47
26	0.29	0.38	0.45	0.48
27	0.30	0.39	0.46	0.49
28	0.31	0.40	0.47	0.50
29	0.32	0.41	0.48	0.51
30	0.33	0.42	0.49	0.52
31	0.34	0.43	0.50	0.53
32	0.35	0.44	0.51	0.54

Tabla 5.11: Límites inferior y superior de la CHR.

Resultados de la prueba CHR.

Mastógrafo A			RESULTADOS	Mastógrafo B			RESULTADOS
B/F	kV	CHR [mmAl]		B/F	kVp	CHR [mmAl]	
Mo/Mo	25	0.33 ±0.01	SATISFACTORIO	Mo/Mo	25	0.33 ±0.01	SATISFACTORIO
Mo/Mo	27	0.35 ±0.01	SATISFACTORIO	Mo/Mo	27	0.35 ±0.01	SATISFACTORIO
Mo/Mo	30	0.38 ±0.01	SATISFACTORIO	Mo/Mo	30	0.39 ±0.01	SATISFACTORIO
Mo/Mo	31	0.39 ±0.01	SATISFACTORIO	Mo/Mo	31	0.39 ±0.01	SATISFACTORIO
Mo/Rh	32	0.48 ±0.01	SATISFACTORIO	Mo/Rh	32	0.48 ±0.01	SATISFACTORIO
Mo/Rh	33	0.48 ±0.01	SATISFACTORIO	Mo/Rh	32	0.48 ±0.01	SATISFACTORIO
				Mo/Rh	33	0.48 ±0.01	SATISFACTORIO

Tabla 5.12: Resultados de la prueba de CHR.

5.2 Calidad de la imagen

Umbral de contraste

Criterio de aceptación: En la siguiente tabla se muestran los intervalos en los que se deben encontrar los valores de la calidad de la imagen, en función del espesor umbral del disco de oro.

Diámetro (mm)	Espesor umbral del disco de oro (μm)	
	Aceptable	Deseable
0.1	< 1.680	< 1.100
0.25	< 0.352	< 0.244
0.5	< 0.150	< 0.103
1	< 0.091	< 0.056
2	< 0.069	< 0.038

Tabla 5.13: Límites aceptables y deseables del umbral de contraste.

En la tabla 5.14 se muestran los resultados de la prueba umbral de contraste, obtenidos usando el software CDMAM Analyser (predicted human gold thickness) y tres visualizadores humanos (V1=Visualizador 1, V2=Visualizador 2, V3=Visualizador 3).

Diámetro (mm)	Limite aceptable	Espesor mastógrafo A				Espesor mastógrafo B			
		V1	V2	V3	CDMAM Analyser	V1	V2	V3	CDMAM Analyser
0.10	1.680 >	1.00	2.00	1.42	0.83	1.42	N.O.	1.42	1.13
0.25	0.352 >	0.36	0.36	0.36	0.21	0.36	0.71	0.36	0.25
0.50	0.150 >	0.13	0.13	0.16	0.11	0.10	0.20	0.13	0.11
1.00	0.091 >	0.06	0.10	0.08	0.06	0.08	0.13	0.08	0.06
RESULTADOS		SATISFAC TORIO	NO SATIS FACTORIO	PREVEN TIVO	SATISFAC TORIO	SATISFAC TORIO	NO SATIS FACTORIO	SATISFAC TORIO	SATISFAC TORIO

Tabla 5.14: Resultados prueba umbral de contraste.

La calificación: N.O. (No Observable), se aplica cuando el observador no vio en la suma de las ocho imágenes, cinco discos del mismo espesor en la posición correcta, como resultado, no se observa ningún disco asociado con dicho espesor.

En las siguientes figuras 5.7 y 5.8, se muestran las curvas de contraste-detalle de cada uno de los sistemas de visualización.

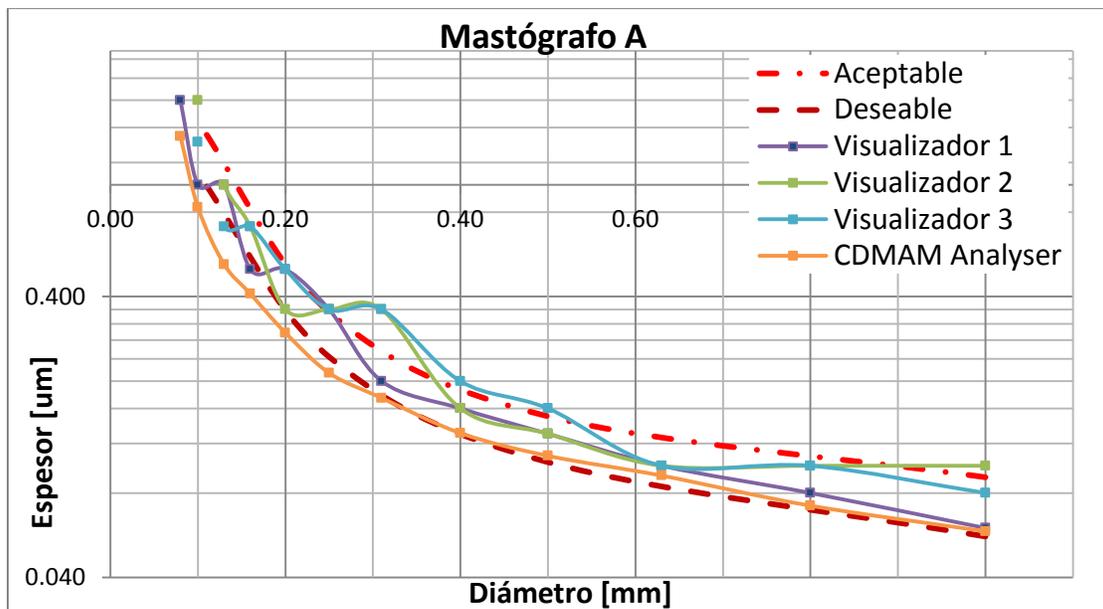


Figura 5.7: Curvas de contraste detalle del mastógrafo A, obtenidas por tres visualizadores humanos y el programa de cómputo.

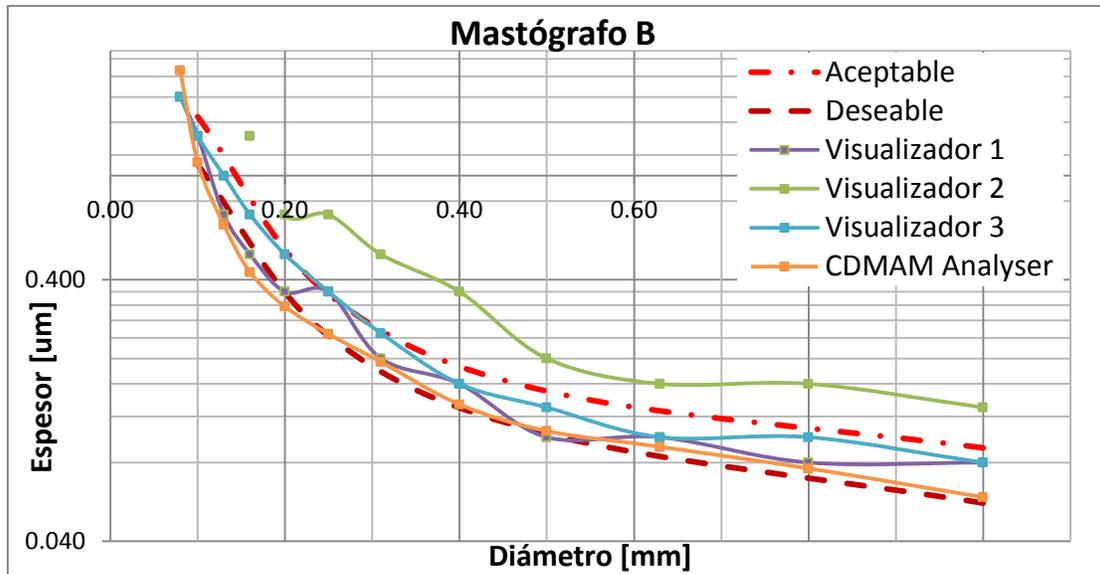


Figura 5.8: Curvas de contraste detalle del mastógrafo B, obtenidas por tres visualizadores humanos y el software.

Como se puede observar en la figura 5.8 el visualizador V2 otorga una calificación muy diferente a la reportada por el CDMAM Analyser, por lo cual fue reentrenado, solicitándosele repetir la evaluación para este mastógrafo. A continuación se presentan los resultados.

Espesor mastógrafo B				
Diámetro (mm)	Limite aceptable	Primera evaluación V2	Segunda evaluación V2	CDMAM Analyser
0.10	1.680 >	N.O.	N.O.	1.13
0.25	0.352 >	0.71	0.50	0.25
0.50	0.150 >	0.20	0.13	0.11
1.00	0.091 >	0.13	0.05	0.06
RESULTADOS		NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.15: Prueba umbral de contraste del mastógrafo B, obtenida por el segundo visualizador antes y después de entrenarlo.

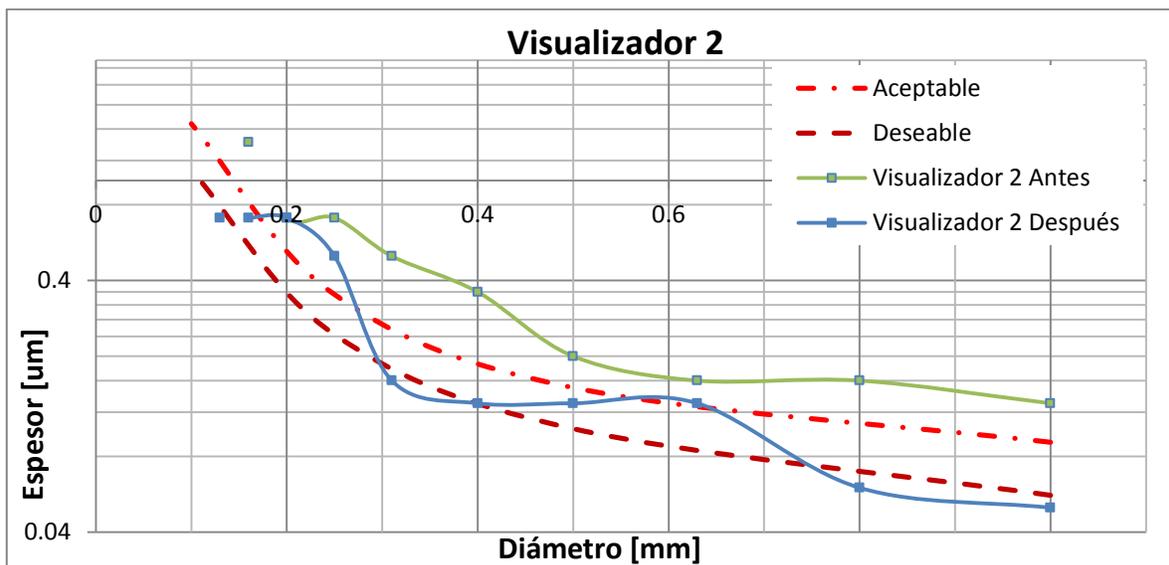


Figura 5.9: Curva de contraste detalle mastógrafo B, obtenida por el segundo visualizador después de entrenarlo.

Constancia de la calidad de la imagen

Criterio de aceptación: Deben visualizarse como mínimo; 4 fibras, 3 grupos de microcalcificaciones y 3 masas.

	Mastógrafo A	Mastógrafo B
Fuerza de compresión (kg)	10.8	10.1
Blanco / Filtro	Mo/Mo	Mo/Mo
kV	27	27
mAs	84	74
Monitor de adquisición		
Zoom	100	50
Ancho de ventana	2972	306
Nivel de ventana	1851	260
Fibras	5	5
μcalcificaciones	4	4
Masas	4	4
Monitor de interpretación		
Zoom	100	50
Ancho de ventana	2972	304
Nivel de ventana	1851	255
Fibras	5	5
μcalcificaciones	4	4
Masas	4	5
RESULTADOS	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.16: Resultados de la prueba constancia de la calidad de la imagen.

Resolución espacial

Criterio de aceptación: La resolución espacial lo más próxima posible a la frecuencia de Nyquist asociada al tamaño del píxel del detector y siempre superior al 80 % de ésta. Se determina con la siguiente expresión:

$$pl/mm = \frac{1}{2(\text{espacio entre pixeles})}$$

Donde pl/mm son los pares de líneas por milímetro.

En los dos equipos evaluados, el tamaño de píxel es 0.075 mm, con esto la resolución mínima aceptable es $6 pl mm^{-1}$, el valor mínimo deseable es de $7 pl mm^{-1}$.

	Mastógrafo A	Mastógrafo B
Posición patrón de barras	45°	45°
Fuerza de compresión (<i>kg</i>)	10	10
Blanco / Filtro	Mo/Mo	Mo/Mo
kV	31	31
mAs	78	93
Monitor de adquisición		
Pares de líneas por mm	9	7
Monitor de interpretación		
Pares de líneas por mm	10	7
RESULTADOS	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.17: Resultado de la prueba de resolución espacial.

5.3 Monitores de visualización

Para evaluar las condiciones de visualización de la sala de interpretación del hospital, la iluminación ambiental empleada fue la usada comúnmente para el diagnóstico clínico. Para la evaluación de los monitores de uso convencional, se acondicionó una sala para tener características semejantes a las clínicas. A ninguno de los seis monitores evaluados se le realizó ningún ajuste o modificación para su evaluación.

Inspección visual (Patrón Múltiple TG18-QC)

Se evalúa de manera general la distorsión geométrica, calidad de imagen y artefactos, luminancia, ruido y resolución espacial.

Criterios de aceptación:

- 1) Distorsión geométrica: Verificar que los bordes y las líneas del maniquí son visibles y rectas y que el maniquí está centrado en el área activa del monitor.
- 2) Calidad de imagen y artefactos: Evaluación de la apariencia general de la imagen. Se busca cualquier no uniformidad o artefacto especialmente en las transiciones blanco-negro y negro-blanco. Verificar que la cuadrícula aparece continua y sin artefactos de contorno. También se buscan píxeles defectuosos, inestabilidades del brillo (parpadeo), interferencias y temblores en la imagen.
- 3) Luminancia, reflexión y ruido: Verificar que los 16 objetos de luminancia son distinguibles y que los objetos de bajo contraste del 5 % y 95 % son visibles. Evaluar la apariencia de las letras de bajo contraste y confirmar la visibilidad de los cuadrados de las esquinas de todos los objetos de luminancia.
- 4) Resolución espacial: Evaluar la apariencia de los objetos CX en el centro y en las esquinas. Las puntuaciones deberán ser inferiores a 4 en los primarios. Se requiere verificar también la visibilidad de los pares de líneas en el centro y en las esquinas del maniquí.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
1) Distorsión geométrica	98 %	98 %	97 %	100 %	100 %	100 %
2) Calidad de imagen y artefactos	NO SATISFACTORIO	PREVENTIVO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
3) Luminancia reflexión y ruido	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
4) Resolución espacial	6	6	7	0	0	0
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.18: Inspección visual del patrón múltiple TG18-QC. Para 1) se indica el porcentaje de cumplimiento. En 2) y 3) se señala de acuerdo al código de colores si cumplen o no la prueba. En 4) se indica la calificación otorgada.

Distorsión geométrica

Criterio de aceptación (TG18-LPV y TG18-LPH): En los dos patrones deben observarse líneas rectas, sin distorsiones geométricas. Para los patrones, además de la rectitud, las líneas deben aparecer igualmente espaciadas. Se indicará el porcentaje de cumplimiento de la prueba.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
Porcentaje TG18-LPV	90 %	90 %	88 %	100 %	100 %	100 %
Porcentaje TG18-LPH	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.19: Resultados distorsión geométrica. El porcentaje indicado es el observado correctamente para cada patrón.

Resolución espacial

Criterio de aceptación (TG18-CX): Los objetos que se deben visualizar deben de encontrarse entre 0 y 4, con respecto a los patrones CX de referencia que se encuentran amplificados en el centro de la imagen. Se debe observar la borrosidad de los patrones y anotar la calificación. Las imágenes deben desplegarse de manera que a un pixel de la imagen se le asigne un pixel de la pantalla.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
TG18-CX	6	6	7	0	0	0
RESULTADO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.20: Resultados de resolución espacial. El porcentaje indicado en los patrones TG18-LPH y TG18-LPV es el observado correctamente en toda la imagen para cada patrón.

Luminancia

Criterio de aceptación evaluación cuantitativa luminancia (TG18-LN): La luminancia para monitores primarios debe cumplir que $L'_{max} > 171 \text{ cdm}^{-2}$ y $LR' = L'_{max} / L'_{min} \geq 250$.

Criterio de aceptación evaluación cuantitativa uniformidad de luminancia (TG18-UNL): El valor máximo observado en los patrones de $\Delta L/L_{avg}$ debe ser inferior al 30 %. Se mide la uniformidad del brillo en la pantalla del monitor en cinco posiciones distintas empleando los patrones TG18-UNL. Se realizan las medidas en sólo los niveles de brillo correspondientes a un valor de píxel del 10 % y 80 % respecto del valor máximo.

Criterio de aceptación evaluación visual (TG18-CT y TG18-MP): En un sistema con respuesta de luminancia correcta, al usar el patrón TG18-CT los objetos de bajo contraste deben ser visibles en todas las regiones y se debe poder observar la diferencia en escala de grises de los medios círculos centrales y los cuatro cuadros ubicados en las esquinas de cada cuadro. El patrón TG18-MP cuando se visualiza desde una distancia cercana, no debería mostrar discontinuidades inusuales en las transiciones de la escala de grises que no sean las líneas de contorno de las transiciones.

En la tabla 5.21 se muestran los resultados generales obtenidos para cada patrón de prueba para los tres monitores de uso convencional y los tres de uso médico.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
TG18-LN	NO SATIS- FACTORIO	NO SATIS- FACTORIO	NO SATIS- FACTORIO	PREVENTIVO	PREVENTIVO	SATIS- FACTORIO
TG18-UNL10	16.7 %	66.7 %	66.7 %	16.0 %	15.7 %	4.0 %
TG19-UNL80	26.3 %	12.1 %	19.5 %	3.0 %	5.0 %	3.7 %
TG18-CT	NO SATIS- FACTORIO	NO SATIS- FACTORIO	NO SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO
TG18-MP	SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO	SATIS- FACTORIO
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	NO SATIS- FACTORIO	NO SATIS- FACTORIO	NO SATIS- FACTORIO	PREVENTIVO	PREVENTIVO	SATIS- FACTORIO

Tabla 5.21: Resultados generales de luminancia.

En la tabla 5.22 se muestran los resultados de la evaluación cuantitativa de luminancia, para los monitores convencionales y para los de uso médico.

TG18-LN	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
Valor-p	$\frac{dL}{L} \left[\frac{cd}{m^2} \right]$					
0						
240	0.00	-2.00	0.05	0.29	0.34	0.58
480	0.29	2.00	-0.10	0.51	0.50	0.49
720	0.77	1.90	0.57	0.39	0.29	0.47
960	0.96	1.12	0.92	0.37	0.37	0.42
1200	0.89	0.67	0.89	0.37	0.35	0.39
1440	0.18	0.49	0.60	0.35	0.32	0.35
1680	0.40	0.44	0.37	0.34	0.33	0.33
1920	0.51	0.46	0.43	0.27	0.28	0.30
2160	0.14	0.31	0.40	0.30	0.30	0.31
2400	0.19	0.34	0.34	0.28	0.29	0.29
2640	0.08	0.03	0.06	0.27	0.27	0.27
2880	-0.06	0.01	0.00	0.25	0.25	0.26
3120	-0.04	0.03	-0.02	0.25	0.25	0.26
3360	-0.03	0.02	0.00	0.23	0.25	0.27
3600	-0.04	0.00	0.00	0.25	0.24	0.26
3840	-0.04	0.00	0.00	0.25	0.24	0.26
4080	-0.04	-0.03	0.00	0.22	0.24	0.25

Tabla 5.22: Resultados de la prueba cuantitativa de luminancia.

En la figura 5.10 se muestran las curvas de luminancia de los monitores convencionales.

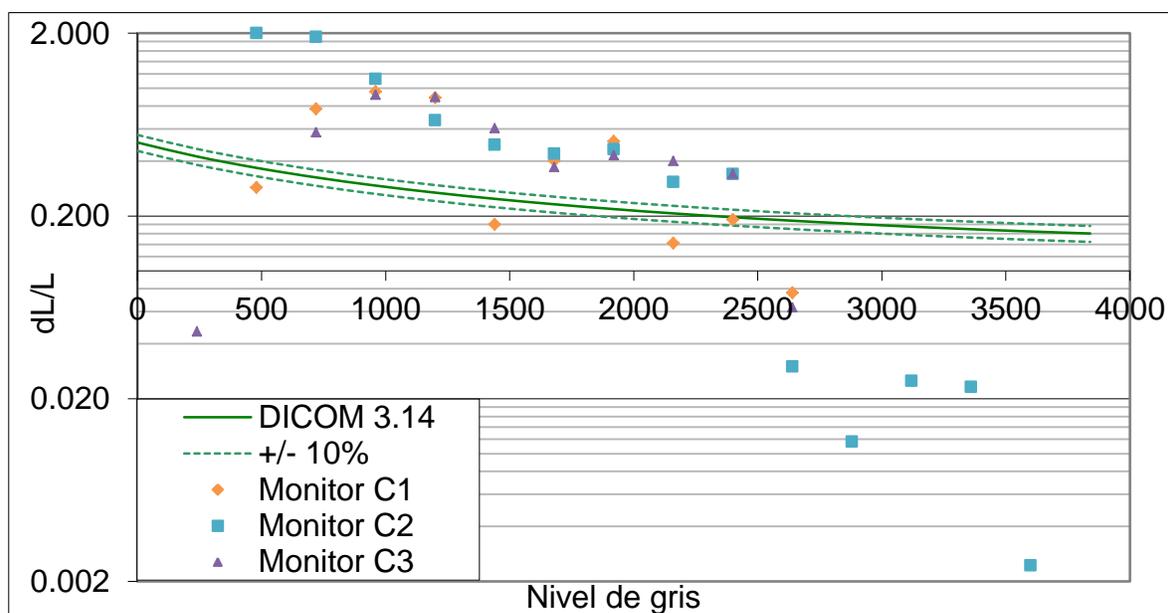


Figura 5.10: Curvas de luminancia monitores convencionales.

En la figura 5.11 se muestran las curvas de luminancia de los monitores de uso médico.

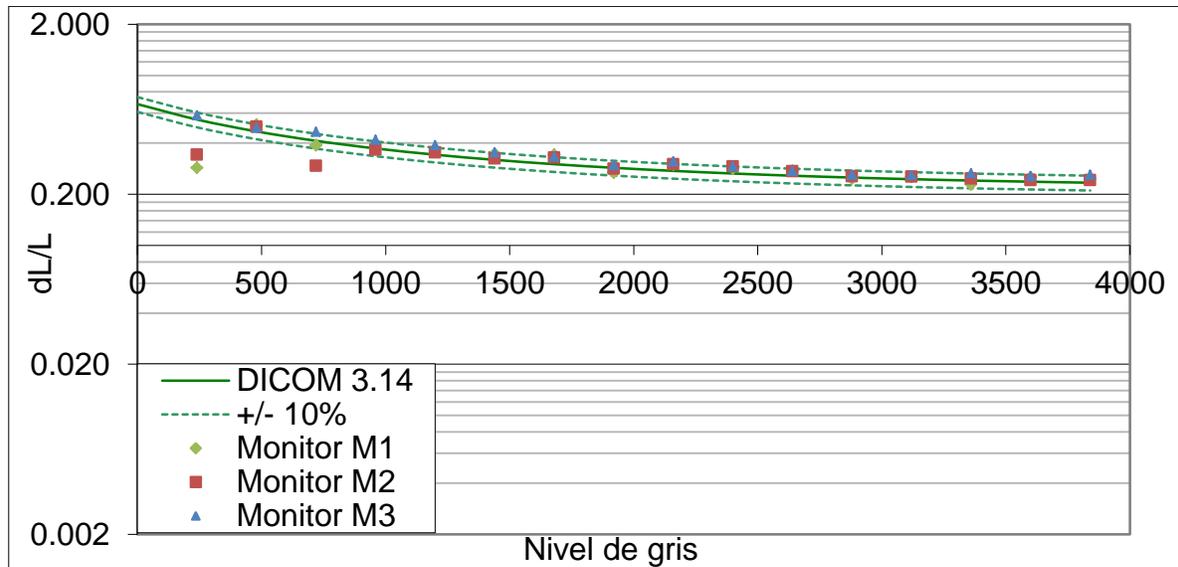


Figura 5.11: Niveles de luminancia en los monitores de uso médico.

En la tabla 5.23 se presentan los valores de la prueba uniformidad de luminancia en la pantalla del monitor para el patrón TG18-UNL10.

TG18-UNL10	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1 [$\frac{cd}{m^2}$]	Monitor C2 [$\frac{cd}{m^2}$]	Monitor C3 [$\frac{cd}{m^2}$]	Monitor M1 [$\frac{cd}{m^2}$]	Monitor M2 [$\frac{cd}{m^2}$]	Monitor M3 [$\frac{cd}{m^2}$]
Arriba izq.	0.5 ± 0.04	0.6 ± 0.04	0.4 ± 0.03	2.6 ± 0.18	2.2 ± 0.15	2.6 ± 0.18
Arriba der.	0.6 ± 0.04	0.3 ± 0.02	0.7 ± 0.05	2.2 ± 0.15	2.2 ± 0.15	2.5 ± 0.18
Centro	0.6 ± 0.04	0.6 ± 0.04	0.6 ± 0.04	2.5 ± 0.18	2.6 ± 0.18	2.5 ± 0.18
Abajo izq.	0.5 ± 0.04	0.2 ± 0.01	0.6 ± 0.04	2.5 ± 0.18	2.6 ± 0.18	2.6 ± 0.18
Abajo der.	0.6 ± 0.04	0.3 ± 0.02	0.8 ± 0.06	2.5 ± 0.18	2.6 ± 0.18	2.6 ± 0.18
Porcentaje	16.7 %	66.7 %	66.7 %	16.0 %	15.7 %	4.0 %
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO

Tabla 5.23: Resultados de la uniformidad de la luminancia de los monitores para el patrón de 10 % del brillo máximo.

A continuación se presentan los valores de la prueba uniformidad de la luminancia en la pantalla del monitor para el patrón TG18-UNL80.

TG18-UNL80	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1 $\left[\frac{cd}{m^2}\right]$	Monitor C2 $\left[\frac{cd}{m^2}\right]$	Monitor C3 $\left[\frac{cd}{m^2}\right]$	Monitor M1 $\left[\frac{cd}{m^2}\right]$	Monitor M2 $\left[\frac{cd}{m^2}\right]$	Monitor M3 $\left[\frac{cd}{m^2}\right]$
Arriba izq.	57.7 ± 4.04	54.1 ± 3.79	46.2 ± 3.23	98.0 ± 6.86	98.5 ± 6.90	130.0 ± 9.10
Arriba der.	62.2 ± 4.35	51.7 ± 3.62	49.5 ± 4.47	97.0 ± 6.79	95.3 ± 6.67	134.0 ± 9.38
Centro	77.6 ± 4.43	58.8 ± 4.12	57.4 ± 4.02	100.0 ± 7.00	99.8 ± 6.99	135.0 ± 9.45
Abajo izq.	57.2 ± 4.00	58.4 ± 4.09	49.3 ± 3.45	100.0 ± 7.00	100.3 ± 7.02	134.0 ± 9.38
Abajo der.	62.2 ± 4.35	58.4 ± 4.09	51.3 ± 3.59	100.0 ± 7.00	99.8 ± 6.99	132.0 ± 9.24
Porcentaje	26.3 %	12.1 %	19.5 %	3.0 %	5.0 %	3.7 %
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO

Tabla 5.24: Resultados de uniformidad de luminancia de los monitores para el patrón de 80 % del brillo máximo.

En la tabla 5.25 se presentan los resultados de la evaluación visual de luminancia.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
TG18-CT	NO SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO
TG18-MP	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	NO SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO

Tabla 5.25: Resultados de la evaluación visual de la luminancia.

Ruido

Criterio de aceptación (TG18-AFC): Se deben visualizar como mínimo, los detalles de los cuadrados de los tres cuadrantes con objetos de mayor definición, es decir el cuadrante superior derecho y los dos inferiores.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
TG18-AFC	2	2	2	4	4	4
RESULTADO	NO SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	NO SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO	SATIS-FACTORIO

Tabla 5.26: Resultados de ruido en los monitores, se indica cuántos cuadrantes se observan completos.

Velo luminoso

Criterio de aceptación (TG18-GV y TG18-GVN): En el patrón TG18-GV se deben distinguir, al menos, tres de los cinco objetos de bajo contraste para los monitores primarios. El patrón TG18-GV se debe mostrar en el monitor de forma que el punto central oscuro mida aproximadamente 1

cm de diámetro. Se debe examinar el área central con ayuda de un cono, que evita que el resto de la imagen brillante deslumbré al observador. El patrón TG18-GVN se emplea como complemento para poder emitir una calificación con el patrón TG18-GV.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
TG18-GV	2	2	2	4	4	5
TG18-GVN	4	4	4	5	5	5
RESULTADO GLOBAL DE LA PRUEBA	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.27: Resultados de la prueba velo luminoso.

Condiciones de visualización

Criterio de aceptación: La iluminancia ambiental en las salas de interpretación debe encontrarse en el intervalo de 2-10 lux.

Prueba	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
	Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor M1	Monitor M2	Monitor M3
Sala de interpretación	2	2	2	6	6	6
RESULTADO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO

Tabla 5.28: resultados de las condiciones de visualización.

5.4 Dosis

Dosis glandular promedio

Criterio de aceptación: La dosis glandular promedio debe ser menor a los valores mostrados en la tabla 5.29.

Espesor (mm)		DGP (mSv)
PMMA	Mama equivalente	Aceptable
20	21	< 1.0
30	32	< 1.5
40	45	< 2.0
45	53	< 2.5
50	60	< 3.0
60	75	< 4.5
70	90	< 6.5

Tabla 5.29: Límites de la dosis glandular promedio [13].

En las tablas 5.30 y 5.31 se muestran los valores usados para la prueba dosis glandular promedio.

Mastógrafo A							
Espesor PMMA (mm)	ESAK	mAs	Ánodo y filtro	Factor de corrección $1/r^2$	CHR	Factor $c * g$	Factor s
20	0.10	29.0	Mo/Mo	0.922	0.33	0.361	1
30	0.12	43.0	Mo/Mo	0.952	0.35	0.277	1
40	0.16	55.0	Mo/Mo	0.984	0.37	0.227	1
45	0.17	60.0	Mo/Mo	1.000	0.38	0.209	1
50	0.19	63.0	Mo/Mo	1.017	0.39	0.194	1
60	0.14	91.0	Mo/Rh	1.051	0.48	0.193	1.017
70	0.16	118.0	Mo/Rh	1.088	0.48	0.167	1.017

Tabla 5.30: Valores del Kerma, el factor $c * g$, y el coeficiente s, con los cuales se calcula la dosis.

Mastógrafo B							
Espesor PMMA (mm)	ESAK	mAs	Ánodo y filtro	Factor de corrección $1/r^2$	CHR	Factor $c * g$	Factor s
20	0.10	25.9	Mo/Mo	0.922	0.35	0.369	1
30	0.13	38.9	Mo/Mo	0.952	0.38	0.289	1
40	0.19	40.6	Mo/Mo	0.984	0.39	0.231	1
45	0.20	43.6	Mo/Rh	1.000	0.49	0.264	1.017
50	0.15	52.4	Mo/Rh	1.017	0.49	0.240	1.017
60	0.15	107.0	Mo/Rh	1.051	0.49	0.200	1.017
70	0.17	102.0	Mo/Rh	1.088	0.51	0.177	1.017

Tabla 5.31: Valores del Kerma, el factor $c * g$, y el coeficiente s, con los cuales se calcula la dosis.

En la tabla 5.32 se muestran los valores de la dosis, calculados para cada equipo.

Espesor PMMA (mm)	Mastógrafo A					Mastógrafo B				
	kV	mAs	DGP (mGy)	σ DGP (mGy)	RESULTADO	kV	mAs	DGP (mGy)	σ DGP (mGy)	RESULTADO
20	25	28	0.92	0.04	SATISFACTORIO	25	24	0.92	0.04	SATISFACTORIO
30	27	43	1.41	0.06	SATISFACTORIO	27	40	1.44	0.06	SATISFACTORIO
40	29	55	1.94	0.08	SATISFACTORIO	30	40	1.71	0.07	SATISFACTORIO
45	20	60	2.19	0.09	SATISFACTORIO	31	45	2.38	0.10	SATISFACTORIO
50	31	65	2.40	0.10	SATISFACTORIO	32	50	1.96	0.08	SATISFACTORIO
60	32	90	2.70	0.11	SATISFACTORIO	32	85	3.46	0.14	SATISFACTORIO
70	33	120	3.42	0.14	SATISFACTORIO	33	110	3.30	0.13	SATISFACTORIO

Tabla 5.32: Dosis glandular promedio.

5.5 Resumen global de resultados

En las siguientes tablas se muestra un resumen de los resultados obtenidos en la evaluación realizada a dos mastógrafos digitales y tres monitores de uso médico propiedad de un Hospital perteneciente al Sector Público (SSA) y a tres monitores de uso convencional

propiedad del IF-UNAM. En la tabla 5.33 se encuentran las pruebas de CC aplicadas a los mastógrafos, en la tabla 5.34 se encuentran las aplicadas a los monitores.

Prueba			Resultados					
			Mastógrafo A			Mastógrafo B		
Evaluación mecánica y visual del estado del mastógrafo			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Fuerza de compresión			PREVENTIVO			NO SATISFACTORIO		
Artefactos de la rejilla			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Repetibilidad del CAE			SATISFACTORIO			NO SATISFACTORIO		
Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Función de respuesta			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Homogeneidad			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Artefactos			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Calidad de imagen CDMAM (CDMAM Analyser)	Diámetro (mm)	Umbral Aceptable						
	0.1	< 1.68	0.83			1.14		
	0.25	< 0.35	0.21			0.25		
	0.5	< 0.15	0.11			0.11		
	1	< 0.09	0.06			0.06		
Constancia de la calidad de la imagen			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Resolución espacial			SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
Capa hemirreductora (CHR)	Tensión (kV)	B/F						
	25	Mo/Mo	SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
	27	Mo/Mo	SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
	29	Mo/Mo	SATISFACTORIO					
	30	Mo/Mo	SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
	31	Mo/Mo	SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
	32	Mo/Rh	SATISFACTORIO			SATISFACTORIO		
33	Mo/Rh	SATISFACTORIO			SATISFACTORIO			
Dosis glandular promedio (DGP)	Esesor	Tensión (kV)	B/F		Tensión (kV)	B/F		
	20	25	Mo/Mo	SATISFACTORIO	25	Mo/Mo	SATISFACTORIO	
	30	27	Mo/Mo	SATISFACTORIO	27	Mo/Mo	SATISFACTORIO	
	40	29	Mo/Mo	SATISFACTORIO	30	Mo/Mo	SATISFACTORIO	
	45	30	Mo/Mo	SATISFACTORIO	31	Mo/Mo	SATISFACTORIO	
	50	31	Mo/Mo	SATISFACTORIO	32	Mo/Mo	SATISFACTORIO	
	60	32	Mo/Rh	SATISFACTORIO	32	Mo/Rh	SATISFACTORIO	
70	33	Mo/Rh	SATISFACTORIO	33	Mo/Rh	SATISFACTORIO		

Tabla 5.33: Resumen de resultados obtenidos en las pruebas de control de calidad aplicadas a los dos mastógrafos.

Prueba	Evaluación	Monitor uso Convencional			Monitor uso Médico		
		Monitor C1	Monitor C2	Monitor C3	Monitor Int1	Monitor Int2	Monitor Int3
Inspección visual	Distorsión geométrica	98 %	98 %	97 %	100 %	100 %	100 %
	Calidad de imagen y artefactos	NO SATISFACTORIO	PREVENTIVO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
	Luminancia reflexión y ruido	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
	Resolución espacial	6	6	7	0	0	0
Distorsión geométrica	Porcentaje TG18-LPV	90 %	90 %	88 %	100 %	100 %	100 %
	Porcentaje TG18-LPH	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %
Resolución espacial	TG18-CX	6	6	7	0	0	0
Luminancia	TG18-LN	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	PREVENTIVO	PREVENTIVO	SATISFACTORIO
	TG18-UNL10	16.70 %	66.70 %	66.70 %	16.00 %	15.70 %	4.00 %
	TG19-UNL80	26.30 %	12.10 %	19.50 %	3.00 %	5.00 %	3.70 %
	TG18-CT	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	NO SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
	TG18-MP	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO	SATISFACTORIO
Ruido	TG18-AFC	2	2	2	4	4	4
Velo luminoso	TG18-GV	2	2	2	4	4	5
	TG18-GVN	4	4	4	5	5	5
Condiciones de visualización	Sala de interpretación	2	2	2	6	6	6

Tabla 5.34: Pruebas de CC realizadas a los seis monitores evaluados.

CAPÍTULO VI

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

6.1 Pruebas de Control de Calidad (CC)

Para llevar a cabo el CC en un servicio de mastografía, se deben evaluar todos los elementos involucrados en la cadena de obtención y visualización de la imagen, aplicando un mayor número de pruebas a las realizadas en este trabajo, debido a que el objetivo fundamental no está enfocado en aplicar un CC, sino en evaluar la calidad de la imagen y la dosis. Las pruebas seleccionadas dan información sobre el estado de funcionamiento del equipo y permiten identificar elementos que pueden afectar la calidad de imagen y la dosis. Las pruebas realizadas y los criterios de aceptación utilizados se encuentran en la tabla 4.1.

Evaluación mecánica y visual del estado del mastógrafo. Ambos equipos se encontraban funcionando adecuadamente.

Fuerza de compresión (modo motorizado). El mastógrafo A obtuvo una calificación preventiva, ya que se encontró que la diferencia entre el valor medido y el nominal fue mayor que 2 kg. El mastógrafo B obtuvo una calificación no satisfactoria, porque la diferencia entre la compresión nominal y la medida, no cumplió con las tolerancias, además el valor nominal medido superó los 20.4 kg.

La fuerza de compresión es un elemento muy importante en la toma del estudio, de no aplicase la fuerza necesaria, se pueden presentar artefactos por movimiento o por superposición de tejidos. Si se aplica en exceso, se puede producir daño a la paciente.

Artefactos de la rejilla. No se observaron, en las imágenes del maniquí estándar obtenidas en ambos equipos, artefactos producidos por la rejilla antidispersora, por lo que cumplieron con el criterio de aceptación.

Repetibilidad del CAE. El mastógrafo A obtuvo una calificación satisfactoria. El mastógrafo B obtuvo valores no satisfactorios, debido a que la diferencia entre los valores de la RSR es mayor que el 5 %. La RSR se mide en una región de interés (ROI) de 4 cm^2 situada a 6 cm del borde que corresponde a la pared del tórax, centrada lateralmente.

En la repetibilidad del CAE se evalúa la RSR en cinco imágenes para poder verificar que la coincidencia de ésta es confiable, en este caso, sólo se pudieron adquirir dos imágenes para realizar esta prueba. Se recomienda repetir la prueba evaluando cinco imágenes.

Compensación del CAE con el espesor y composición de la mama. Ambos mastógrafos aprobaron, ya que la relación contraste-ruido (RCR), en las imágenes de una placa de aluminio de 0.2 mm de espesor es estable, al variar el espesor de acrílico.

Función de respuesta. Los dos equipos obtuvieron calificaciones satisfactorias. Determinar este parámetro permite determinar el intervalo de valores de la exposición o valores del KAD adecuados para obtener la imagen, también permite determinar el valor medio de pixel offset. Esta prueba se realizó con valores de referencia (Mo/Mo, 28 kV), seleccionados previamente, por ello, no se emplearon las técnicas radiográficas obtenidas en la prueba de repetibilidad del CAE.

Homogeneidad. Ambos mastógrafos obtuvieron calificaciones satisfactorias. Es importante comentar que el mastógrafo A presentó pixeles muertos, en un área cercana al borde del tórax

del detector (ver figura 6.1), siendo ésta una región del detector muy importante. Pese a este problema, al hacer el análisis la prueba cumple con el criterio de aceptación.

232.96x286.72 mm (3328x4096); 16-bit (inverting LUT); 26MB

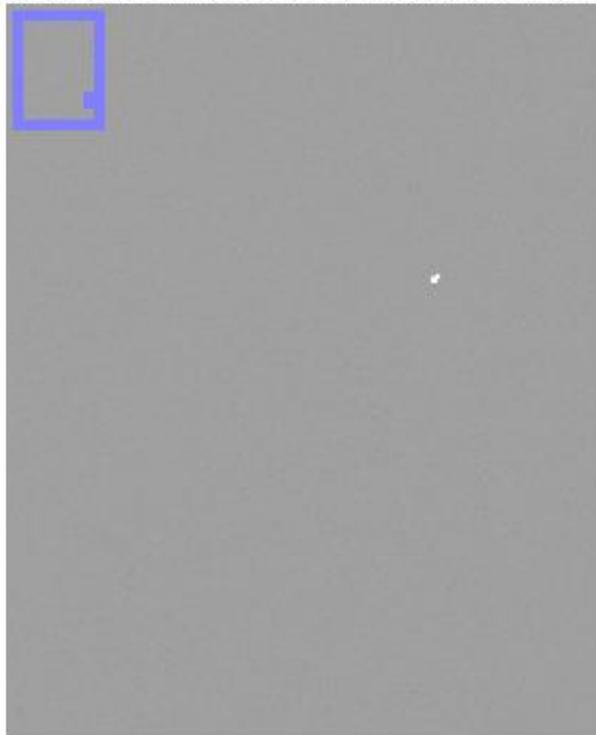


Figura 6.1: Imagen de homogeneidad para el mastógrafo A, con zoom de 200 %.

Capa hemirreductora. Se midieron en los dos equipos para las calidades de haz obtenidas en la prueba de compensación del CAE con el espesor y composición de la mama, cumpliéndose con el criterio de aceptación en todos los casos.

6.2 Calidad de imagen

Artefactos. Los dos sistemas cumplieron con los criterios de aceptación, ya que visualmente no se podían observar defectos en la imagen, a pesar de que el resultado en la prueba de homogeneidad no fue satisfactorio.

Constancia de la calidad de la imagen. Los dos equipos obtuvieron calificaciones satisfactorias cumpliendo con los criterios de aceptación, al observarse en cada equipo un mayor número de fibras, grupos de microcalcificaciones y masas que el mínimo establecido, y comportándose de manera constante respecto a evaluaciones previas.

Resolución espacial. Los dos equipos cumplieron con los criterios de aceptación, ya que con el patrón de barras se observan para ambos equipos más de 6 pl/mm.

Calidad de imagen. En este trabajo se utilizó un maniquí de contraste-detalle para esta evaluación. Se determinó el umbral de contraste-detalle por medio de tres visualizadores humanos y el programa CDMAM Analyser. Es importante mencionar que el criterio de

aceptación está establecido sólo para discos de oro con cuatro diámetros diferentes, aunque el programa arroja resultados para todos los diámetros.

- *Programa de cómputo.* El resultado obtenido por medio del programa CDMAM Analyser fue satisfactorio para los mastógrafos A y B. Los valores obtenidos indican que la calidad de la imagen producida por ambos equipos es semejante a los valores deseables. Es importante comentar que el análisis hecho con el CDMAM Analyser, no depende de los monitores de interpretación ni de las características de la sala en el que se encuentren para poder emitir un resultado y éste se obtiene en un periodo de tiempo corto.
- *Observadores humanos.* En cuanto a los análisis realizados por los visualizadores humanos (V1, V2, y V3), de acuerdo con la tabla 5.14 se tiene que para el mastógrafo A, el visualizador V1 en el disco de diámetro 0.25 mm entregó resultados preventivos, en los discos de 0.10, 0.50 y 1.00 mm los resultados fueron satisfactorios. El visualizador V2, entregó que el disco con diámetro 0.10 mm no cumplió con los criterios de la prueba, los discos con diámetros de 0.25 y 1.00 mm obtuvieron una calificación preventiva, el de 0.50 mm satisfizo la prueba. El visualizador V3, a los discos con diámetros de 0.25 y 0.50 mm los calificó de manera preventiva, mientras que el 0.10 y 1.00 mm cumplieron con los criterios. Para el mastógrafo B, el visualizador V1 otorgó al disco de 0.25 mm una calificación preventiva, los de 0.10, 0.50 y 1.00 mm obtuvieron valores aprobatorios. El visualizador V2 entregó calificaciones no satisfactorias para los cuatro discos. El visualizador V3 calificó de manera preventiva el disco de diámetro 0.25 mm, a los tres discos restantes, 0.10, 0.50 y 1.00 mm, les otorgó una calificación aprobatoria.

Dos de los visualizadores (V1 y V3) tenían conocimiento teórico del uso y de la evaluación del maniquí, pero no la experiencia práctica para evaluar las imágenes del CDMAM. El visualizador (V2) fue un Médico Radiólogo que no tenía experiencia, ni conocimiento, en la evaluación de las imágenes del maniquí, pero si la experiencia con el manejo de imágenes mamográficas y el uso de los monitores.

Al ver los resultados reprobatorios de la evaluación hecha por el visualizador V2 al mastógrafo B y ver las diferencias con respecto a los obtenidos por el CDMAM Analyser y los dos visualizadores, se propusieron dos posibles razones por las cuales difieren tanto. La primera que el visualizador V2 al no tener el conocimiento adecuado y no manipular adecuadamente todas las herramientas que se podían emplear, no calificó de manera óptima las imágenes. La segunda fue que los visualizadores V1 y V3 cometieron errores al ver las imágenes, pero al ver los resultados de estos dos eran semejantes a los del software, se determinó consultar al visualizador V2 para ver si había tenido algún problema en la evaluación de las imágenes.

En consecuencia se planteó volver a capacitar al visualizador para que pudiera calificar los resultados de la prueba. Posteriormente, se realizó el análisis y el visualizador contó con asistencia permanente. Al realizar la calificación, se observó un incremento significativo en la curva del umbral de contraste-detalle, aun así, los discos de diámetros 0.10 y 0.25 mm fueron calificados fuera de lo aceptable, los discos de 0.50 y 1.00 mm cumplieron los criterios de la prueba.

Una imagen utilizada para el diagnóstico médico, en particular una mamografía, es esencial que contenga la información necesaria para realizar un diagnóstico acertado, y ésta pueda ser interpretada por el Médico Radiólogo sin importar si su apariencia es estéticamente agradable [17].

En la tabla 6.1 se enlistan los resultados del visualizador humano que observó de manera correcta el mayor número de discos de oro y los del programa CDMAM Analyser, de igual manera se presenta el cociente para ver cuál fue diferencia de detección entre ambos.

Diámetro (mm)	Espesor mastógrafo A (μm)		
	V1	CDMAM Analyser	CDMAM Analyse
			V1
0.08	2.00	1.49	0.75
0.10	1.00	0.83	0.83
0.13	1.00	0.52	0.52
0.16	0.50	0.41	0.82
0.20	0.50	0.30	0.60
0.25	0.36	0.21	0.58
0.31	0.20	0.17	0.85
0.40	0.16	0.13	0.81
0.50	0.13	0.11	0.85
0.63	0.10	0.09	0.90
0.80	0.08	0.07	0.88
1.00	0.06	0.06	1.00

Tabla 6.1: Resultados prueba umbral de contraste para del visualizador V1 y el CDMAM Analyser.

Como puede observarse el CDMAM Analyser tiene un poder de detección mayor que el de un observador (ver Apéndice 2), esto se puede atribuir a distintos factores como lo son: el monitor en el cual se están visualizando las imágenes, las condiciones de visualización, el entrenamiento que posean los ojos del visualizador, el grado de cansancio del visualizador, etc.

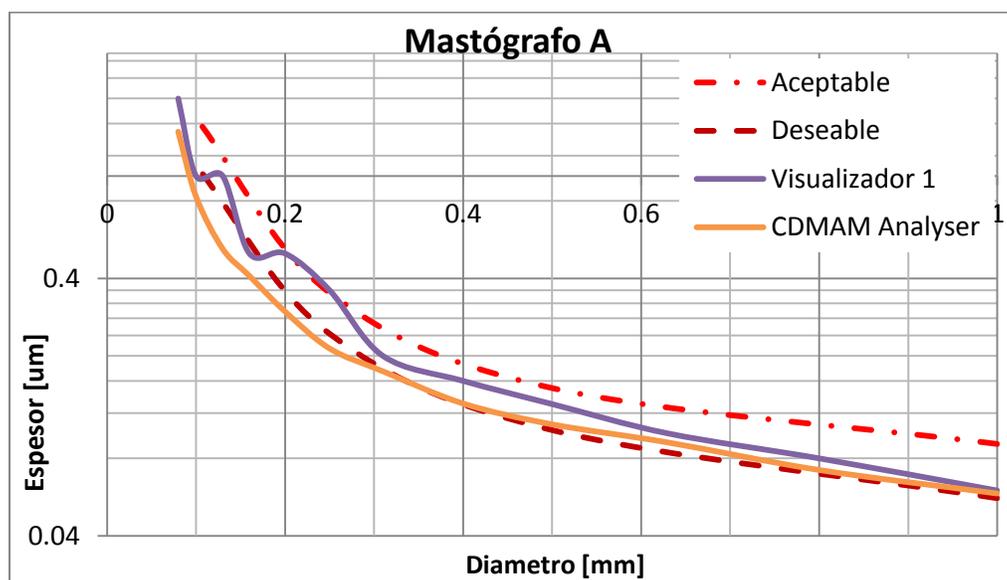


Figura 6.2: Resultados prueba umbral de contraste para del visualizador V1 y el CDMAM Analyser.

6.3 Monitores de visualización

Inspección visual (Patrón Múltiple TG18-QC). Se evaluaron los siguientes cuatro puntos:

- *Distorsión geométrica.* En los seis monitores no se observó ningún tipo de alteración que afectara la continuidad y la geometría de las líneas en la imagen a analizar.
- *Calidad de imagen general y artefactos.* En los tres monitores convencionales se detectaron problemas de píxeles defectuosos, artefactos y se observó un corrimiento de la imagen en el eje vertical hacia la izquierda perceptible al observar la imagen a una distancia menor que 10 cm. En los monitores C1 y C2 se detectó inestabilidad en el brillo, ya que en cualquier momento parpadeaba la pantalla, el C3 no presentó este parpadeo. Los monitores de uso médico cumplieron con los criterios de aceptación y no presentaron anomalías en la calidad de la imagen y no se detectaron artefactos.
- *Luminancia, reflexión y ruido.* Para los monitores convencionales las 16 áreas de luminancia no presentaron diferencia en dos áreas consecutivas. Los objetos de bajo contraste situados en las cuatro esquinas de cada área no se observaron. De las 14 letras de bajo contraste que forman la frase QUALITY CONTROL, que se encuentran en las áreas izquierda y derecha, se observaron 10, en el área central se observaron 12. Es necesario poder observar todas las letras. Los monitores convencionales no cumplieron con los requerimientos. Los de uso médico no presentaron problemas con respecto a las 16 áreas de luminancia; en cuanto a los cuatro objetos de bajo contraste dentro de cada una de las 16 áreas se observaron sin problema el 90 %, el resto se analizaron más detenidamente para identificarlos correctamente. Las letras de bajo contraste se identificaron sin ningún problema.
- *Resolución espacial.* De los monitores convencionales cada equipo presentó problemas obteniendo una calificación de 6. En cuanto a los grupos de pares de líneas sólo se observó de manera correcta el grupo de mayor contraste, el segundo no se desplegó correctamente. Los tres monitores de uso médico obtuvieron la calificación 0 por lo cual obtuvieron una calificación satisfactoria, por ser menor que 4 el límite aceptable.

Distorsión geométrica. Al desplegar el patrón TG18-LPH (similar al de la figura 4.9), en los monitores convencionales se presentó un corrimiento de la imagen por lo cual las líneas horizontales se observaron un poco más gruesas (del orden de un par de píxeles) y siempre se conservó la geometría de las líneas, por lo anterior los monitores cumplieron con los criterios de aceptación para el patrón empleado. En cuanto al patrón TG18-LPV (ver figura 4.9), no se presentó ningún tipo de distorsión y se mantuvo la geometría del mismo, en consecuencia los monitores obtuvieron una calificación satisfactoria. Los tres monitores de uso médico no presentaron ningún tipo de alteración en el despliegue y visualización de ambos patrones, por lo cual obtuvieron calificaciones satisfactorias.

Resolución espacial. Usando el patrón TG18-CX (ver figura 4.13), para los tres monitores convencionales se obtuvieron resultados no satisfactorios, debido a que en las figuras Cx, los cinco puntos que conforman la x se observaron como dos líneas. Al comparar con los patrones de referencia, se calificó con un 6, mayor que el valor máximo aceptable que es 4. En el caso de

los tres monitores de uso médico se obtuvieron calificaciones satisfactorias, ya que los tres obtuvieron la calificación 0, de acuerdo con el esquema de evaluación de referencia.

Luminancia. Esta prueba está constituida por cuatro evaluaciones, dos cuantitativas y dos visuales.

En la verificación de la luminancia se emplean 18 patrones TG18-LN. La evaluación de los tres monitores convencionales (C1, C2, C3) entregó calificaciones no satisfactorias, todos los valores medidos se encuentran fuera del comportamiento esperado para poder ser empleados como monitores de uso médico. Con respecto a los monitores de uso médico (M1, M2, M3), en el Monitor M1 un valor se encontró fuera de lo aceptable, en el Monitor M2 dos de los valores se encontraron fuera de los valores aceptables, el Monitor M3 entregó resultados satisfactorios (figura 5.11).

Para los monitores convencionales empleando el TG18-UNL10 (10 % del brillo máximo), el C1 obtuvo una calificación satisfactoria, mientras que el C2 y el C3 obtuvieron calificaciones no satisfactorias. Los tres monitores de uso médico obtuvieron calificaciones satisfactorias, al obtener un porcentaje en la uniformidad de luminancia menor que el 30 %. Los tres monitores convencionales empleando el TG18.UNL80 (80 % del brillo máximo), obtuvieron calificaciones satisfactorias. Los monitores de uso médico obtuvieron calificaciones satisfactorias.

La primera prueba visual consiste en evaluar el patrón TG28-CT. Con los tres monitores convencionales se obtuvieron calificaciones no satisfactorias para este patrón, debido a que no se pudieron observar correctamente los objetos de bajo contraste que se encuentran en las esquinas y en el centro de cada cuadro. Los monitores de uso médico aprobaron la prueba, ya que todos los objetos de bajo contraste se observaron sin ningún problema.

La segunda evaluación visual de luminancia se llevó a cabo con el patrón TG18-MP. Para los monitores convencionales se obtuvieron resultados satisfactorios, ya que no se mostraron discontinuidades y se observaron de manera correcta las transiciones de la escala de grises. En cuanto a los monitores de uso médico, de igual manera se obtuvieron calificaciones satisfactorias.

Ruido. Los monitores de uso convencional obtuvieron calificaciones no satisfactorias, al no observarse todos los puntos de bajo contraste del tercer cuadrante. En los monitores de uso médico se pudieron apreciar de manera adecuada los cuatro cuadrantes del patrón, por lo cual obtuvieron calificaciones satisfactorias.

Velo luminoso. Los monitores de uso convencional no cumplieron la prueba para el patrón TG18-GV, ya que en los tres sólo se observaron por completo dos círculos de bajo contraste. Los monitores de uso médico cumplieron con los criterios de aceptación ya que con los monitores M1 y M2 se observaron 4 círculos, mientras que en el monitor M3 se observaron cinco círculos de bajo contraste. La evaluación del patrón TG18-GVN con los monitores convencionales se obtuvieron calificaciones satisfactorias al poder observar de manera correcta cuatro de los cinco círculos. Los monitores de uso médico obtuvieron de igual manera calificaciones satisfactorias al evaluar el patrón.

Condiciones de visualización. La sala en la cual se encontraban los monitores de uso convencional cumplió satisfactoriamente con la evaluación ya que se midió un nivel de

iluminancia de 2 lux. Con respecto a los monitores de uso médico el monitor M2 y el M3 se encontraban en la misma sala de interpretación, el monitor M1 en otra sala de interpretación, ambas salas cumplieron satisfactoriamente con la prueba, ya que se registraron en ambas valores de iluminancia de 6 lux en condiciones clínicas.

6.4 Dosis

Dosis glandular promedio. Fue medida en los dos equipos para las calidades de haz obtenidas en la prueba de compensación del CAE con el espesor y composición de la mama, cumpliéndose con los criterios de aceptación para todos los espesores.

En los dos equipos se cumplió con lo establecido en la NOM-229-SSA1-2002, la cual establece que la dosis glandular promedio en una proyección cráneo caudal para una mama compuesta por 50 % tejido glandular 50 % tejido adiposo, de 4.5 cm de espesor, no debe exceder 3 mGy por proyección, para una calidad de haz Mo/Mo.

CAPÍTULO VII
CONCLUSIONES

En este trabajo se evaluó la calidad de imagen usando un maniquí de contraste-detalle CDMAM versión 3.4 y la dosis de radiación asociada a dos equipos de mamografía digitales y tres monitores de uso médico propiedad de un Hospital perteneciente al Sector Público (SSA), así como tres monitores de uso convencional propiedad del Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM). Se aplicaron pruebas de Control de Calidad (CC) a los dos equipos de mastografía utilizando como base el protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico 2011 [14a], las pruebas aplicadas a los monitores se basaron de acuerdo al protocolo de la American Association of Physicist in Medicine (AAPM) por el Task Group 18 (TG18). Estas pruebas se realizaron con el fin de saber el estado de funcionamiento en el que se encontraban los equipos. Para evaluar la calidad de la imagen se utilizó un maniquí de contraste-detalle, para calificar las imágenes se utilizaron visualizadores humanos y al programa de cómputo CDMAM Analyser.

El mastógrafo A cumple al 100 % con las pruebas de control de calidad, sin embargo, se obtuvieron valores preventivos en la compresión, y en la homogeneidad, se observaron pixeles defectuosos en el detector. El mastógrafo B cumple con el 85 % de las pruebas, no cumple con los criterios de aceptación en la repetibilidad del CAE y la fuerza de compresión, ya que los compresores no están correctamente calibrados y ajustados para impedir una compresión mayor que la de referencia.

Para evaluar la calidad de imagen producida por dos mastógrafos digitales se utilizó el maniquí CDMAM 3.4. Los resultados indican que ambos equipos cumplen satisfactoriamente con los criterios de aceptación establecidos para la evaluación realizada vía programa de cómputo. Los resultados obtenidos por medio de los tres visualizadores humanos, mostraron resultados no aceptables, ya que en algunos puntos la curva de contraste-detalle tiene valores fuera del límite establecido, relacionado con la falta capacitación y experiencia necesarias para la evaluación de la prueba. En el caso del visualizador humano los resultados tienen una dependencia intra e inter-observador, también existe una alta dependencia con las características de la sala de interpretación, es decir, condiciones de visualización y el funcionamiento de los monitores. Al comparar los resultados obtenidos con los visualizadores humanos y el programa de cómputo, se comprobó que el programa detecta de una manera uniforme el umbral de contraste-detalle, en cambio un visualizador entrega curvas oscilantes, también se observó que el hecho de que una persona esté acostumbrada a manejar y evaluar estudios mamográficos, no implica que tenga el conocimiento adecuado para realizar la evaluación de las imágenes obtenidas con el CDMAM, ya que el visualizador V2, una médico radiólogo, tuvo problemas en la calificación de las imágenes, por estar acostumbrada a manipular los estudios de un modo diferente al empleado con las imágenes del CDMAM, por lo que, quien evalúe las imágenes de umbral de contraste debe ser personal altamente capacitado con experiencia teórica y práctica para evaluar la prueba de una manera óptima.

Respecto a la dosis, los dos equipos cumplieron con el criterio de aceptación establecido en el protocolo español y en la normativa nacional, esta última establece que para una proyección cráneo-caudal la dosis glandular promedio debe ser menor que 3 mGy, cabe mencionar que este valor es orientativo y que para irradiaciones médicas no existen límites o restricciones de dosis de radiación.

En relación con la evaluación de los monitores, los de uso convencional no cumplen con los requisitos mínimos establecidos en las guías internacionales para su uso como monitores de interpretación. Se corroboró la necesidad de contar con monitores adecuados con objeto de que el Médico Radiólogo cuente con toda la información de interés diagnóstico.

Se evaluaron las salas de interpretación ubicadas en el IFUNAM y en un Hospital perteneciente al Sector Público, en ambos casos las salas cumplieron con los criterios de aceptación. Es indispensable valorar los monitores y las condiciones de visualización antes de realizar la evaluación de las imágenes obtenidas en la aplicación de las pruebas de CC, con el fin de no tener agentes externos que interfieran con la visualización y conduzcan a una evaluación errónea.

Es necesario contar con normativa nacional que establezca las pruebas de control de calidad que se deben realizar a los equipos de mamografía digital, así como a los monitores de interpretación, donde se especifique la frecuencia de las mismas, los requisitos que deben cumplir todos los componentes involucrados en la cadena de adquisición de la imagen. Se debe contar con personal altamente capacitado para la realización de estas pruebas (Físico Médico).

La mamografía debe ser una herramienta adecuada para que el Médico Radiólogo pueda realizar una buena interpretación, para ello es necesario que se pongan en marcha programas de garantía de calidad permanentes, los cuales incluyan pruebas de control de calidad que evalúen los procesos involucrados en la formación de imagen (adquisición, procesamiento, visualización), con el fin de llevar a cabo los ajustes necesarios para garantizar que las imágenes obtenidas son de alta calidad diagnóstica, siempre tomando en cuenta la dosis de radiación impartida a la paciente.

REFERENCIAS

- [1] 6. Cotran RS, Robbins SL, y Kumar V, (1999), Patología Estructural y Funcional, Mc-Graw Hill, 6ª ed., 7. Kopans D, Breast Imaging, 2nd ed., 1999, Lippincott-Raven, Philadelphia, EUA
- [2] Estados Unidos Mexicanos. Secretaría de Salud, (2011). NORMA Oficial Mexicana NOM-041-SSA2-2011, Para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama.
- [3] Brandan y Villaseñor, (2006). Detección del Cáncer de Mama: Estado de la Mamografía en México. Cancerología, (147-162).
- [4] Villaseñor Y. MAMOGRAFÍA. <http://www.incan.salud.gob.mx/contenido/medicos/direccion/mamografia.html>. Última actualización el 12 de Noviembre del 2008.
- [5] Walter Huda, Anthony M. Sajewicz, Kent M. Ogden, (2002). How Good Is the ACR Accreditation Phantom for Assessing Image Quality in Digital Mammography?. Academic Radiology, Vol 9, No 7, (764-772).
- [6] Bijkerk, K.R., J.M. Lindeijer and Thijssen. Manual contrast-detail phantom CDMAM 3.4 & CDMAM Analyser software V1.2. Radboud University Nijmegen, The Netherlands.
- [7] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, John M. Boone, 2002. The essential physics of medical imaging. USA: Tony DeGeorge.
- [8] Ruiz Trejo CG. Calidad de imagen y dosis en mamografía. Evaluación de dos servicios de salud pública en el Distrito Federal. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica); UNAM, 2001.
- [9] E.B. Podgoršak, (2005). Radiation Physics for Medical Physicists, Springer, Germany.
- [10] Madrid, España. Sociedad Española de Física Medica, (2008). Protocolo de control de calidad en mamografía digital. (45).
- [11] Torres Cabrera, R., (2010). Mamografía digital: estado actual de la tecnología. Radiología, (7-13).
- [12] Estados Unidos Mexicanos. Secretaría de Salud, (2006). NORMA Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X.
- [13] Norma de la AAPM TG18, Assesment of Display Performance for Medical Imaging Systems, Preprint DRAFT version 9.0, 9/10/2002.
- [14] Madrid, España. Sociedad Española de Física Medica, (2011). Protocolo de control de calidad en mamografía digital. (45)

- [15] Dance RD, Skinner CL, Young KC, Beckett JR and Kotre CJ. 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol* 45: 3225-3240.
- [16] Naxi Cansino Gonzalez, (2012). Mamografía: Control de calidad en un programa de detección temprana del cáncer de mama. Tesis de Licenciatura en Física. FC UNAM 2012.
- [17] Moreno Ramírez Adriana. Control de calidad en radiografía computarizada (CR) para mamografía. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica).
- [18] M Chevalier, R Torres. Fecha de recepción: 06/05/2010 - fecha de aceptación: 11/05/2010. Mamografía digital. Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.
- [19] Ansel Adams. La Cámara. Omnicón S.A., 1993 Madrid, España; pp. 163–167.
- [20] Manual del fotómetro Minolta Autometer 4F, Konica.
- [21] Kenneth C. Young, James J.H. Cook, and Jennifer M. Oduko, (2006), Automated and Human Determination of Threshold Contrast for Digital Mammography Systems. Berlin.
- [22] Kenneth C. Young*, Abdulaziz Alsagera, Jennifer M. Odukoa, (2008), Evaluation of software for reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems. Guildford, UK; Leuven, Belgium; Nijmegen, The Netherlands.
- [23] N. Karssemeijer and M.A.O. Thijssen, (1996). Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis. Amsterdam.
- [24] Darío Kunik. Introducción al Programa ImageJ. <http://difusion.df.uba.ar/ConectarIgualdad/ImageJ.pdf>.
- [25] Manuel Graña. Procesos básicos de imagen usando ImageJ. Master Ingeniería Biomédica UPV/EHU.
- [26] frank.rogge@pandora.be, (2005). LUCMFR. QA-distribution: a set of plugin applications for ImageJ. UZ Leuven.
- [27] Ackerman SJ, Gitlin JN, Gayler RW, Flagle CD, Bryan RN. (1993). Receiver operating characteristic analysis of fracture and pneumonia detection: Comparison of laser-digitized workstation images and conventional analog radiographs. *Radiology* 186:263–268.
- [28] Scott WW, Bluemke DA, Mysko WK, Weller GER, Kelen GD, Reichle RL, Weller JC, Gitlin JN. (1995). Interpretation of emergency department radiographs by radiologists and emergency

medicine physicians: Teleradiology workstation versus radiograph readings. Radiology 195:223-229.

[29] Scott WW, Rosenbaum JE, Ackerman SJ, Reichle RL, Magid D, Weller JC, Gitlin JN. (1993). Subtle orthopedic fractures: Teleradiology workstation versus film interpretation. Radiology 187:811-815.

[30] Keller PA. Electronic Display Measurement: Concepts, Techniques and Instrumentation. New York: John Wiley & Sons, Inc, 1997.

[31] Lippincott H. (ed.). The CRT Book, The ABCs of CRTs. Rockford, IL: Clinton Electronics Corp., 1988.

[32] Dance DR, Young KC, Van Engen RE. 2009. Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols, Phys Med Biol 54: 4361-4372.

APENDICE I

MANUAL ImageJ

I.1 Introducción

ImageJ es un programa de procesamiento de imagen digital. Permite realizar operaciones sencillas sobre imágenes, como ajustar el contraste, transformar una imagen a color en una en blanco y negro. Además se puede utilizar para efectuar operaciones sobre las imágenes. Un ejemplo de esto es resaltar algunos detalles y ocultar otros, esto gracias a que fue diseñado con una arquitectura abierta que proporciona extensibilidad vía plugins (es un complemento computacional que se relaciona con un programa [en este caso ImageJ] y que permite realizar tareas nuevas y específicas) Java y macros (macroinstrucciones) grabables. Por lo cual se pueden desarrollar plugins de barrido, análisis y procesamiento personalizado usando el editor incluido en ImageJ y un compilador Java.

I.2 Método para instalar ImageJ

Para instalar ImageJ en una computadora se realizara lo siguiente: Se ingresará desde internet a la página “<http://rsbweb.nih.gov/ij/>” en la cual se encuentra toda la información que describe al programa, al igual que links para descargarlo, usando para cualquier sistema operativo. En este caso se mostrará cómo instalarlo en una PC con Windows 7.

Ya en la página para comenzar la descarga, le damos clic en “Download” y seleccionaremos la versión para nuestro sistema operativo. Ya descargado el programa, vamos a la carpeta donde se guardó la aplicación, la seleccionamos y en la ventana que se desplegará seleccionamos “Ejecutar” (ver Figura 1), a continuación se abrirá otra ventana preguntando si desea permitir que el programa realice cambios en el equipo, por lo que se seleccionará “Aceptar”.

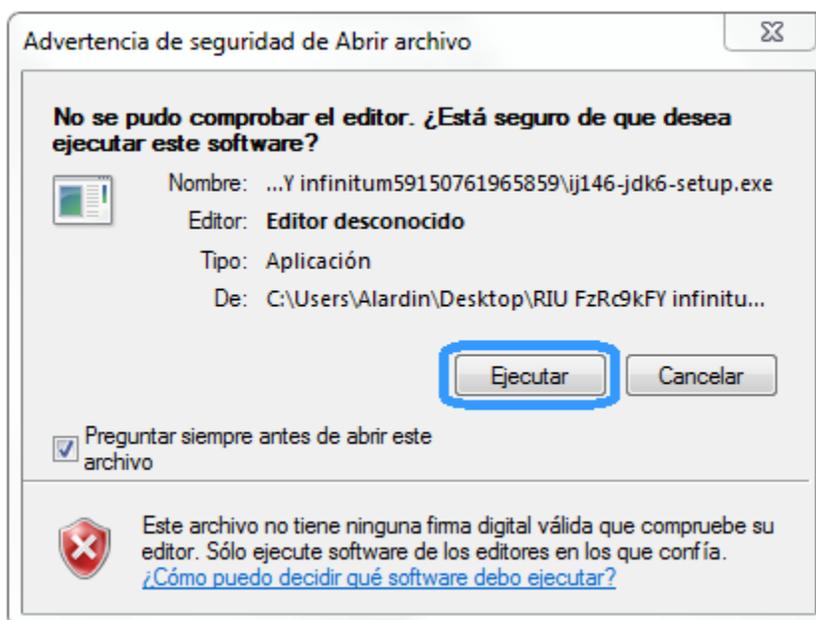


Figura 1: Empezando la instalación.

En seguida se desplegarán una serie de ventanas en las cuales se presentarán: la versión que se instalará (en este caso la versión 1.46r), el folder en el cual queremos instalar el programa, el lugar en el cual se quieren crear los accesos directos, otras tareas que se realizarán al instalar el programa, terminando estos pasos comenzará la instalación (ver figura 2(A)). Seguido de esto daremos clic en “Finish”, para terminar la instalación (ver Figura 2 (B)). A continuación se abrirá el programa automáticamente.

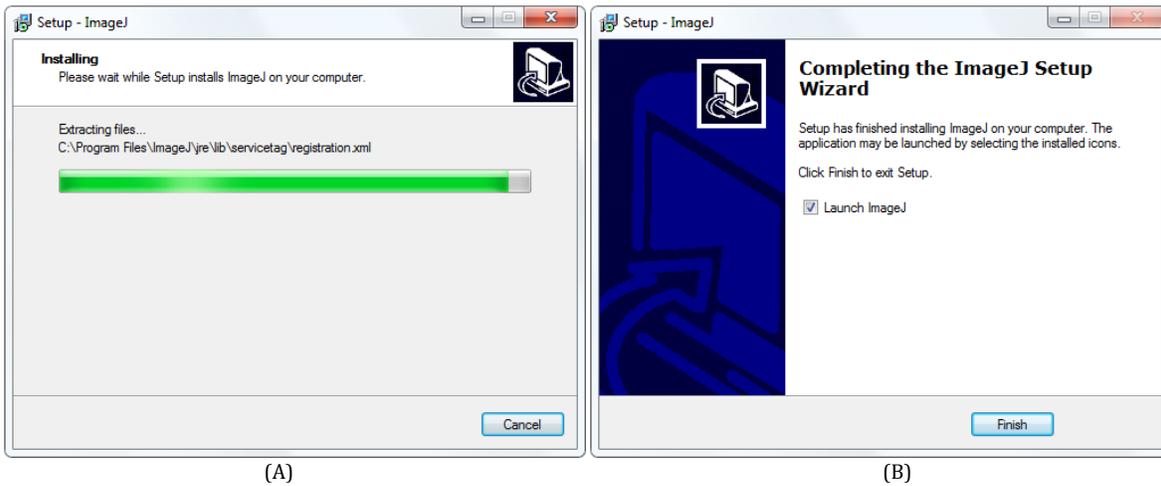


Figura 2: Procesos de instalación del programa.

I.3 Empezar a utilizar el programa

Ya instalado dar doble clic sobre el icono del programa. En seguida se abrirá una pequeña ventana en la cual se encuentra la barra del menú y algunas herramientas básicas (ver figura 3).

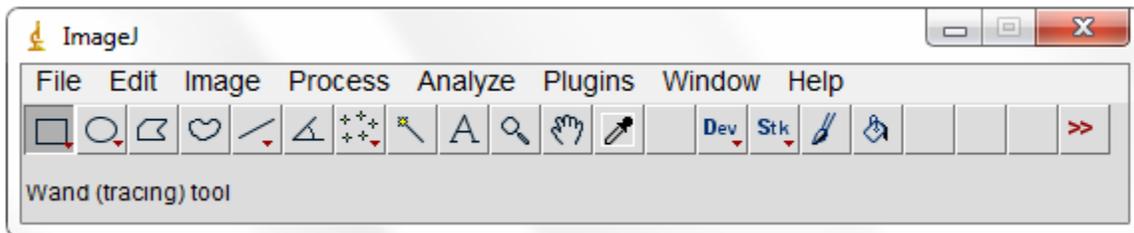


Figura 3: Ventana del programa.

Método para abrir una imagen

Seleccionar en la barra del menú la opción "File", de las opciones desplegadas dar clic en "Open". En la ventana que se abrirá buscar la carpeta que contiene la imagen que se analizará, se selecciona y se da clic en abrir (Figura 4).

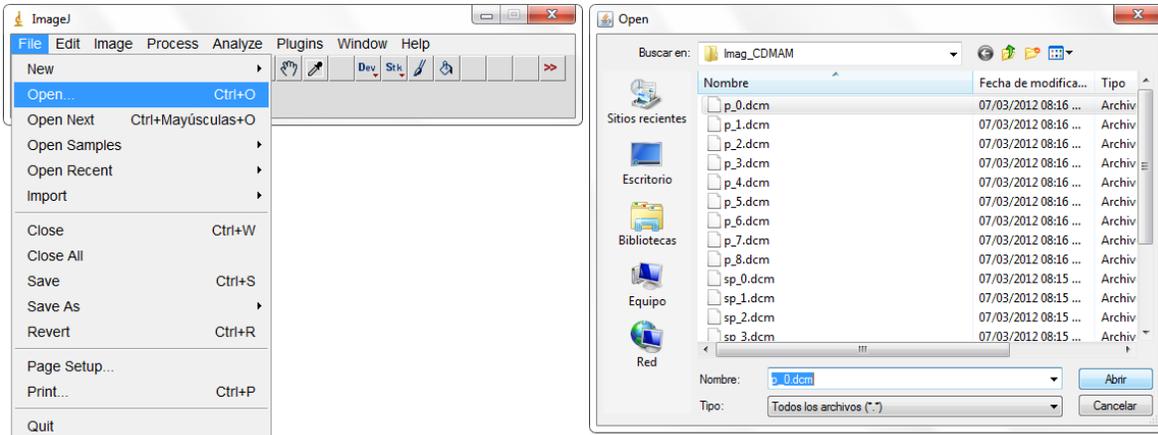


Figura 4: Método para abrir una imagen.

Si se desean abrir varias imágenes al mismo tiempo, esto se puede realizar de las siguientes maneras:

Método 1. Seleccionar en la barra del menú la opción “File”, dar clic en “Import” seleccionar la opción “Image Sequence”. A continuación se abrirá una nueva ventana en la que se buscará la carpeta que contiene las imágenes que se quieren analizar, a continuación, del grupo de imágenes se selecciona una imagen (no importa cuál) y se da clic en abrir. Se abrirá una ventana en la cual se especificará cuáles imágenes se abrirán, así como otras opciones que se pueden cambiar (ver figura 5). Terminando de elegir las opciones para la secuencia de imágenes dar clic en “OK” para abrir las imágenes, las cuales se desplegarán en una sola ventana pudiendo cambiar fácilmente entre una y otra imagen.

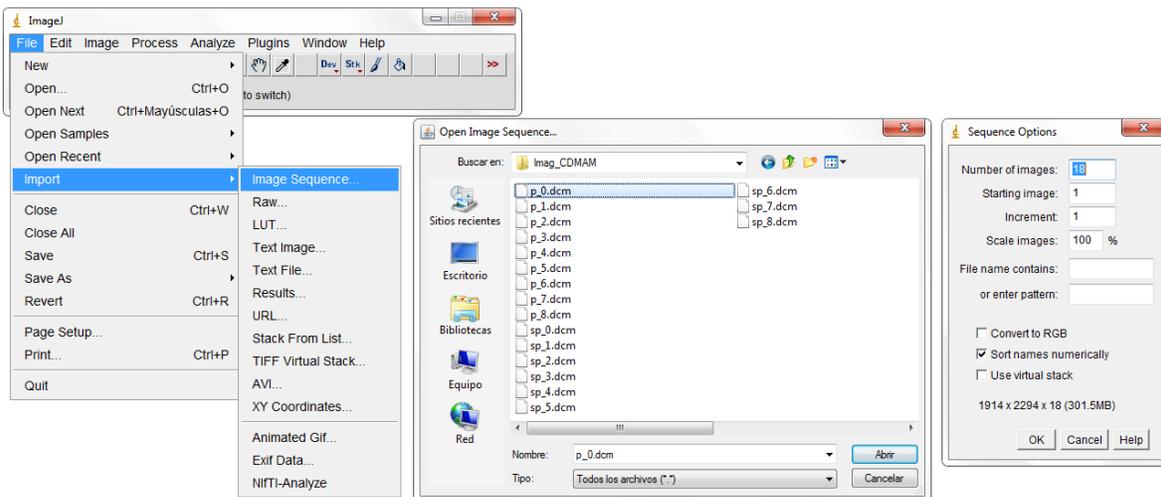


Figura 5: Pasos para abrir varias imágenes.

Método 2. Abrir directamente la carpeta en la computadora que contiene la o las imágenes a analizar, se seleccionan las imágenes y dar clic con el botón izquierdo del mouse sobre éstas y sin dejar de apretar el botón, arrastrar las imágenes hacia la ventana del programa ImageJ donde se soltará el botón, de esta manera se abrirán todas las imágenes que se seleccionaron al mismo tiempo en diferentes ventanas.

I.4 Herramientas básicas

Medir distancias

Para medir la coincidencia del campo de radiación con el campo de luz o el campo de registro, o la magnificación de un equipo, necesitamos medir distancias en la imagen.

En primer lugar tendremos que preparar la imagen para medir. Para ello tenemos dos herramientas: El "Zoom" (o lupa), para ampliar la imagen en la pantalla y la "Mano", para desplazarse por las distintas zonas de la imagen.

La herramienta "Zoom" se selecciona pulsando sobre el icono de la lupa (décimo por la izquierda), una vez seleccionado, para realizar un acercamiento, pulsar el botón izquierdo del ratón o la tecla "+" (más) del teclado, sobre la imagen. Para alejarnos, basta con pulsar el botón derecho del ratón o la tecla "-" (menos).

Una vez nos hemos acercado lo suficiente, tendremos que centrarnos en lo que vamos a medir, para ello seleccionamos, la herramienta "Mano" a la derecha de la lupa (ver figura 6). Con ella seleccionada, se podrá desplazar por la imagen pulsando el botón izquierdo del ratón manteniéndolo presionado mientras se desplaza.

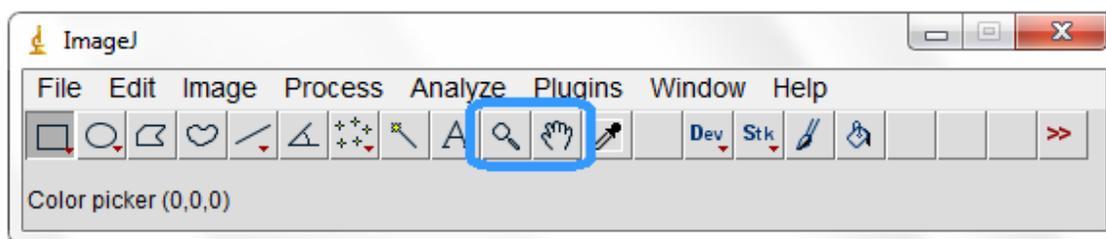


Figura 6: Herramientas para ampliar y desplazarse en la imagen.

Medidas básicas

Para medir la distancia entre los puntos, debemos dibujar una línea que los una. Para ello seleccionamos la herramienta correspondiente (quinta desde la izquierda, ver figura 7). Sobre la imagen, pulsamos el botón izquierdo del ratón donde queramos empezar y lo mantenemos presionado hasta completar el segmento.

Mientras dibujamos el segmento, en el panel de control nos aparece la siguiente información: Posición del ratón (x y y), ángulo que forma el segmento con la dirección horizontal y longitud del segmento.

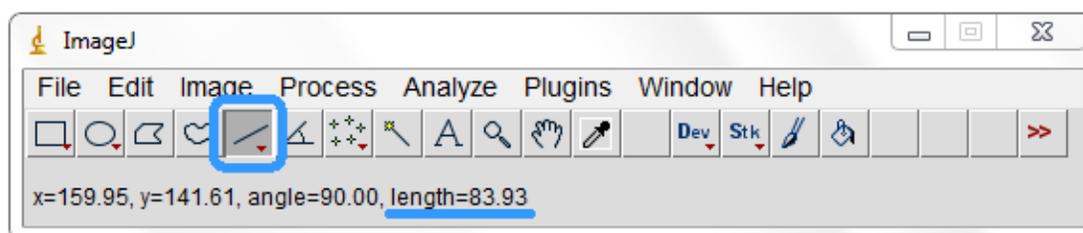


Figura 7: Medida de la longitud entre dos puntos seleccionados.

Cuando terminamos de dibujar el segmento, y mientras que no desplazemos el ratón por la imagen, se mantendrá la información en el panel de control. Si desplazamos el ratón desaparecerá la información de la longitud, pero podemos recuperarla yendo al menú "Analyze" y a continuación "Measure", o pulsando la combinación de teclas "Ctrl+M". En este caso, aparecerá una nueva ventana llamada "Results" con varios datos como: Número de medida, longitud aproximada del segmento, valor medio de pixel, valor mínimo, máximo, ángulo y valor real de la longitud del segmento, etc. (ver Figura 8).

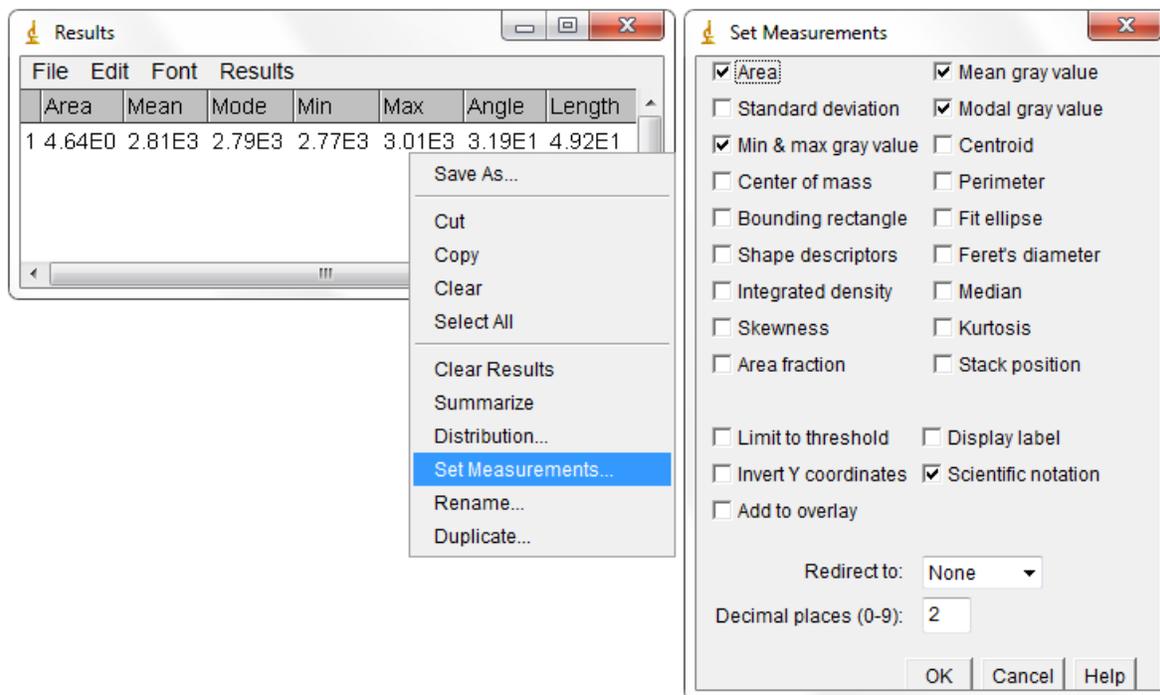


Figura 8: Lado izquierdo: tabla de resultados, lado derecho: editor de valores de la tabla de resultados.

Las magnitudes mostradas en la ventana "Results" se pueden configurar en el menú de dicha ventana. Para ello hay que pulsar la opción "Results", seleccionando la opción "Set Measurements" y una vez hecho esto se desplegará un menú. En este nuevo menú se podrán editar los parámetros que queremos visualizar en la tabla de resultados (ver Figura 8).

Trazar perfiles

Para crear un perfil de algún elemento de la imagen, crearemos un segmento que incluya la totalidad de la línea sobre la cual queremos trazar el perfil. A continuación vamos a "Analyze" y a continuación a "Plot Profile", alternativamente podemos pulsar la combinación de teclas "Ctrl+K". Esto generará un perfil de la imagen a lo largo de nuestro segmento, indicando el valor de pixel en cada punto en función de la distancia relativa al origen del segmento (ver Figura 9).

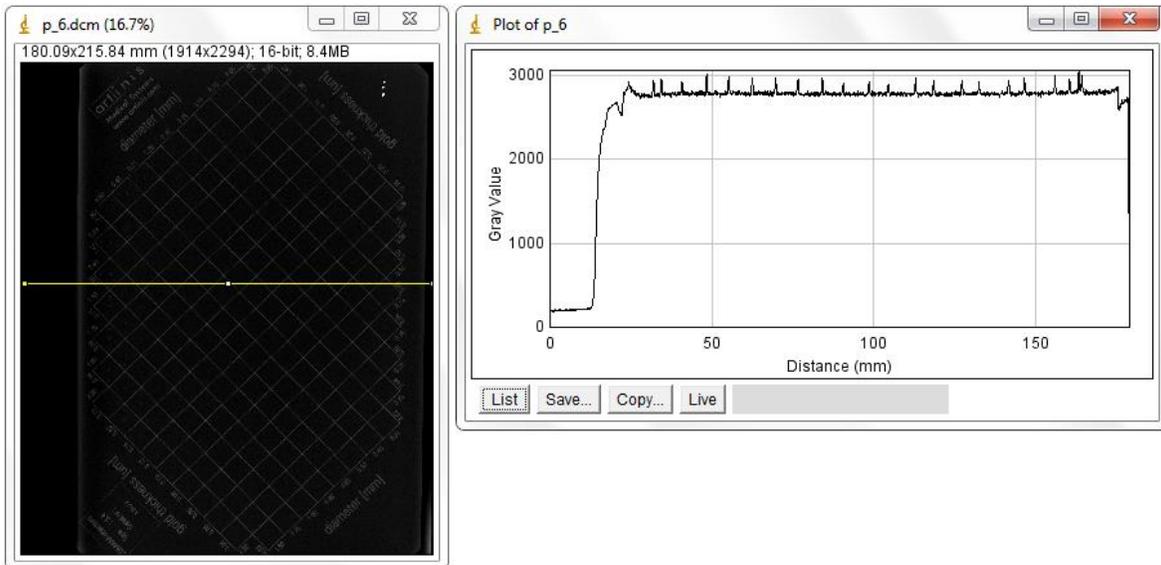


Figura 9: Medida de un perfil con una línea recta.

También se puede seleccionar una región rectangular con la herramienta para crear áreas de interés (primer botón a la izquierda en el panel de control) y a continuación se procede como en el caso de un segmento para trazar el perfil, es decir dar clic en "Analyze", ahora en "Plot Profile" o simplemente presionar "Ctrl+K". En el caso de realizar el perfil sobre una región rectangular obtendremos el promedio sobre las columnas de la región de interés (ver Figura 10).

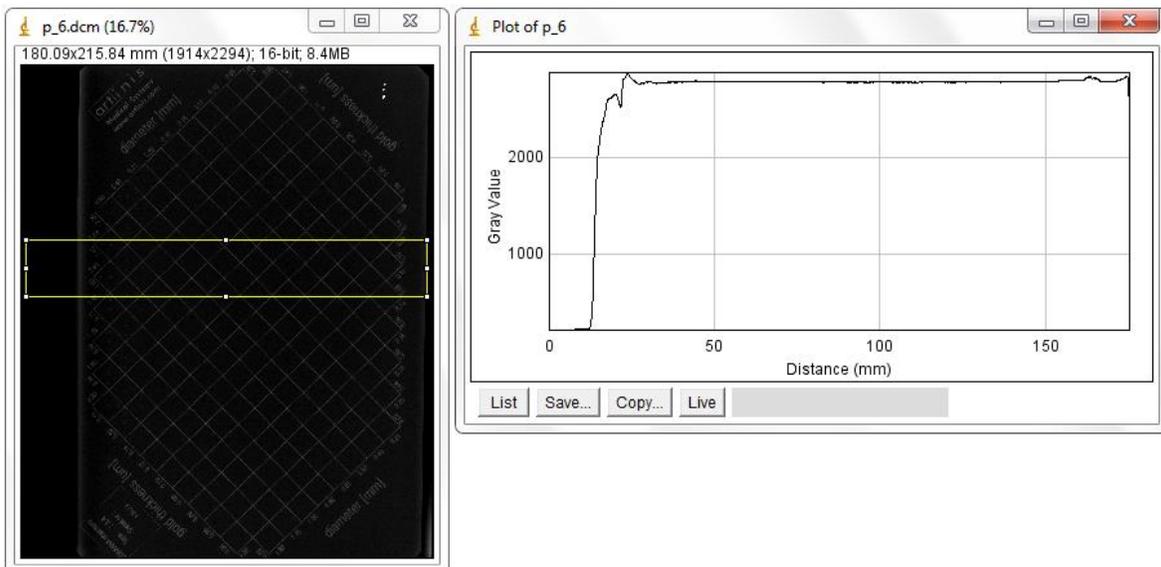


Figura 10: Medida de un perfil rectangular.

Valor medio de pixel (VMP)

Para realizar cálculos de uniformidad, homogeneidad, etc., en lugar de densidades ópticas en diferentes puntos, trabajamos con el VMP en una región de interés (ROI).

Para crear y manejar ROI's simplemente tenemos que seleccionar la forma que queremos que tenga (rectangular -primer botón por la izquierda, ovalada -segundo botón por la izquierda). Una vez seleccionada la forma, al igual que para crear un segmento, mantenemos pulsado el botón izquierdo del ratón mientras la creamos. Al hacerlo, en el panel de control aparece la información: Posición inicial del ratón (x, y), ancho (w) y alto (h).

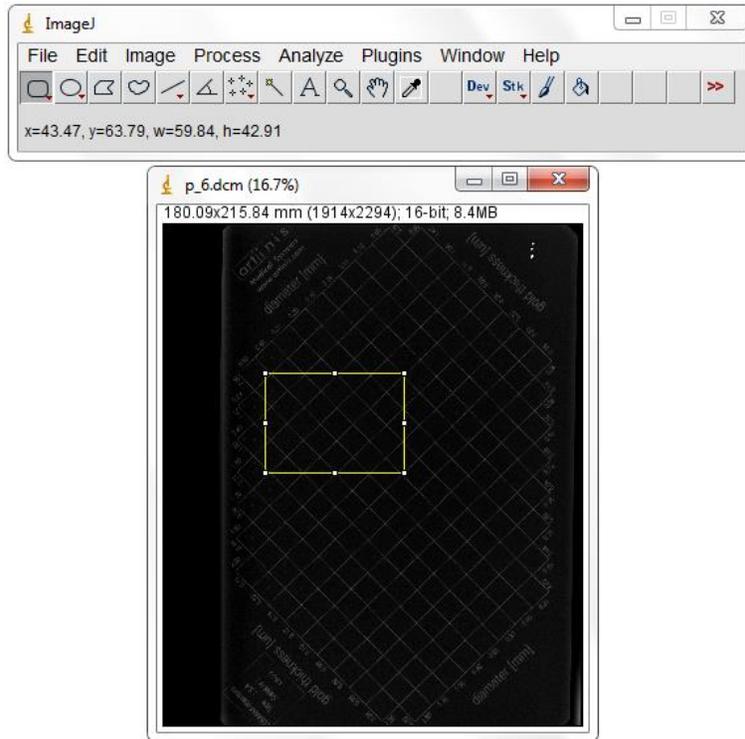


Figura 11: Como crear ROIs.

Para manejar nuestras ROIs vamos al menú "Analyze" dentro de éste a "Tools" y finalmente a "ROI Manager". Se abrirá el gestor de ROIs en una nueva ventana (figura 12).

En ella aparecerán en la columna de la izquierda las ROIs que vayamos creando y añadiendo al gestor, en la derecha hay varios botones, entre los que destacan: "Add" (añade una ROI recién dibujada al gestor de ROIs), "Update" Una vez hecha una ROI y ya fijada en el gestor de "Add", podemos recolocarla y modificar sus dimensiones, para actualizar la ROI inicial a la nueva que acabamos de hacer, le damos clic a "Update", y fijamos esta ROI en el gestor desapareciendo la inicialmente creada), "Delete" (elimina la ROI que tengamos seleccionada), "Measure" (realiza medidas de las ROIs seleccionadas).

Para seleccionar una ROI, hacemos clic una vez sobre ella, para seleccionar varias, mantenemos pulsada la tecla "Mayúscula" mientras hacemos clic en cada una de ellas. Es importante asegurarse de haber seleccionado todas las ROIs antes de hacer la medida. También es importante crear las ROIs en un orden concreto, ya que al realizar las medidas las ordenará en el orden en el que aparecen en el gestor.

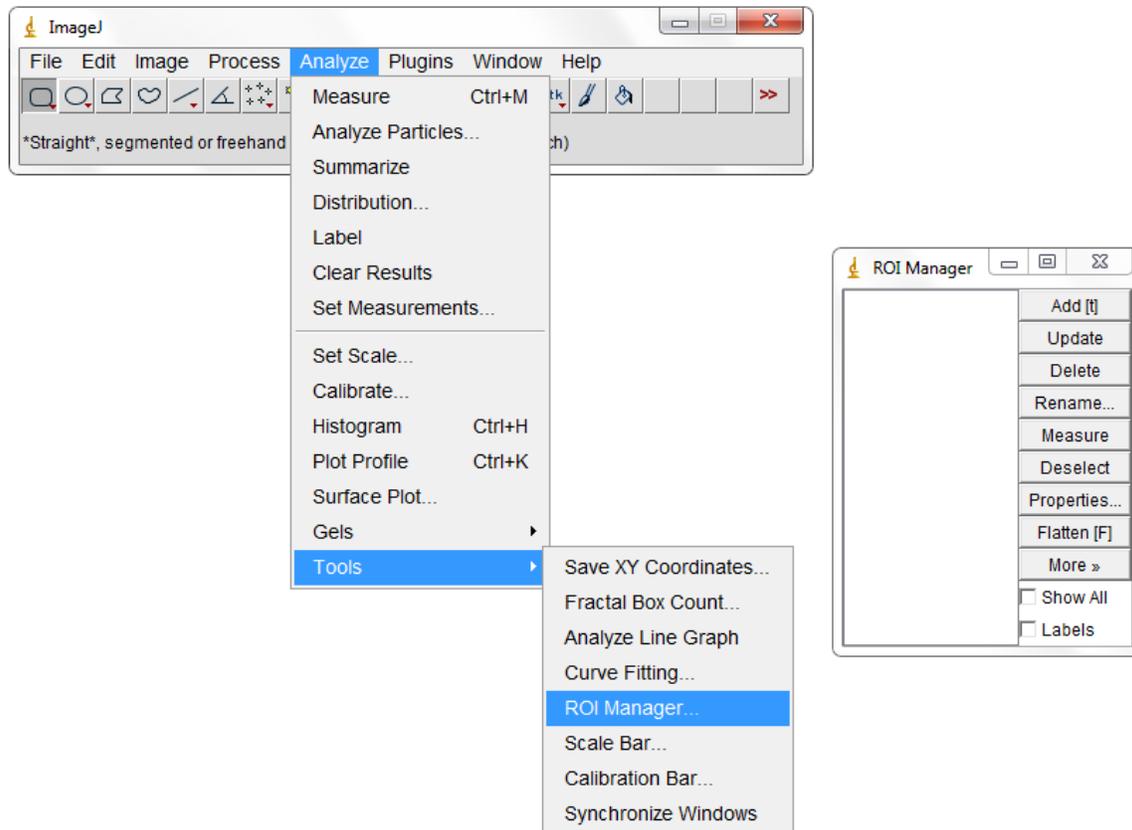


Figura 12: Menú del gestor de ROIs.

Realizando medidas

Una vez seleccionadas todas las ROIs, podemos realizar la medida simultánea pulsando el botón “Measure” dentro del gestor de ROIs. Se abrirá una nueva ventana con las medidas. En este caso, los datos que generará son: número de ROIs, área de la ROI, VMP, valor mínimo y máximo pixel.

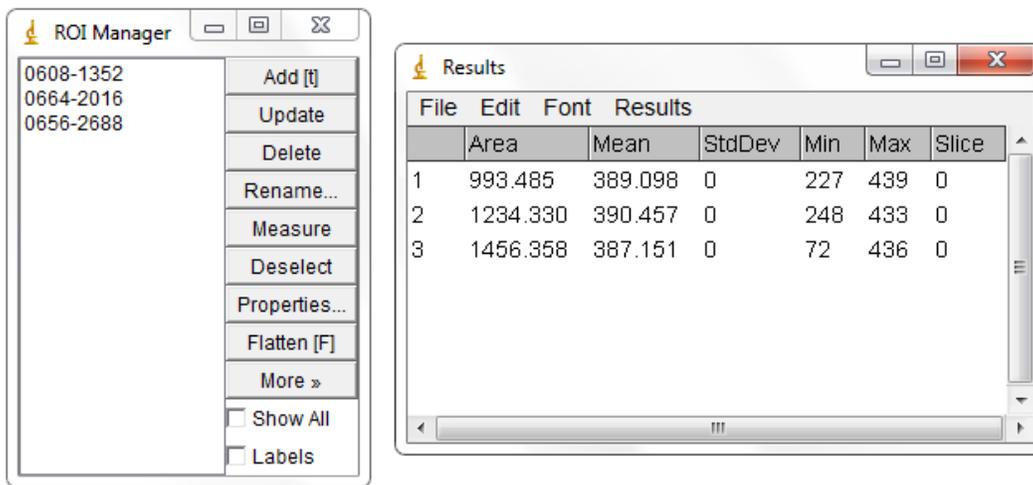


Figura 13: Todas las ROIs están seleccionadas (aparecen en azul en el gestor). La medida presenta los resultados de las 4 regiones en el orden en el que las ROIs aparecen en el gestor.

Gestionar los datos

Podemos realizar varias acciones con los datos. En la ventana de datos aparece un menú "File" dentro del cual disponemos de una opción "Save As" que nos permite guardar los datos (lo hará en un fichero Excel).

Si hemos realizado una medida incorrecta, podemos borrarla seleccionándola con el ratón y pulsando la tecla borrar.

Si vamos a analizar varias imágenes, es importante saber el orden de la colocación de las ROIs, y comprobar que todas las ROIs están seleccionadas cuando vamos a realizar la medida de una nueva imagen para que no falten medidas o haya medidas repetidas.

Stacks

Cuando tenemos que analizar varias imágenes del mismo tipo, como por ejemplo para el cálculo de la función de respuesta o para el análisis de ruido es muy útil abrir las imágenes como un "Stack".

Para crear un "Stack" debemos tener las imágenes abiertas (al menos tres imágenes, por ejemplo, de uniformidad tomadas a varios valores de dosis). A continuación, pulsando el botón izquierdo del ratón sucesivamente, "Images", "Stacks", "Images to Stack". También se puede crear un "Stack" rápidamente arrastrando una carpeta que contenga todas las imágenes a la barra inferior de dicha ventana.

Una vez creado el "Stack" tendremos todas las imágenes en una misma ventana y podremos movernos de una a otra arrastrando la barra deslizante que se encuentra en la parte inferior de dicha ventana.

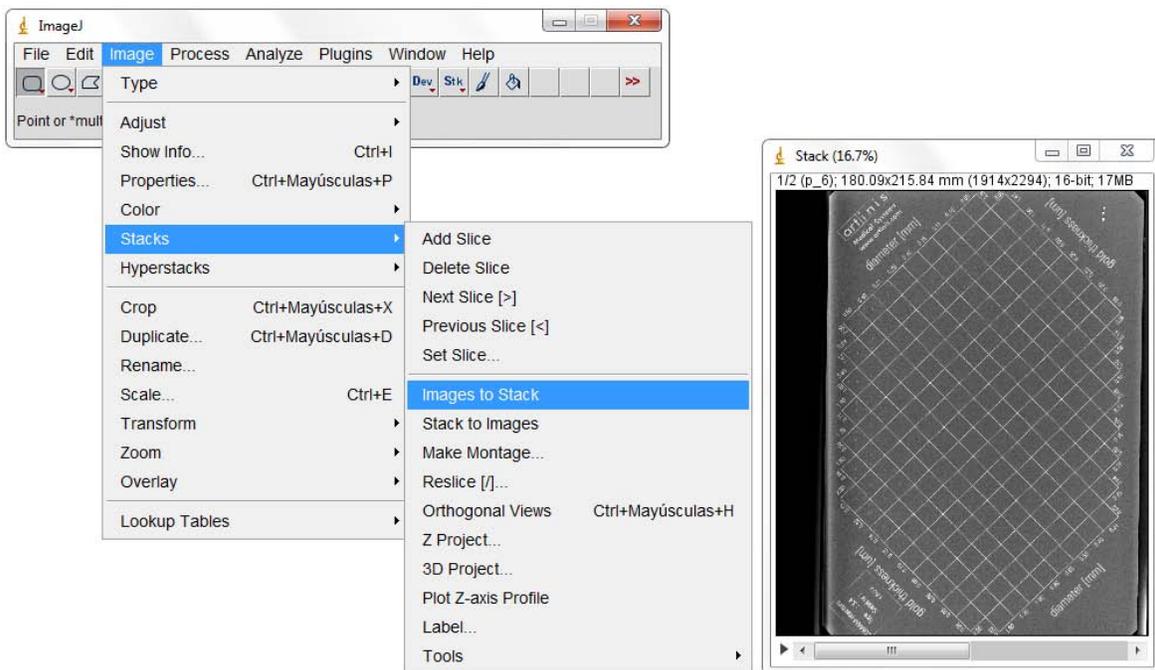


Figura 14: "Stack" de imágenes.

Operaciones sobre el valor de pixel

ImageJ nos permite aplicar funciones sobre la imagen. Esto puede ser de utilidad cuando queremos por ejemplo aplicar una ganancia, eliminar una constante o linealizar la imagen.

Todas estas operaciones se encuentran dentro del menú "Process", escogiendo la opción "Math", donde aparece una ventana con varias operaciones implementadas en el programa.

En el caso de que queramos aplicar una función que no aparezca en el menú, podemos seleccionar la opción "Macro" dentro de este mismo menú y se abrirá una ventana donde nos permitirá introducir la fórmula que queramos aplicar sobre la imagen.

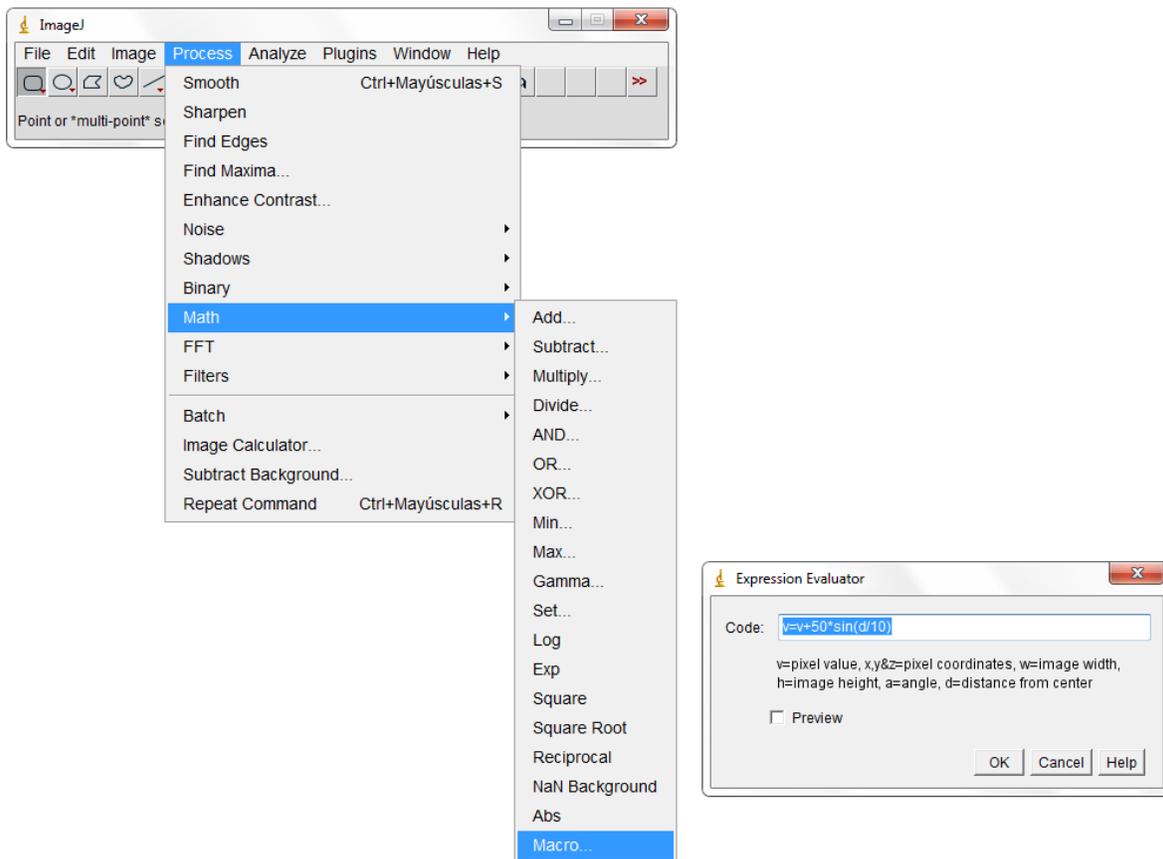


Figura 15: Ventana para introducir la función a aplicar sobre la imagen

I.5 Instalación de un Plugin

A continuación se dará una breve explicación de cómo instalar un plugin en este programa. Debido a que no siempre se desea instalar solo el plugin, sino también complementarlo con extensiones para éste, es decir, solo se quiere instalar una herramienta más que amplíara el uso de nuestro plugin, también se explica cómo instalar estas extensiones.

Para instalar un plugin en el programa, se abrirá la ubicación en la PC de la carpeta que contiene el plugin a instalar. A continuación se abrirá otra ventana en la PC en la cual se ingresara a: Equipo, Disco local, Archivos de programa, ImageJ y Plugins, esto en el caso de haber instalado el programa en la dirección autoseleccionada, de haber seleccionado otra ingresar a esa (ver figura 16 (A)). Con ambas ventanas abiertas, seleccionar la carpeta del plugin que se instalara, y sin dejar de presionar el botón izquierdo del mouse, se arrastrara la carpeta a la otra ventana, para agregarlo simplemente se soltara el botón y listo. Para comprobar que se ha instalado el plugin abrir el programa ImageJ, dar clic en la opción “Plugins” y verificar si se encuentra entre las opciones el plugin que se ha instalado, en este caso se agregó el plugin “qa-distri” (ver figura 16 (B)).

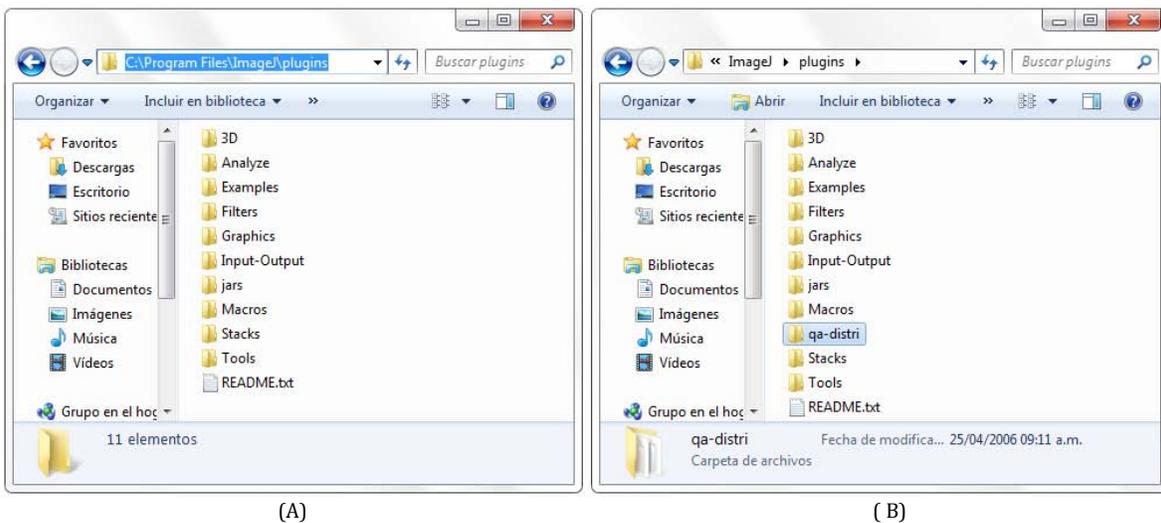


Figura 16: Instalación de un plugin.

Si solo se cuenta con el archivo de la fuente Java, copie el archivo *.java a la carpeta “ImageJ/Plugins” misma mencionada en el párrafo anterior. A continuación abrir el programa he ir a la entrada del menú “Plugins” y seleccione “Compile and Run...” de esta manera podrá seleccionar el archivo Java que ha copiado en la carpeta “Plugins”. Si se compila correctamente, vaya a “Help”, “Refresh Menus” o (mejor) reinicie ImageJ. Si el plugin tiene un guión bajo “_” en el nombre, aparecerá en el menú de plugins (o en un submenú).

Otra opción es tener un archivo *.class o *.jar. Copie el archivo a la carpeta ImageJ/Plugins e ir a “Help”, “Refresh Menus” o (mejor) reiniciar ImageJ.

Los archivos “Jar” contienen un archivo llamado “plugin.config” que puede especificar en qué parte del menú de entrada aparecerá esta herramienta, ya que los archivos Jar son archivos comprimidos (zip).

Instalación del plugin QA-Distri

QA-distri contiene un conjunto de plugins para ImageJ en QA para radiología digital. Los plugins fueron creados en LUCMFR, University Hospitals Leuven, por Frank Rogge. La licencia de este software de ciencia es libre al igual que el software.

Para descargar el plugin ingresar a la página web <http://qa-distri.sourceforge.net/> en la cual se encuentra información asociada a éste, así como un link de descarga directa. El archivo que se descargara será un archivo *.zip por lo cual se tendrá que descomprimir antes de poder utilizar los archivos incluidos en éste. Al descomprimir el archivo se visualizaran una carpeta y 3 archivos, la carpeta será la que se copiara en la sección de plugins del programa acuerdo de la manera descrita en la sección anterior (ver figura 17, mientras que los documentos aportan información acerca de la licencia de uso público y la información general del plugin.

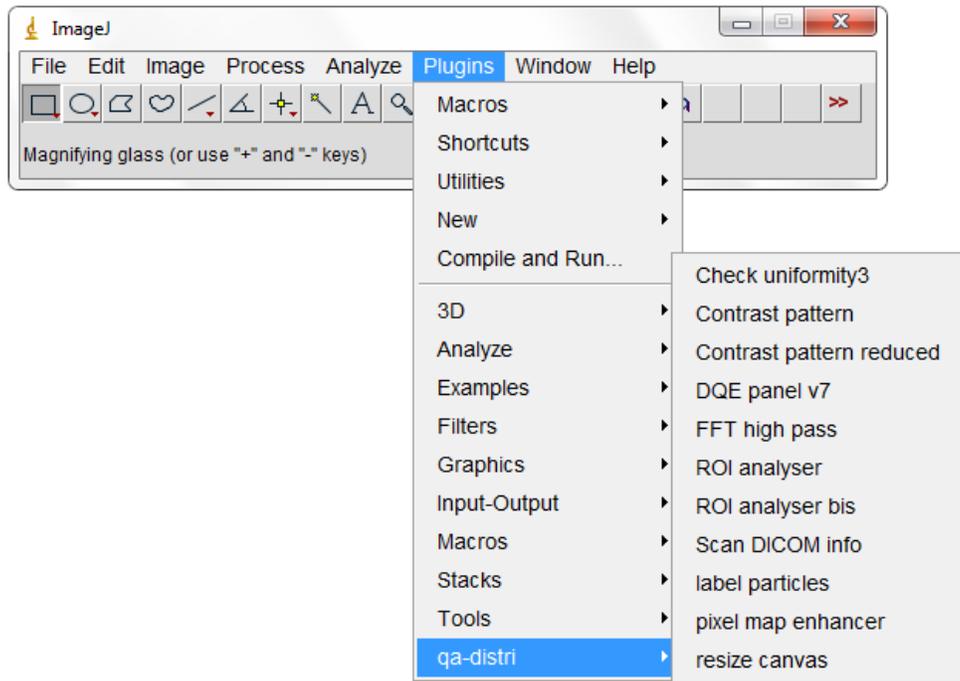


Figura 17: Imagen de la barra de plugins con QA-distri ya instalado.

Este plugin permite realizar las siguientes funciones:

- **Check uniformity3**, Este plugin permite estimar la uniformidad de una imagen de "campo plano". El usuario tiene que abrir la imagen "flat field", en los casos en que la imagen no es uniforme en toda la imagen (por ejemplo, fronteras o marcadores en la parte superior del bucky), se puede "recortar" la imagen para obtener un fragmento uniforme de la imagen.

Con esta herramienta el usuario puede seleccionar el tamaño de la ROI para el análisis. Es habitual el uso de ROI's de 1x1cm, para un detector con un tamaño de píxel de 100µm esto corresponde a un tamaño de ROI de 100x100pixels.

El cuadro de texto "limit for deviating ROI" permite establecer el valor promedio de píxeles en una ROI permitido debido a la desviación porcentual respecto al valor medio de píxel de la imagen entera. El cuadro de texto "límit for deviating píxeles" permite establecer la variación de un píxel individual respecto al valor promedio de píxeles dentro de una ROI específica. El botón "Copy all data to system clipboard" permite copiar los datos, a una hoja de cálculo, por ejemplo Excel, donde se pueden pegar los datos presionando las teclas "ctrl+C" o presionando el botón derecho del

mouse y seleccionando la opción "Pegar", de esta manera todos los datos obtenidos se desplegaran en la hoja de cálculo (ver Figura 18).

Después de realizar el análisis pulsando el botón "Check uniformity", el usuario obtiene:

- Una tabla con los resultados del análisis para cada ROI, como se ilustra en la Figura 18. La columna "devroi" indica si el valor medio de píxel de la ROI indicada se desvía demasiado del valor medio de píxel de la imagen completa. La columna "devpix" indica si la ROI seleccionada contiene al menos una desviación de píxel.
- Si se selecciona la opción "Generate a map with deviating pixels", un conjunto de imágenes con cada píxel representa una ROI analizada. Las diferentes imágenes del conjunto contienen: mean, stddev, snr, min, max, dmode, desviación de ROI's y ROI's con la desviación de píxeles. Esto se ilustra en la Figura 19.
- Si la casilla de verificación "Generate a map with deviating pixels" fue seleccionada, se escala la imagen completa con todos los píxeles ajustados al valor 0, los píxeles con desviación, se establecen con el valor 100.

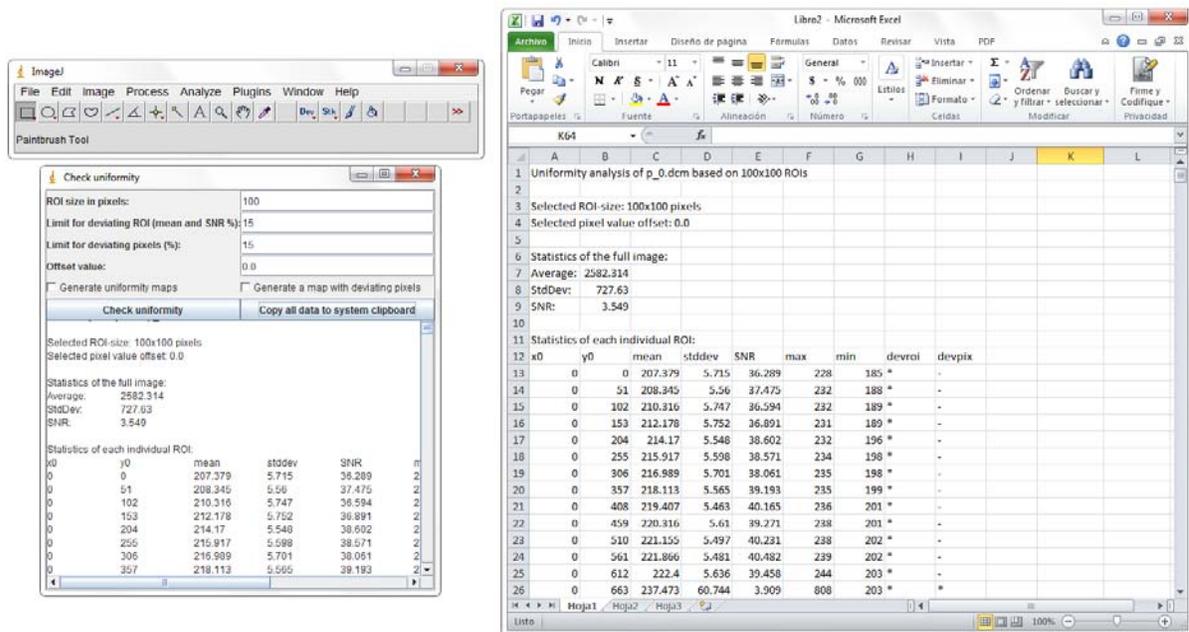


Figura 18: Imagen de la izquierda muestra del plugin "Check uniformity" la interfaz de usuario, permite copiar todos los resultados a un programa de hoja de cálculo (Imagen de la derecha).

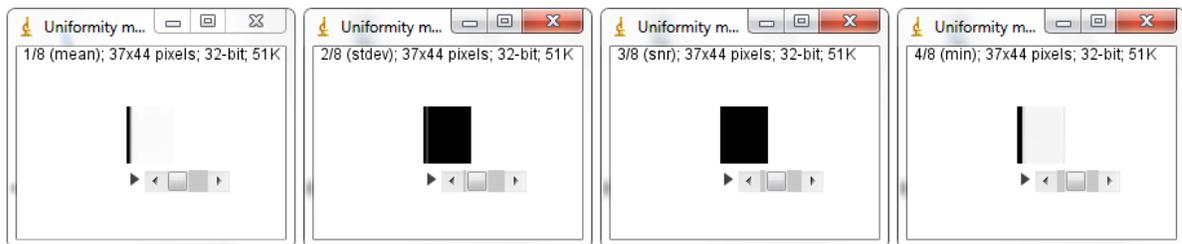


Figura 19: Si la opción "Generar mapas uniformidad" está seleccionada, 8 parámetros para cada posición de la ROI se representan en un conjunto de imágenes.

- **Contrast pattern**, permite generar imágenes para la determinación de la visibilidad del contraste de un sistema de visualización (display).
- **Contrast pattern reduced**, se genera un patrón de prueba similar al anterior utilizando un número reducido de caracteres, para evitar leer mal debido a la similitud de ciertos caracteres.
- **DQE panel v7**, el panel DQE no calcula el DQE completo, sólo calcula los datos directamente derivados de imágenes de prueba, es decir, los NNPS (Espectro de Potencia de Ruido a la señal normalizada) y la MTF (Función de Transferencia de Modulación).
- **FFT high pass**, sirve para analizar un mapa de píxeles, es decir, una imagen grande con casi todos los píxeles puestos a cero, con una pequeña cantidad de píxeles fijados a un valor determinado.
- **ROI analyser**, para algunas pruebas de Control de Calidad, es muy práctico tener la posibilidad de medir el valor medio de píxel y la desviación estándar de imágenes diferentes en exactamente la posición de píxel mismo. (por ejemplo compensación con el espesor).
- **ROI analyser bis**, la idea principal de este plugin es idéntico al ROI analyser, es decir, midiendo la desviación media y estándar en posiciones idénticas de píxel. Sin embargo, el método de medición es ligeramente diferente a las correcciones de campo plano, para evitar la influencia de sombra causada por el efecto talón y la distancia.
- **Scan DICOM info**, en algunos casos, las imágenes obtenidas desde un sistema de detector, puede ser muy caótico almacenarlas en por ejemplo un CD. Para evitar el tiempo de navegación por la estructura del directorio para encontrar la imagen adecuada, este plugin permite resumir las propiedades de la imagen y algunos "seleccionados" o todas las etiquetas DICOM disponibles (si se examinan imágenes DICOM).
- **Label particles**, el procedimiento propuesto anteriormente para aplicar una corrección de campo plano a las imágenes no uniformes sólo se aplica si la imagen completa del campo plano es uniforme.
- **Pixel map enhancer**, sirve para analizar un mapa de píxeles, es decir, una imagen grande con casi todos los píxeles puestos a cero con una pequeña cantidad de píxeles fijados a un cierto valor.
- **Resize canvas**, el procedimiento propuesto anteriormente para aplicar una corrección de campo plano a las imágenes no uniformes, sólo se aplica si la imagen completa d campo plano es uniforme. En muchos casos, el usuario tendrá que recortar la imagen de campo plano para seleccionar una parte uniforme. Por lo que este plug-in puede ser utilizado para pegar las fronteras para que las dimensiones de la imagen idéntica a la imagen original.

APENDICE II

MANUAL CDMAM Analyser

II.1 Introducción al CDMAM Analyser

Los sistemas digitales (CR y DR) se extienden a través del mismo campo en mamografía. Para monitorear la transferencia de información desde el tejido bajo examinación para el radiólogo. El CDMAM facilita la evaluación de dos parámetros muy importantes de la calidad de imagen: la resolución del contraste y del detalle (tamaño).

El uso de sistemas digitales hace posible evaluar automáticamente las imágenes tomadas del maniquí CDMAM. Esto mejora el uso de este maniquí ya que reduce significativamente el consumo de tiempo debido a la evaluación manual.

En las secciones siguientes se explican los antecedentes del programa, las demandas del sistema y procedimiento de instalación, las exigencias con respecto a la imagen del CDMAM y los tipos de archivos DICOM, se describen los diferentes comandos y las direcciones generales de uso del programa.

II.2 Antecedentes del CDMAM Analyser

Las imágenes digitales del CDMAM pueden ser analizadas automáticamente. Las principales ventajas son:

- Evaluación objetiva de la imagen
- Análisis rápido
- Generación automática de informes

El software CDMAM Analyser es una parte del programa CDCOM.exe (Visser et al.). El CDCOM analiza imágenes del CDMAM para determinar en qué esquina de cada cuadro existe mayor probabilidad de que se encuentre el disco de oro (modelo observador ideal). Posteriormente, el programa comprueba para cada celda si la esquina elegida es correcta. Un paso adicional de detección se realiza analizando las 3 esquinas donde no se detecta el disco de oro más el disco de oro del centro.

El software CDMAM Analyser ofrece las siguientes funciones:

- Combina el resultado del exterior y del centro de los discos de oro y guarda el resultado global en un archivo separado.
- Ofrece la posibilidad de analizar más de una imagen del CDMAM en un solo resultado reduciendo así la influencia del ruido de la imagen.
- Con base en el ajuste de curvas, la curva de Contraste-Detalle (C-D) se calcula y se presenta.
- Esto permite al usuario mostrar una curva de referencia de C-D en la misma imagen (auto-definida o basándose en un resultado anterior).
- El usuario puede agregar comentarios al informe.
- El informe se puede guardar en un disco o memoria.

Lea detenidamente este capítulo, ya que proporciona la información básica necesaria para el uso correcto del programa.

CDCOM.EXE

El programa CDCOM realiza las siguientes funciones:

- Lee una sola imagen digital del CDMAM versión 3.4 y trata de detectar los discos de oro en el maniquí.
- El CDCOM determina en qué esquina de cada celda es más probable que el disco de oro esté.
- El programa comprueba si para cada cuadro la posición del disco fue elegida de manera correcta.
- El último paso es analizar las 3 esquinas donde en las cuales no se detectó el disco de oro excéntrico más el disco del centro.

Para cada imagen del CDMAM el CDCOM genera dos archivos. Un archivo contendrá los resultados de las posiciones en las esquinas y otro archivo contendrá el resultado de las posiciones centrales. Más información con respecto al CDCOM se puede encontrar en el Manual CDCOM (Visser et al.)

Combinando los resultados de CDCOM.EXE

El programa CDMAM Analyser combina los resultados de todos los archivos analizados en un resultado global. El resultado global se guarda en un archivo con la extensión P|1. La Tabla 1 muestra un ejemplo del resultado global de 8 imágenes.

-16	14	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16	-16	-16	-16
5	10	16	15	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16	-16	-16
5	8	8	14	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16	-16
8	7	7	11	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16	-16	-16
5	6	3	11	11	15	16	16	16	16	16	16	16	16	-16	-16
4	5	3	7	10	12	13	16	16	16	16	16	16	16	16	-16
6	6	4	4	10	9	12	15	15	16	16	16	16	16	16	16
3	4	3	6	5	10	10	13	16	16	16	16	16	16	16	16
7	5	3	8	8	8	10	11	15	15	15	16	16	16	16	16
-16	5	5	3	6	5	9	10	12	14	15	15	16	16	16	16
-16	-16	3	2	6	10	6	6	8	11	14	16	15	16	16	16
-16	-16	-16	8	4	7	1	16	16	16	15	10	16	16	16	16
-16	-16	-16	-16	5	8	4	10	4	5	8	13	13	15	16	16
-16	-16	-16	-16	-16	7	6	8	8	8	13	9	11	11	15	16
-16	-16	-16	-16	-16	-16	3	2	1	9	5	8	7	8	13	16
-16	-16	-16	-16	-16	-16	-16	5	9	4	6	10	11	11	11	-16

Tabla 1: Ejemplo del resultado global para 8 imágenes.

Cada columna tiene un espesor fijo para los discos de oro, mientras que cada renglón tiene un diámetro establecido para los discos de oro. Si no se visualizan discos se resta la cantidad de los que no se observaron (en este caso -16), por ejemplo, el disco de diámetro 2.0 mm y un espesor de 0.03 μm en la esquina superior izquierda no está presente.

Los datos de las otras posiciones representan el número de discos de oro correctamente detectado. En este caso 16 significa que todos los discos de oro de las ocho imágenes se detectaron correctamente, mientras que 0 significa que ningún disco de oro fue detectado.

La Tabla 2 muestra un ejemplo adicional para el resultado de 3 imágenes. Una vez más, donde hay un signo “menos” junto a un número no están presentes en el maniquí discos de oro. Un número positivo representa el número no se detectan discos de oro en el maniquí. Un número positivo representa el número de discos de oro detectados correctamente, en este caso por ser tres imágenes 6 es el máximo y cero es el mínimo.

-6	3	6	6	6	6	6	6	6	6	-6	-6	-6	-6	-6	-6
4	3	6	6	6	6	6	6	6	6	6	-6	-6	-6	-6	-6
4	2	2	5	6	6	6	6	6	6	6	6	-6	-6	-6	-6
1	5	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	-6	-6	-6
1	1	2	6	4	4	6	6	6	6	6	6	6	6	-6	-6
3	0	2	2	4	5	6	6	6	6	6	6	6	6	6	-6
3	1	2	2	6	3	3	6	6	6	6	6	6	6	6	6
1	1	1	2	3	1	5	6	6	6	6	6	6	6	6	6
2	3	1	1	1	2	3	6	6	6	6	6	6	6	6	6
-6	1	0	2	3	2	4	3	6	6	6	6	6	6	6	6
-6	-6	3	3	1	1	2	3	4	6	6	6	6	6	6	6
-6	-6	-6	0	2	1	2	1	4	4	6	6	6	6	6	6
-6	-6	-6	-6	1	3	2	1	4	3	4	3	5	5	6	6
-6	-6	-6	-6	-6	3	2	0	2	2	5	6	6	6	6	6
-6	-6	-6	-6	-6	-6	0	4	2	1	4	5	2	2	13	5
-6	-6	-6	-6	-6	-6	-6	2	4	3	2	2	4	3	4	-6

Tabla 2: Ejemplo de los resultados globales de 3 imágenes.

Los resultados de todos los archivos analizados se guardan con un nombre definido por el usuario. Guardar estos resultados permite utilizarlos en cualquier momento.

Diagrama de Puntuación de C-D

El diagrama de puntuación del Contraste-Detalle (figura 1), indica el porcentaje de puestos correctamente detectados. Es la visualización de los resultados combinados de CDCOM.

Las celdas sin discos de oro son presentadas por un cuadro gris (■). Las celdas con un porcentaje menor o igual al 25 % de discos detectados, están representados completamente de color rojo. Las otras celdas se presentan en rojo menos intenso, dependiendo proporcionalmente a su tasa de detección porcentual.

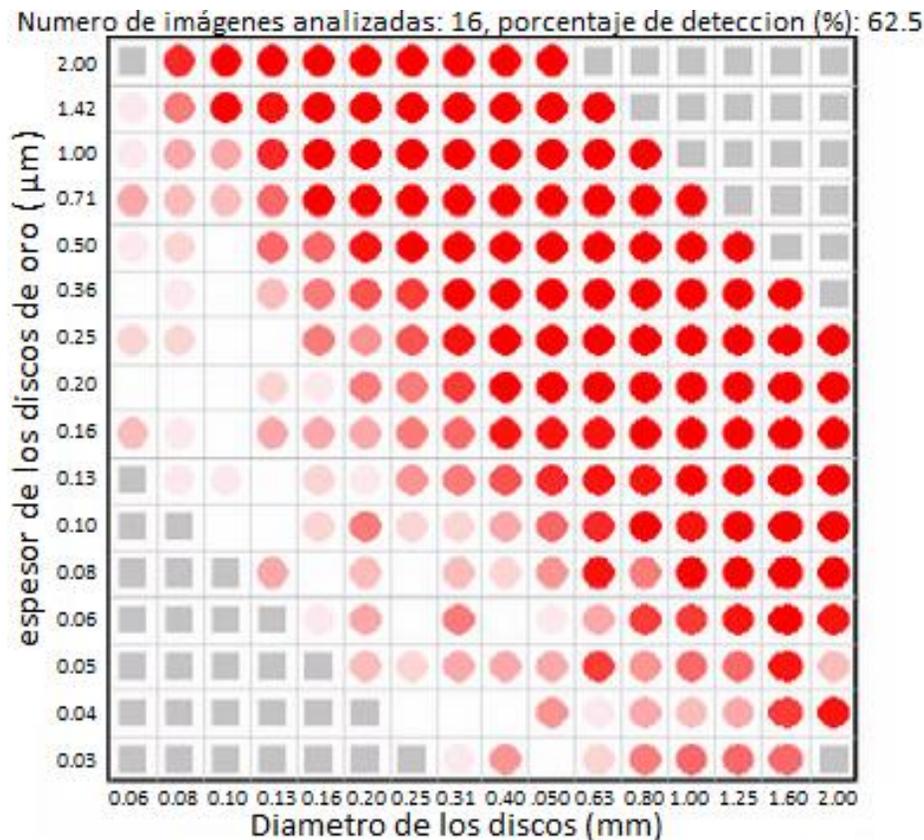


Figura 1: Diagrama de la puntuación del C-D basado en los resultados de la tabla 1.

Cálculo de la curva de C-D

La figura 2 muestra la curva de C-D sobre la base de la información de la tabla 1 y la figura 1.

Los resultados se presentan en una gráfica, en la que se representa el espesor de oro contra el diámetro del disco. Para el cálculo de la curva se utiliza un modelo basado en el esquema de interpolación (Karssemeijer et al.) para ajustar una curva a través de los datos. La curva se ajusta a través de los datos mediante el uso de un procedimiento de mínimos cuadrados para cada diámetro de forma independiente. La tasa de detección del usuario define el umbral para el cálculo de las curvas de contraste detalle. La tasa de detección se puede ajustar entre 50 % y 75 %. El valor por defecto es del 62.5 %.

Numero de imágenes analizadas: 16, porcentaje de detección (%): 62.5

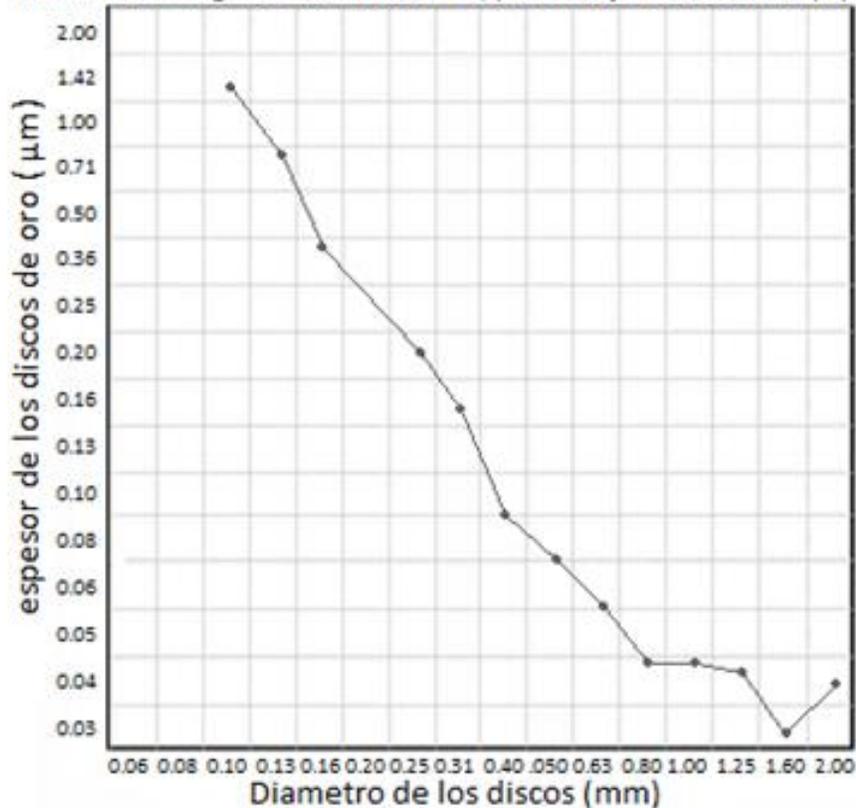


Figura 2: curva de C-D.: $IQF_{inv} = 84.7$, $\%Dect = 69.9$.

Cálculo del número $IQF_{inverse}$ y representación de la curva de C-D

Para la presentación final de los resultados se obtiene el número IQF_{inv} de acuerdo con la fórmula 1.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{16} C_{i,th} \cdot D_i} \quad (1)$$

Donde $C_{i,th}$ denota el espesor umbral de diámetro y columna i . El contraste se da en micras mientras que el diámetro se toma en mm.

Para efectos de cálculo se aplica una regla extra: una columna que no fue calificada completamente resultará en un $C_{i,th}$ de 2.5 micras.

% Detectado

Junto al número IQF_{inv} los porcentajes de los discos detectados se dan como un segundo número para la igualdad de la imagen.

Curva de C-D de referencia

El programa le permite al usuario emplear un archivo de referencia para el archivo bajo evaluación, es decir se podrá comparar un resultado previo con un archivo a evaluar.

Utilizando el mismo índice de detección, el programa mostrará no sólo la curva de C-D del archivo a evaluar, sino también la curva de C-D del archivo de referencia. La figura 3 muestra un ejemplo de una curva C-D de referencia.

NOTA: Antes de que un archivo se pueda utilizar como referencia, en primer lugar, se debe guardar como referencia. Es posible guardar más de un archivo como referencia. Sin embargo, sólo un archivo de referencia a la vez puede estar vinculado a un archivo de un proyecto determinado.

Curva de Contraste-Detalle: $IQF_{inv} = 84.7, \%Dect = 69.9$, numero de imágenes analizadas: 16
 Curva de referencia: $IQF_{inv} = 135.7, \%Dect = 79.1$, numero de imágenes analizadas: 16

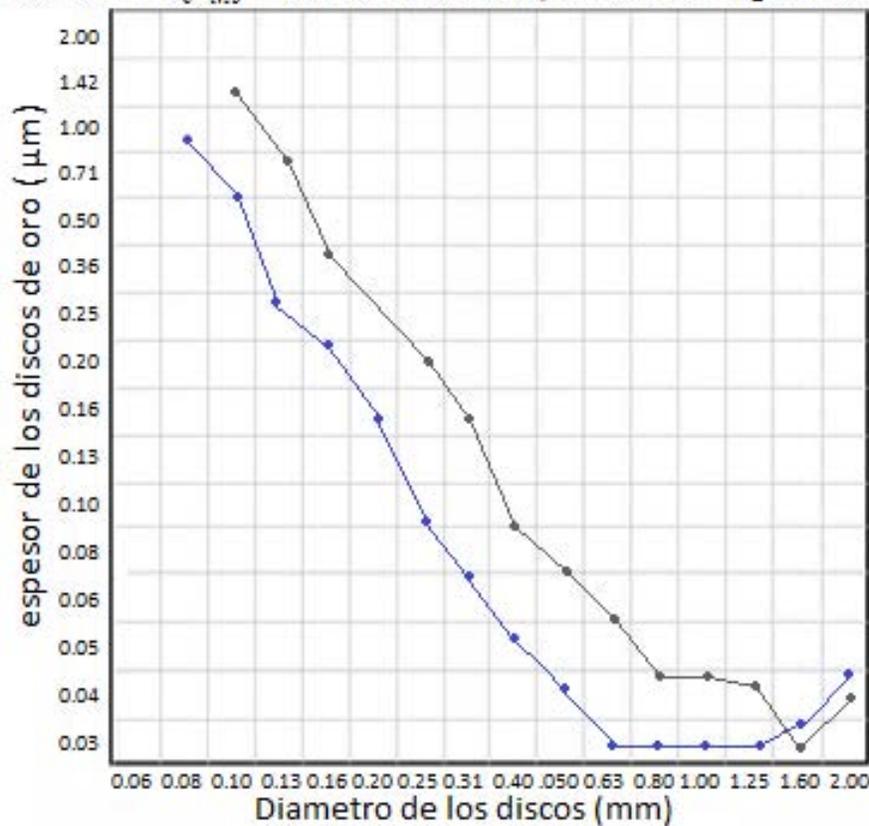


Figura 3: Ejemplo de un archivo de referencia vinculado. La línea azul es la curva de C-D del proyecto de referencia. La línea gris es la curva de C-D del proyecto bajo evaluación.

II.3 Exigencias del sistema e instalación

Demandas del sistema, sistema operativo y tipos de archivos

- El programa se ejecuta en Windows XP, Vista y Windows 7
- Se debe contar con un reproductor de CD para instalar el programa
- Debe aceptar imágenes tipo DICOM
- Contar con un puerto USB para la llave de licencia
- Para un correcto funcionamiento del programa, la USB con la clave de la licencia siempre debe estar conectada

Instrucciones de instalación en Windows Vista y Windows 7

Los pasos a seguir para instalar el programa en una PC son los siguientes:

1. Copiar la aplicación Setup_CDMAM.exe a su computadora
2. Dar doble clic en la aplicación "setup_CDMAM.exe" y siga las instrucciones. Esto instalará el CDMAM Analyser
3. Cambie los ajustes:
 - a. Ir a la carpeta instalada
 - b. Haga clic en CDMAMAnalyser.exe
 - c. Seleccione "Propiedades" "Compatibilidad", "Nivel de privilegio"
 - d. Seleccione "Ejecutar estos programas como administrador"
 - e. Dar clic en "OK"
4. Revise el contrato de licencia sobre la información de la licencia de este software

Instrucciones de instalación de Windows XP

El programa se entrega en un CD que se instala de forma automática. En caso de que esto no sucediera, puede ejecutar manualmente el archivo "setup.exe" en el directorio de la unidad de CD/DVD.

Uso de la Llave USB

Conecte la llave en un puerto USB, después de que el software ha sido instalado. Si se utiliza Windows Vista o Windows 7, puede ser necesario ejecutar primero una instalación del controlador de forma manual para el "Dongle". Los controladores estándar se pueden encontrar en la carpeta "Utilidades" en la carpeta de instalación del CDMAM. El programa se instala de forma predeterminada en el directorio C:\Archivos de programa\Artinis Medical Systems BV\Artinis CDMAM Analyser 1.2. Si después de iniciar el programa, se despliega un mensaje enunciando "Rockey dongle no detectado" (la llave USB) reinicie la PC y/o desconecte/conecte la llave USB.

II.4 Exposición del maniquí CDMAM

Para el funcionamiento adecuado del programa, la imagen CDMAM tiene que cumplir los siguientes criterios:

- Al tomar la imagen del maniquí CDMAM, se debe colocar con el patrón de líneas y texturas hacia arriba visto desde el tubo de rayos X. Esto significa que las texturas del maniquí tienen que ser legibles cuando se mira desde la posición del tubo de rayos X.
- Para un funcionamiento exacto del programa, el maniquí no se puede girar.

II.5 Comandos del CDMAM Analyser V1_5_5 (Windows 7)

Al dar clic sobre el archivo ejecutable "CDMAM_Analysis_V1_5_5" se abrirán dos ventanas, en la primera (ver figura 4) se despliegan las acciones que se le indica al programa al llenar la

segunda ventana, aunque no se utilice esta ventana no se debe cerrar ya que de hacer lo contrario se cerrara todo el programa y deberá volver a seleccionarla para abrir el programa.

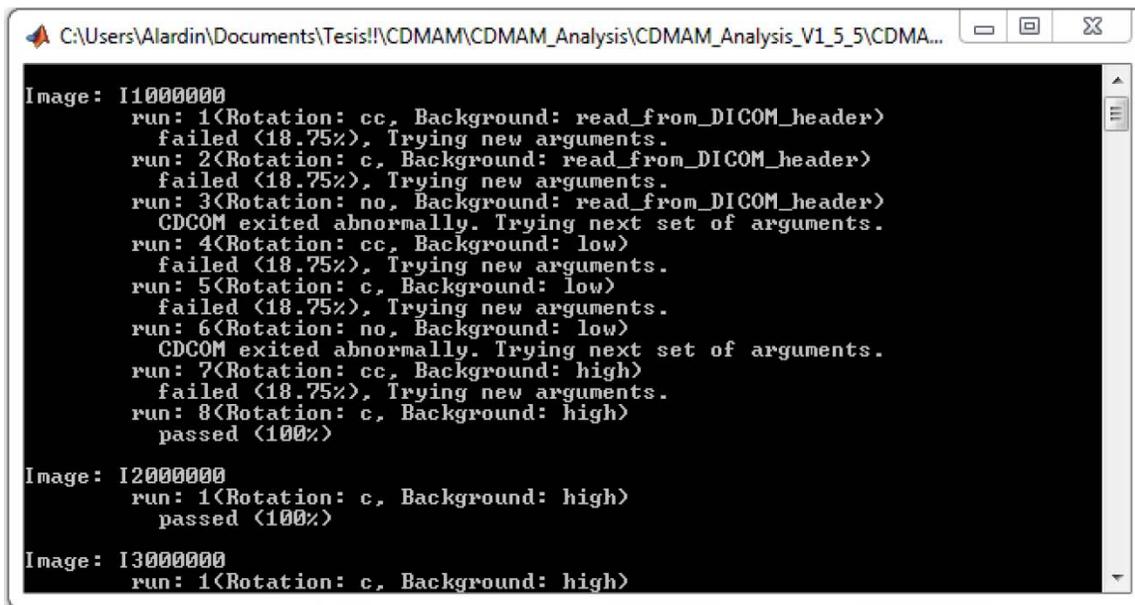


Figura 4: Ventana del programa ejecutable.

La segunda venta que se despliega es la del menú del programa (figura 5).

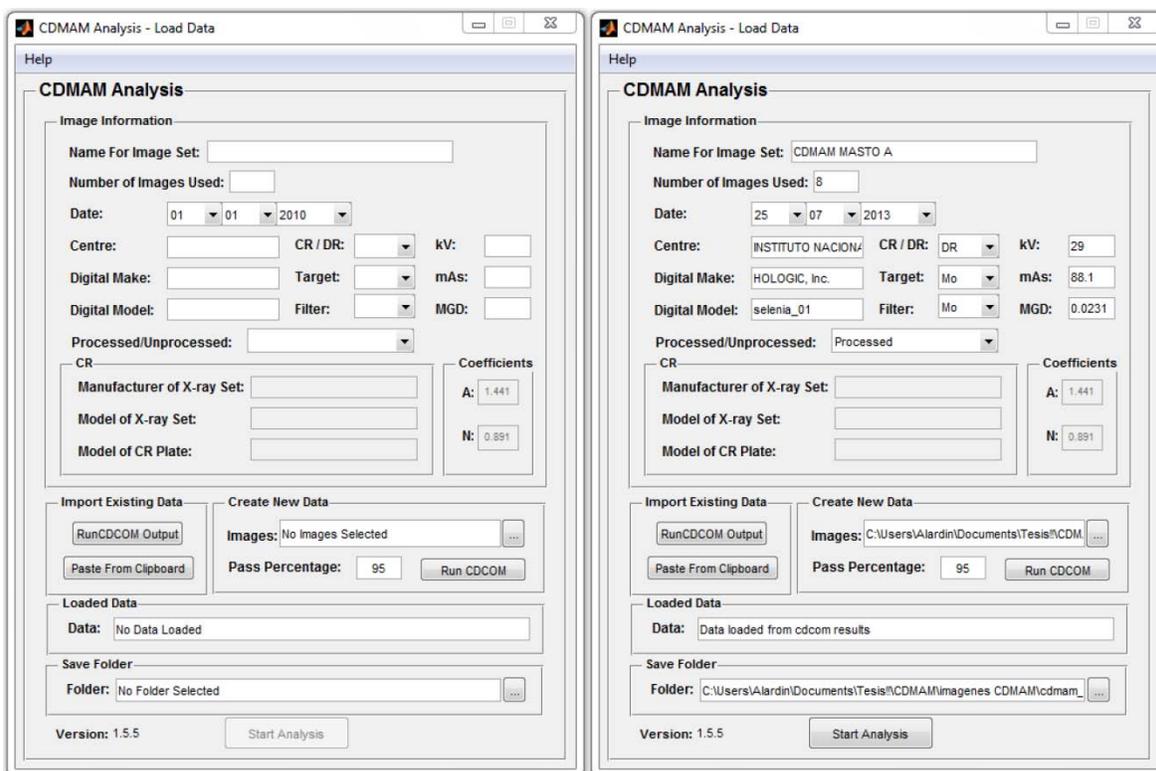


Figura 5: Menú del programa inicial y final.

Menú del programa

En el menú del programa están disponibles las siguientes características:

- ***Name for Image Set:** Sección en la cual se establece el nombre para el conjunto de imágenes
- **Number of Images Used:** Muestra el número de imágenes empleadas para realizar la prueba
- **Date:** Se establece la fecha en la cual se adquirieron las imágenes
- **Centre:** Indica la institución en la cual se adquirieron las imágenes
- **Digital Make:** Marca del equipo de mamografía
- **Digital Mode:** Modelo del equipo de mamografía
- ***CR/DR:** Se especifica si el equipo es CR o DR
- **Target:** Muestra el blanco del tubo de rayos X del mastógrafo empleado en las imágenes
- **Filter:** Indica el Filtro que empleo el mastógrafo al adquirir las imágenes
- **kV:** El kilovoltaje empleado para la toma de las imágenes
- **mAs:** Obtiene los miliampers por segundo empleados en las imágenes
- **MGD:** La dosis calculada por el equipo
- ***Processed/Unprocessed:** Se especifica si las imágenes son preprocesadas o procesadas
- ***Run CDCOM Output:** Permite importar un archivo de una prueba anterior, el que se debe seleccionar es un archivo fraction.xls (ver figura 6)

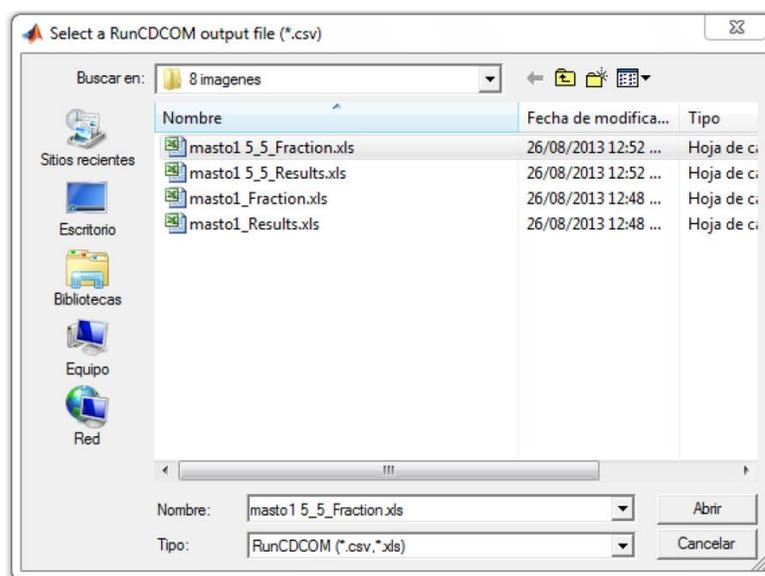


Figura 6: Ventana para seleccionar un archivo ".xls" obtenido en una prueba anterior.

- ****Paste From Clipboard:** Permite pegar desde el portapapeles
- ***Images:** Se debe seleccionar la carpeta en la que se encuentran las imágenes que se utilizaran (ver figura 7)

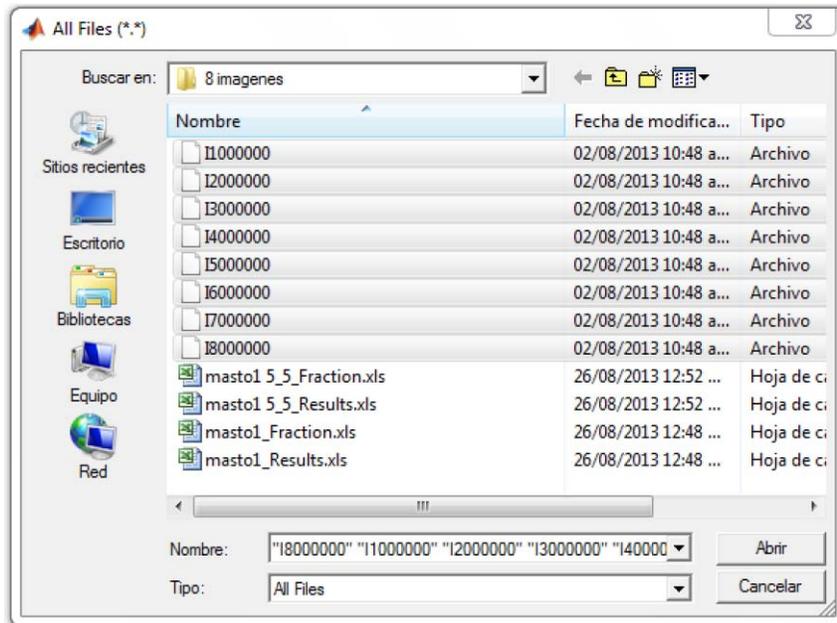


Figura 7: Menú desplegable que aparece después de seleccionar el comando en la sección "Imágenes".

- **Pass Percentage:** Porcentaje aprobado después del análisis sobre las imágenes
- **Run CDCOM:** Este botón permite iniciar la prueba con el programa CDCOM, por lo que instantes después se abre una pestaña la cual muestra el total de imágenes utilizadas en esta prueba y el progreso de la evaluación sobre ellas (ver figura 8).

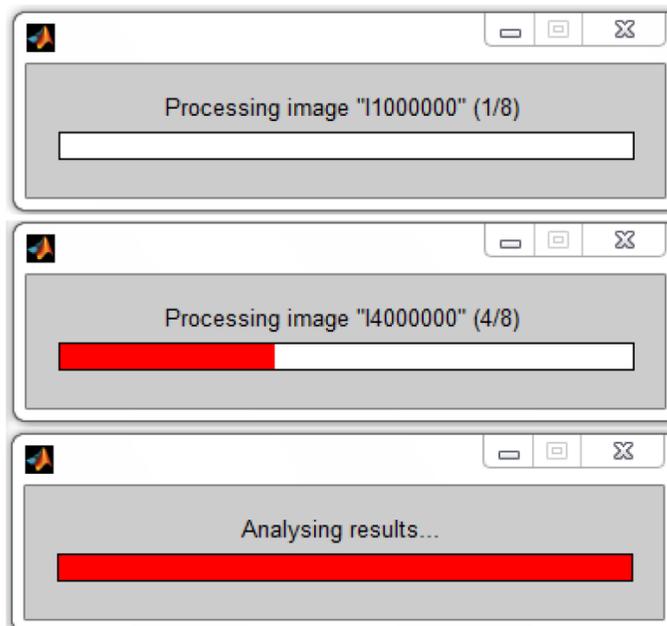


Figura 8: Ventana en tres distintos instantes del procesado de las imágenes.

- **Data:** Muestra la ubicación del archivo seleccionado en la opción "Run CDCOM Output"

- **Folder:** Permite seleccionar la carpeta en la cual se guardara el archivo que se esté creando (ver figura 8)

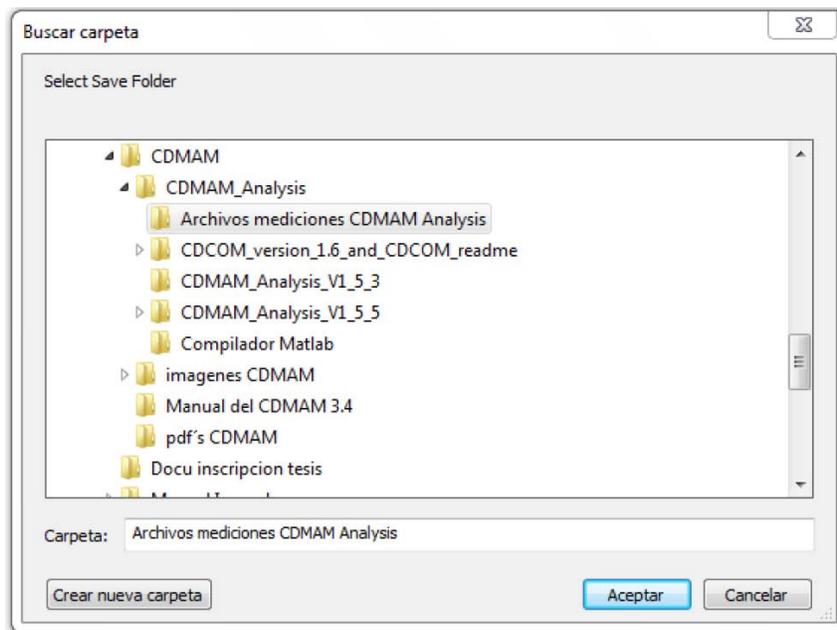


Figura 9: Carpeta para almacenar resultados obtenidos.

- **Start Analysis:** Botón con el cual se da la indicación del inicio de la evaluación de las imágenes

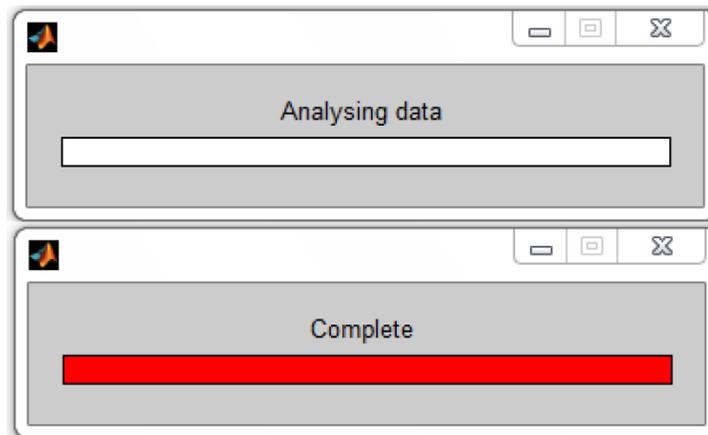


Figura 10: Análisis de dato realizado al seleccionar la pestaña Start Analysis.

Nota: * Indica cuales son las opciones que se deben especificar antes de seleccionar "Run CDCOM". ** Indican que esta opción del programa no se pudo hacer funcionar.

Después de llenar las opciones antes indicadas con un asterisco, se selecciona "Run CDCOM" para comenzar la lectura de las imágenes. Al terminar automáticamente se llenaran los

espacios en blanco y de esta manera se podrá seleccionar la opción Start Analysis y se abrirá la ventana de la figura 10 mostrando el avance del análisis de las imágenes.

Una nueva ventana se abre para mostrar los datos obtenidos para el umbral de contraste de cada diámetro del maniquí y los resultados se grafican en dos curvas, una muestra el espesor de los discos de oro contra la proporción detecta correctamente, la segunda curva es la del umbral C-D (ver figura 11).

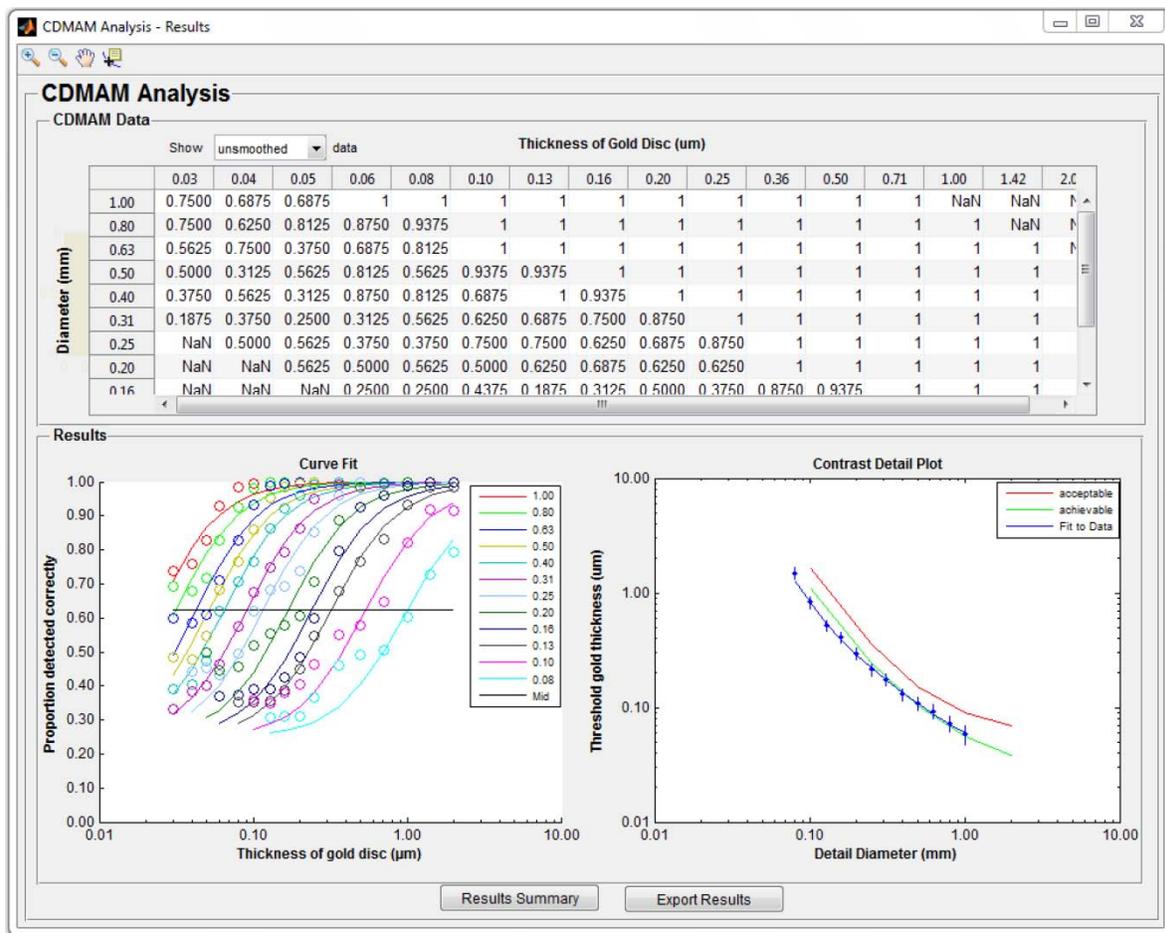


Figura 11: Resultados del CDMAM Analyser.

Al seleccionar en la figura 11 la pestaña “Results Summary” se abre una ventana (figura 12) que muestra un resumen global de los resultados obtenidos. Indica información general del sistema, los límites aceptables y deseables del C-D al igual que los valores obtenidos por el programa, los valores de la curva de C-D predichos para un observador humano, y por último la curva de las mediciones del umbral de contraste predichas.

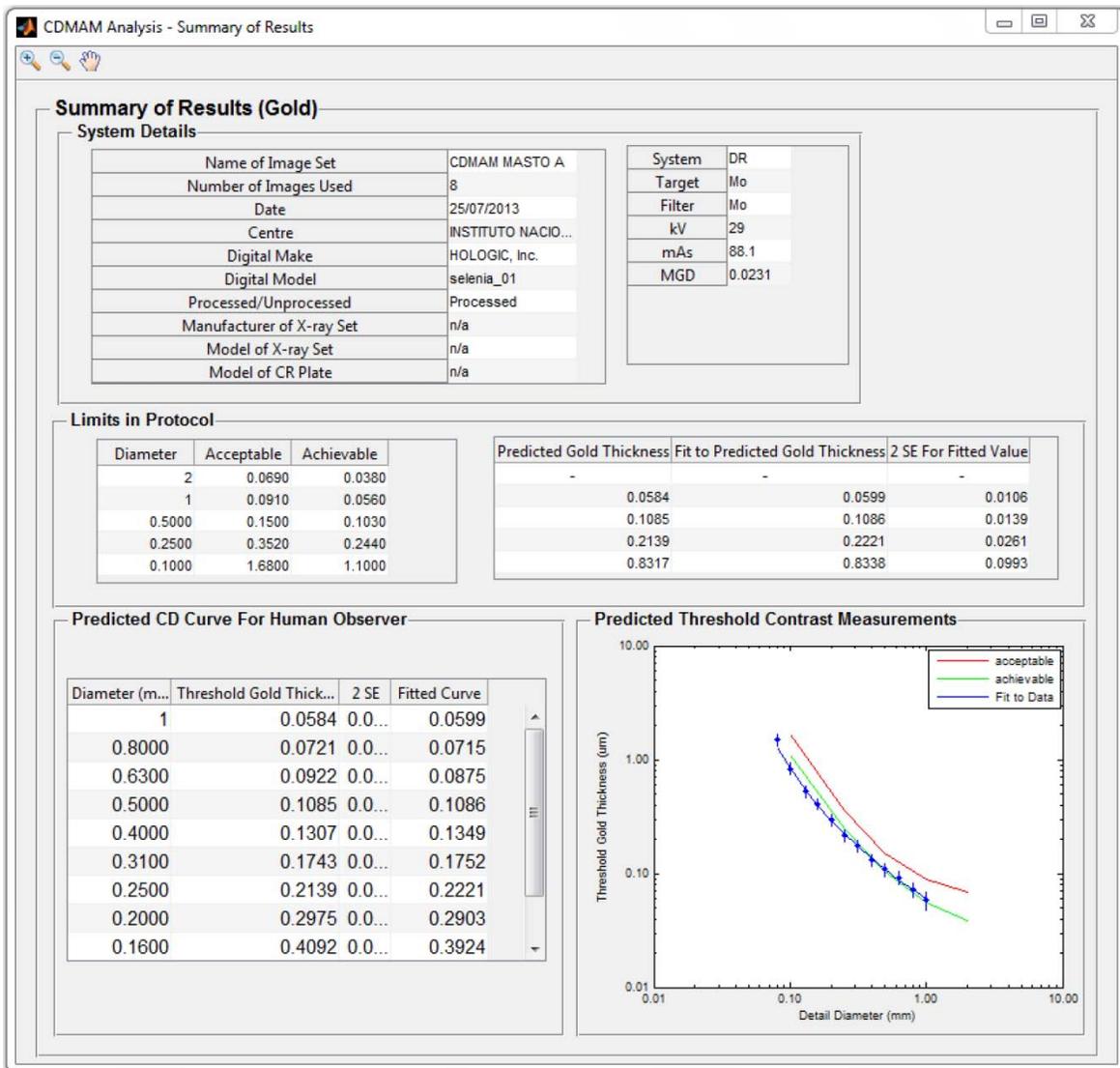


Figura 12: Información del resumen de resultados.

Otra opción que se puede seleccionar en la figura 11 es la pestaña "Export Results". Al dar clic en esta opción los resultados se exportarían a un documento ".xls" (Excel) como el mostrado en la figura 13 en una hoja de cálculo.

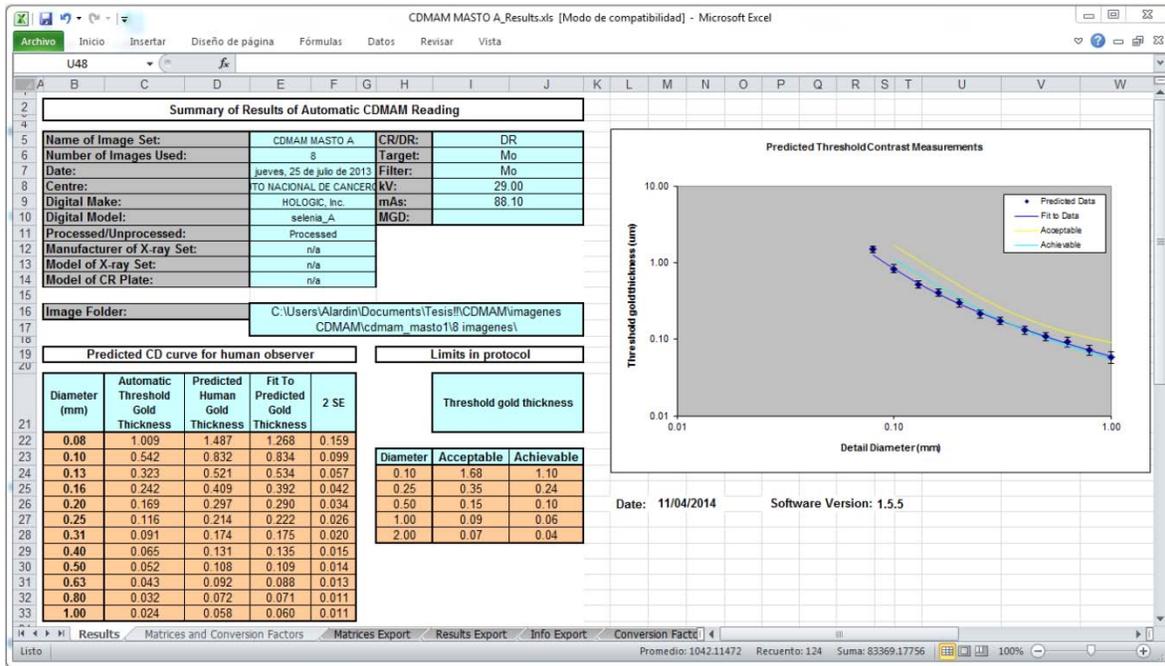
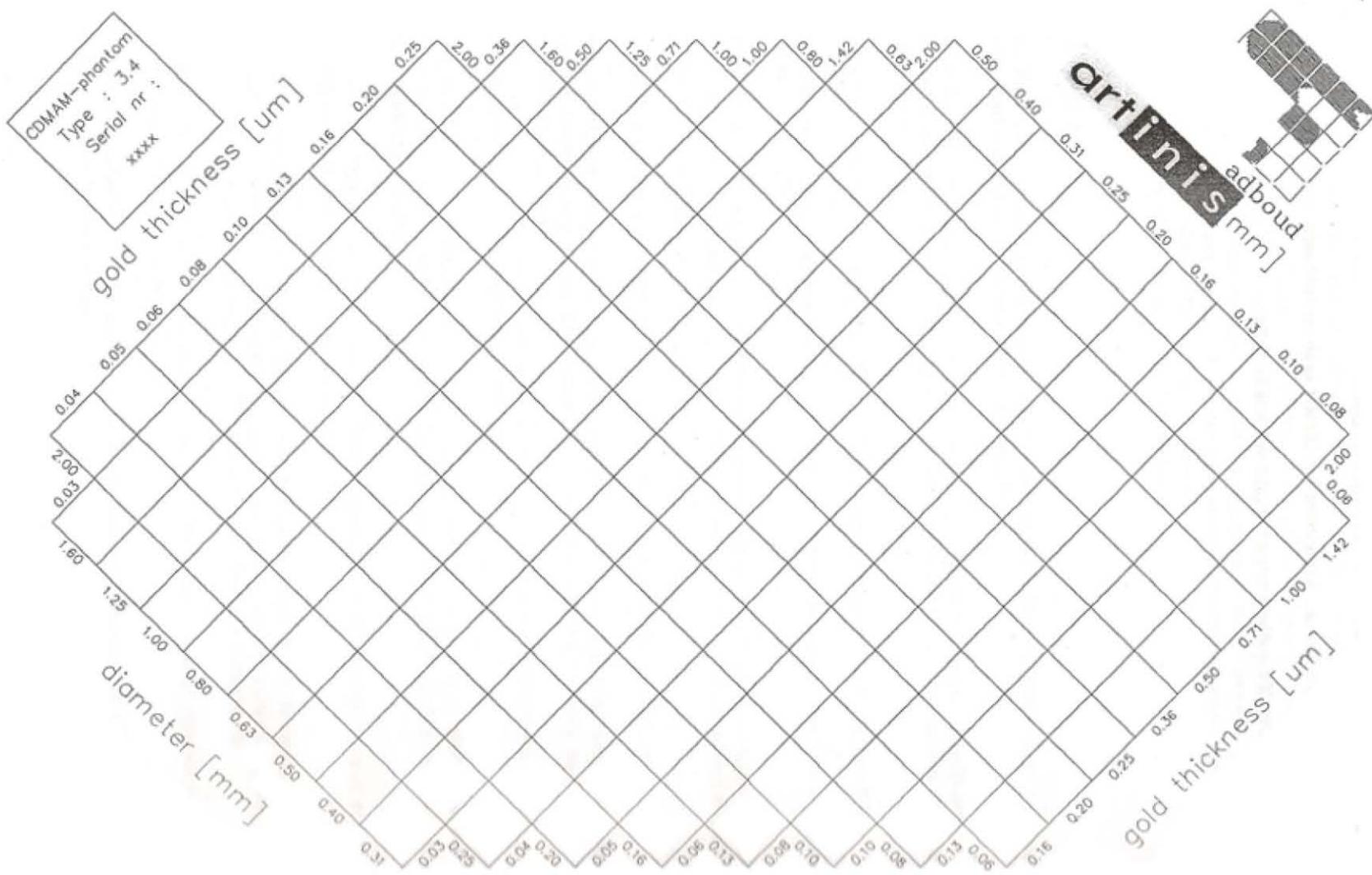


Figura 13: Hoja de cálculo donde se exportan los resultados.

II.6 Instrucciones de uso del programa

Cuando se utiliza el programa CDMAM Analyser es importante tomar nota de lo siguiente:

- Cuando el programa se utiliza para fines de control de calidad, se debe procurar que las condiciones de exposición de las imágenes bajo evaluación sean iguales.
- Compruebe cuántas imágenes se necesitan con el fin de crear un resultado fiable. En el Manual de CDCOM se aconseja utilizar (por lo menos) ocho imágenes del CDMAM.
- Es aconsejable tener para un análisis, un conjunto de imágenes. La European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF) aconseja por lo menos ocho imágenes. Mueva el maniquí un poco entre cada exposición con el fin de garantizar que las pequeñas imperfecciones geométricas y las limitaciones de tamaño de píxel se anulan.
- Se recomienda utilizar los archivos de datos brutos.



**Formato para realizar la puntuación para el maniquí
CDMAM, versión 3.4**

Formato de evaluación del maniquí CDMAM, versión 3.4

