



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO**

---

---

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**Sustracción de imágenes mamográficas  
usando medio de contraste**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)**

PRESENTA:

**BIANEY ATRIANA PALMA FERNÁNDEZ**

DIRECTOR DE TESIS: Dra. María Ester Brandan Siqués

COMITÉ TUTORAL: Dra. María Isabel Gamboa de Buen  
Dr. Luis Benítez Bribiesca  
Dra. Yolanda Villaseñor Navarro



posgrado en ciencias físicas  
u n a m

MÉXICO, D.F.

OCTUBRE 2007



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.

*A mis padres*

*Senen Palma Coyotl*

*Gloria Fernández Perdomo*

*y a mis hermanas*

*Yunuen y Denisse*

*A Andrea*

## Agradecimientos

A la Dra. María Ester Brandan Siqués, quien dirigió esta tesis, por su dedicación, confianza, cariño y en especial por enseñarme con su ejemplo.

Al comité sinodal por la minuciosa y dedicada revisión de este trabajo:

Dra. María Ester Brandan Siqués  
Dra. María Isabel Gamboa de Buen  
M. en C. Verónica Ramírez Rodríguez  
Dr. Luis Benítez Bibriesca  
Dr. Arnulfo Martínez Dávalos

A los miembros del comité tutorial por su apoyo y consejos en la elaboración de este trabajo

Dra. María Ester Brandan Siqués  
Dra. María Isabel Gamboa de Buen  
Dra. Yolanda Villaseñor Navarro  
Dr. Luis Benítez Bibriesca

A la Dra. Yolanda Villaseñor y al Instituto Nacional de Cancerología por las facilidades dadas para la realización de la parte experimental.

Al M. en C. Cesar Ruíz por sus consejos y apoyo en lo académico y en lo personal.

Al M. en C. Flavio Trujillo Zamudio por su ayuda durante las irradiaciones, y por su enseñanza en el manejo del equipo mamográfico.

A la M. en C. Verónica Ramírez Rodríguez por sus consejos y ayuda incondicional.

Al Ing. Marco A. Veytia y personal del taller del IFUNAM por la fabricación del maniquí.

A todos mis profesores de la maestría, por su enseñanza, paciencia y dedicación.

Al Instituto de Física de la UNAM por las facilidades prestadas para la elaboración de este trabajo.

Al proyecto PAPIIT IN109302 por el apoyo para la realización de este trabajo

A mis compañeros de la maestría por su valiosa amistad:

Ulises Moya, Gabriel Hinojosa, Olinca Galván, Benjamín Hernández, Luis Manuel Colín, Eglain Constantino y Hugo Ramírez.

A mis amigos por su apoyo incondicional, por estar siempre ahí:

Belinka González, Isabel Domínguez, Ariadna Blanca y Andres Anzo.

A mi familia por su amor

A Andrea por darme un motivo

## Tabla de contenido

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	8
<b>LISTA DE TABLAS</b> .....	14
<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	20
<b>2. CÁLCULO DEL COCIENTE CONTRASTE/RUIDO PARA IMÁGENES SUSTRÁIDAS</b> 24	
<b>A. FORMALISMOS Y MÉTODOS DE CÁLCULO</b> .....	24
A.1. Imágenes de energía dual de un objeto contrastante.....	24
a) Cálculo para un cilindro contrastante expuesto a espectro continuo (DE).....	28
b) Cálculo para una energía efectiva.....	30
A.2. Imágenes de un objeto al que se administra, temporalmente, medio de contraste	
.....	32
a) Cálculo para energía dual (DEPP).....	32
b) Cálculo para una misma energía (PP) .....	33
<b>B. PARÁMETROS DE ENTRADA</b> .....	34
B. 1. Espectros .....	34
B. 2. Coeficientes lineales de atenuación.....	38
<b>C. FIGURAS DE MÉRITO</b> .....	40
C.1. Definición.....	40
C. 2. Coeficientes para el cálculo de dosis.....	40
<b>D. RESULTADOS DE LOS CÁLCULOS</b> .....	41
D. 1. Características generales de las imágenes individuales .....	41
D.2. Cociente contraste/ruido.....	43
D. 3. Figura de mérito.....	47
D.4. Límites de visualización para vasos sanguíneos.....	50
D.5. Otros casos.....	54
<b>3. MEDIDAS DE CONTRASTE/RUIDO PARA UN MANIQUÍ CON MEDIO DE</b>	
<b>CONTRASTE</b> .....	62
<b>A. MÉTODO EXPERIMENTAL</b> .....	62
A.1. Diseño y construcción del maniquí.....	62
A.2. Protocolo de irradiación.....	63
A.3. Manejo y sustracción de las imágenes.....	66
<b>B. RESULTADOS EXPERIMENTALES</b> .....	69
B.1 Características de las imágenes individuales .....	69
B.2. Propiedades generales de las imágenes sustraídas .....	73

B.3. Cociente contraste a ruido para imágenes sustraídas.....	75
B.4. Figuras de Mérito .....	81
B.5. Límites de visualización .....	83
B.6. Estudio del Ruido.....	85
<b>4. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS .....</b>	<b>96</b>
<b>5. CONCLUSIONES .....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO 1. CONCEPTOS BÁSICOS DE FÍSICA DE RADIACIONES Y DOSIMETRÍA ....</b>	<b>102</b>
<b>I. ATENUACIÓN EXPONENCIAL .....</b>	<b>102</b>
<b>II. EXPOSICIÓN Y KERMA .....</b>	<b>103</b>
<b>III. DOSIS EN MAMOGRAFÍA .....</b>	<b>104</b>
<b>ANEXO 2. MAMOGRAFÍA DIGITAL.....</b>	<b>106</b>
<b>I. SISTEMA DE DETECCIÓN DE RAYOS X.....</b>	<b>106</b>
i) Detectores digitales de Rayos X de conversión directa .....	106
ii) Detectores digitales de Rayos X de conversión indirecta .....	106
<b>II. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LOS DETECTORES DIGITALES: EFICIENCIA CUÁNTICA, RESOLUCIÓN</b>	
<b>ESPACIAL, CONTRASTE, Y RUIDO. ....</b>	<b>107</b>
i) Eficiencia cuántica .....	107
ii) Sensibilidad.....	108
iii) Resolución espacial.....	108
iv) Cociente contraste a ruido .....	108
v) Características del equipo Senographe DS.....	109
<b>ANEXO 3. CÓDIGOS DE MATLAB .....</b>	<b>110</b>
<b>I. CÁLCULO DEL SNR PARA IMÁGENES RESTADAS (MODALIDAD DE) .....</b>	<b>110</b>
<b>II. DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE PESO Y RESTA DE IMÁGENES INDIVIDUALES. ....</b>	<b>115</b>
<b>III. EVALUACIÓN DE LA ROI: TONO DE GRIS PROMEDIO Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR. ....</b>	<b>117</b>
<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>118</b>

## Lista de Figuras

---

- Fig. 2. 1. Mama comprimida de espesor total  $T$ , con microcalcificación ( $\mu\text{Ca}$ ) cúbica de dimensión  $t_c$ , tejido adiposo y glandular de espesores  $t_a$  y  $t_g$ , respectivamente, atravesada por un haz paralelo de rayos X [Ref. 19]. ..... 25
- Fig. 2. 2. Representación de un vaso sanguíneo mediante un paralelepípedo de dimensiones  $T_1 \times T_1 \times L$ , que contiene un espesor  $t_l$  de  $I$  en su interior, y esquema de la relación entre el diámetro del vaso cilíndrico ( $D$ ) y el valor promedio de las cuerdas ( $T_1$ ) circunscritas a él. .... 28
- Fig. 2. 3. Espectros normalizados para combinación ánodo/filtro Mo/Mo para 25, 28, y 30 kV de voltaje aplicado. .... 36
- Fig. 2. 4. Espectros normalizados para combinación ánodo/filtro Rh/Rh para 35, 40 kV de voltaje aplicado y 40 kV + 1 mm Al (Rh/Rh 40D). .... 37
- Fig. 2. 5. Coeficientes lineales de atenuación del Mo y del Rh, siendo visibles sus bordes K a 19.99 keV y 23.22 keV, respectivamente [Ref. 24]. .... 37
- Fig. 2. 6. Coeficientes lineales de atenuación del tejido adiposo, glandular, yodo y CsI [Ref. 24]. .... 39
- Fig. 2. 7. Extrapolación polinomial de los datos de Wu *et al.* [Ref.28], (rombos) para espectros Rh/Rh. Los triángulos indican los valores extrapolados, usados en este trabajo. .... 41
- Fig. 2. 8. Dependencia del número de fotones detectados  $\Phi_{dm} \cdot A$  como función de la energía promedio a la entrada de la mama,  $E_{prom}$  (am), para 0.5 R de exposición a la entrada de la mama (igual que en Fig. 2. 9). .... 42
- Fig. 2. 9. Cociente señal /ruido como función del número de fotones detectados ( $\Phi_{dm} \cdot A$ ), para 0.5 R de exposición a la entrada de la mama, empleando los espectros Mo/Mo a 25, 28 y 30 kV, y Rh/Rh a 35 y 40 kV, incluyendo Rh/Rh40D. Se muestra un ajuste potencial. .... 43
- Fig. 2. 10. CNR como función de  $X_{rel}$  empleando la modalidad DE,  $0.6 \text{ mg/cm}^2$  de espesor de yodo y diámetro de vaso igual a 0.01 cm. .... 44



Fig. 2. 11. CNR como función de $X_{rel}$ para combinaciones de haces empleando la modalidad DEPP-RhconI, con $0.6 \text{ mg/cm}^2$ de espesor de yodo en el espectro de alto voltaje y diámetro de vaso igual a $0.01 \text{ cm}$ .	45
Fig. 2. 12. CNR como función de $X_{rel}$ para combinaciones de haces empleando la modalidad DEPP-MoconI, con $0.6 \text{ mg/cm}^2$ de espesor de yodo en el espectro de bajo voltaje y diámetro de vaso igual a $0.01 \text{ cm}$ .	46
Fig. 2. 13. CNR como función de la exposición relativa para la modalidad PP, $0.6 \text{ mg/cm}^2$ de espesor de yodo y diámetro de vaso igual a $0.01 \text{ cm}$ .	46
Fig. 2.14. CNR como función de la exposición relativa para las diferentes modalidades evaluadas. Las modalidades DEPP y DE se realizaron con Mo25 y Rh40, y PP con Mo 25. DEPP-RhconI (con yodo en el espectro de alto voltaje) y DEPP-MoconI (con yodo en es espectro de bajo voltaje).	47
Fig. 2. 15. Figuras de mérito como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un vaso de $0.01 \text{ cm}$ de diámetro, $1 \text{ cm}$ de longitud y un espesor de yodo igual a $0.6 \text{ mg/cm}^2$ empleando la modalidad DE.	48
Fig. 2. 16. Figuras de mérito como función de $X_{rel}$ para un vaso de $0.01 \text{ cm}$ de diámetro y un espesor de yodo igual a $0.6 \text{ mg/cm}^2$ empleando la modalidad DEPP.	49
Fig. 2. 17. Figuras de mérito como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un vaso de $0.01 \text{ cm}$ de diámetro, $1 \text{ cm}$ de longitud y un espesor de yodo igual a $0.6 \text{ mg/cm}^2$ empleando la modalidad PP.	49
Fig. 2. 18. Figuras de mérito como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un vaso de $0.01 \text{ cm}$ de diámetro, $1 \text{ cm}$ de longitud y $0.6 \text{ mg/cm}^2$ de yodo empleando todas las modalidades estudiadas. Todas utilizan en bajo voltaje Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 en alto voltaje.	50
Fig. 2. 19. CNR como función del diámetro de los vasos sanguíneos, empleando una técnica DEPP-RhconI.	52
Fig. 2. 20. CNR como función del diámetro de los vasos sanguíneos, empleando una técnica PP.	53
Fig. 2. 21. CNR como función del espesor de yodo, empleando una técnica DEPP en que el yodo se aplica en la imagen de alta energía.	54

Fig. 2. 22. CNR calculado para un vaso colocado dentro de una mama constituida por lucita, empleando Mo/Mo25 y Rh/Rh40 como espectros de baja y alta energía respectivamente. ....	55
Fig. 2. 23. CNR calculado considerando un factor de Bucky igual a 1/3 y 3 mm de fibra de carbono como filtro adicional del haz, empleando Mo/Mo25 y Rh/Rh40 como espectros de baja y alta energía respectivamente. ....	56
Fig. 3.1. a) Esquema de maniquí con las tres piezas que lo componen, b) pieza 2 del maniquí, con tubos colocados dentro de los canales. ....	62
Fig. 3. 2. Fotografías del maniquí de mama diseñado y elaborado en el IFUNAM.....	63
Fig. 3. 3. Colocación del maniquí durante las irradiaciones. ....	63
Fig. 3. 4. Exposición medida como función de la carga del tubo. Los símbolos son las medidas y las curvas son ajustes.....	65
Fig. 3. 5. Imagen logarítmica del maniquí obtenida con un espectro Mo/Mo a 25 kV. Los tubos contienen 300 mg/mL de yodo. ....	67
Fig. 3. 6. Imágenes típicas de a) bajo voltaje (Mo/Mo a 25kV y 63 mAs), b) alto voltaje (Rh/Rh a 40kV y 22.5 mAs), c) resta de las imágenes a - $\alpha$ b bajo la modalidad DE para una concentración de yodo igual a 300 mg/mL.....	69
Fig. 3. 7. a) Tono de gris promedio de la ROI del tubo con yodo como función de la exposición y b) Ruido ( $\sigma$ del fondo) como función del tono de gris promedio, para la imagen individual RAW, obtenida con Mo/Mo 25, para el tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm <sup>2</sup> de yodo.....	70
Fig. 3. 8. Ruido de la imagen logarítmica como función del tono de gris de la imagen RAW. La curva representa el ajuste potencial realizado a los datos. Mismos datos que en la Fig. 3. 7. ....	71
Fig. 3. 9. Tono de gris promedio en la imagen individual logarítmica de los tubos ( $G_{ln}$ ) como función del espesor de yodo, obtenidas con Mo/Mo a 25 kV y Rh/Rh a 40 kV, para una concentración de yodo igual a 300 mg/mL y 0.5 R de exposición. ....	72
Fig. 3. 10. Contraste como función del espesor de yodo para imágenes individuales obtenidas con Mo/Mo a 25 kV y Rh/Rh a 40 kV, para una concentración de yodo igual a 300 mg/mL y 0.5R de exposición.....	72

- Fig. 3. 11. Factores de peso como función de la exposición relativa a bajo voltaje para las diferentes técnicas de sustracción evaluadas, empleando las combinaciones Mo25/Rh40 con una concentración de yodo igual a 300 mg/mL. .... 73
- Fig. 3. 12. Distribución de tonos de gris ( $G_{sub}$ ) en las ROI correspondientes a: a) fondo, b) región de yodo en la imagen del tubo de diámetro igual a 0.203 cm y 48 mg/cm<sup>2</sup> de yodo, en la imagen restada  $IM_{sub}$ . La curva ajustada en cada caso corresponde a una distribución normal (distribución de Gauss). .... 74
- Fig. 3. 13. Tono de gris promedio ( $G_{sub}$ ) de la ROI correspondiente al tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm<sup>2</sup> en las imágenes restadas, para las diferentes modalidades de sustracción, empleando Mo/Mo25 y Rh/Rh40 como espectro de baja y alta energía, respectivamente. DEPP se obtuvo aplicando el yodo a la imagen de alto voltaje. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual. .... 74
- Fig. 3. 14. CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para tres tubos con diámetros iguales a 0.0508 cm, 0.0762 cm y 0.203 cm, y espesores máxicos de yodo iguales a 48, 18 y 12 mg/cm<sup>2</sup>, respectivamente, evaluados con las modalidades: a) DE y b) PP. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual..... 76
- Fig. 3. 15. CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para tres tubos con diámetros iguales a 0.0508 cm, 0.0762 cm y 0.203 cm, y espesores máxicos de yodo iguales a 48, 18 y 12 mg/cm<sup>2</sup>, respectivamente, evaluados con las modalidades: a) DEPP-Rh-conI y b) DEPP-MoconI. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual..... 76
- Fig. 3. 16. CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para las tres modalidades evaluadas, incluyendo los dos casos de DEPP, para el tubo más grande y el grosor máximo de yodo. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual..... 77
- Fig. 3. 17. CNR predicho por el formalismo, como función de la exposición relativa a bajo voltaje para las tres modalidades. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP..... 78
- Fig. 3. 18. CNR a) medido y b) calculado, como función de la exposición relativa a bajo voltaje para todas las modalidades evaluadas, para el tubo de 0.0762 cm de diámetro con 18 mg/cm<sup>2</sup> de yodo. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP. En a) los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual..... 79
- Fig. 3. 19. CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para cuatro casos de DEPP: con MC en el espectro de bajo voltaje de Mo25 (DEPP-Mo25conI y DEPP-

Mo28sinI), con MC en el de alto voltaje de Mo28 (DEPP-Mo28conI) y con MC en el de alto voltaje de Rh40 (DEPP-Rh40conI) para el tubo de 0.203 cm de diámetro, con 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual..... 80

Fig. 3. 20. Figura de mérito como función de  $X_{rel}$  para los datos obtenidos experimentalmente con las tres técnicas de sustracción, empleando como espectros de bajo y alto voltaje, Mo25 y Rh40, respectivamente. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual. .... 81

Fig. 3. 21. Figuras de mérito calculadas para las tres modalidades de sustracción, empleando como espectros de bajo y alto voltaje, Mo25 y Rh40, respectivamente. ... 82

Fig. 3. 22. CNR como función del espesor másico de yodo para tubos de diámetros: a) 0.0762 cm y b) 0.203 cm. La modalidad DEPP emplea en este caso el yodo en la imagen obtenida con alto voltaje (Rh40)..... 84

Fig. 3. 23. Ruido medido en el fondo de las imágenes individuales para a) baja energía (Mo/Mo a 25 kV) y b) alta energía (Rh/Rh a 40 kV). La connotación conI y sinI se refiere a la presencia o ausencia de yodo en los tubos, respectivamente. .... 86

Fig. 3. 24. CNR para la resta de imágenes Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40, con el yodo en la de alta energía, usando dos juegos diferentes de imágenes a baja energía. .... 86

## Lista de Tablas

---

Tabla 2. 1. Modalidades de sustracción estudiadas, incluyendo su descripción. $Im_1$ , $Im_2$ son las imágenes obtenidas con energías $E_1$ , $E_2$ , con o sin yodo (I). .....	29
Tabla 2. 2. Coeficientes $k$ empleados para el cálculo del cociente señal/ruido en la imagen restada bajo diferentes modalidades de sustracción. ....	34
Tabla 2. 3. Características de los espectros usados. 40D se refiere al espectro de Rh/Rh 40 endurecido adicionalmente por 1 mm de aluminio. ....	35
Tabla 2. 4. Factores de normalización para los espectros de la [Ref. 22], incidentes a la entrada de la mama, así como el número de fotones correspondiente a 1 R. ....	36
Tabla 2. 5. Parámetros de calidad calculados para los espectros empleados. ....	38
Tabla 2. 6. Composición elemental para los tejidos mamarios adiposo y glandular. Porcentajes en peso de cada uno de los elementos [Ref.25]. ....	39
Tabla 2. 7. Valores $D_{gN}$ interpolados y extrapolados a partir de las tablas de Wu <i>et al.</i> [Ref.28]. ....	41
Tabla 2. 8. Combinaciones de espectros de baja y alta energía. ....	43
Tabla 2. 9. CNR calculado con una técnica DEPP-RhconI para un espesor de yodo igual a $0.3 \text{ mg/cm}^2$ , como función del diámetro del vaso en la imagen. ....	51
Tabla 2. 10. CNR calculado con una técnica PP para un espesor de yodo igual a $0.3 \text{ mg/cm}^2$ .....	52
Tabla 2. 11. CNR calculado con una técnica DEPP para diámetro de vaso igual a 0.01 cm y 1 cm de longitud. ....	53
Tabla 2. 12. CNR calculado para la imagen restada de un vaso de 0.203 cm de diámetro con $48 \text{ mg/cm}^2$ de yodo en su interior, colocado dentro de una mama constituida por lucita, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de baja y alta energía respectivamente. ....	55

Tabla 2. 13. CNR calculado para la imagen restada de un vaso de 0.203 cm de diámetro con 48 mg/cm <sup>2</sup> de yodo en su interior, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de baja y alta energía respectivamente, considerando un factor de Bucky igual a 1/3 y 3mm de fibra de carbono como filtrado adicional del haz. ....	55
Tabla 2. 14. Características calculadas para las imágenes individuales de una mama comprimida a 4.5 cm, composición 50% tejido glandular, conteniendo un cilindro de 0.01 cm de diámetro con un espesor de yodo de 0.3 mg/cm <sup>2</sup> , para exposiciones de 0.5 R a bajo y alto voltaje. ....	57
Tabla 2. 15. Dosis glandular promedio (D <sub>g</sub> ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como D <sub>g</sub> total, CNR y FOM (CNR <sup>2</sup> /D <sub>g</sub> ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a 0.6 mg/cm <sup>2</sup> , diámetro de vaso igual a 0.01 cm y 1 cm de longitud, empleando la modalidad DE. ....	58
Tabla 2. 16. Dosis glandular promedio (D <sub>g</sub> ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como D <sub>g</sub> total, CNR y FOM (CNR <sup>2</sup> /D <sub>g</sub> ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a 0.6 mg/cm <sup>2</sup> , diámetro de vaso igual a 0.01 cm y 1 cm de longitud, empleando la modalidad DEPP con el medio de contraste en la imagen de alto voltaje (DEPP-RhconI). ....	59
Tabla 2. 17. Dosis glandular promedio (D <sub>g</sub> ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como D <sub>g</sub> total, CNR y FOM (CNR <sup>2</sup> /D <sub>g</sub> ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a 0.6 mg/cm <sup>2</sup> , diámetro de vaso igual a 0.01 cm y 1 cm de longitud, empleando la modalidad DEPP con el medio de contraste en la imagen de bajo voltaje (DEPP-MoconI). ....	60
Tabla 2. 18. Dosis glandular promedio (D <sub>g</sub> ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como D <sub>g</sub> total, CNR y FOM (CNR <sup>2</sup> /D <sub>g</sub> ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a 0.6 mg/cm <sup>2</sup> , diámetro de vaso igual a 0.01 cm y 1 cm de longitud, empleando la modalidad PP. ....	61
Tabla 3. 1. Diámetros internos (D) y externos (DE) de los tubos empleados en el maniquí. ....	62
Tabla 3. 2. Técnicas radiológicas empleadas. ....	64
Tabla 3. 3. Valores de CHR medida y calculada para los diferentes espectros. Se incluye además la energía efectiva E <sub>CHR</sub> del haz medida y la calculada a partir de los espectros de Boone, ver 2.B.1. ....	64
Tabla 3. 4. Espesor másico de yodo (mg/cm <sup>2</sup> ) como función del diámetro del tubo (cm), para cada concentración de yodo (mg/cm <sup>3</sup> ) evaluada. ....	66

Tabla 3. 5. Características de las imágenes RAW del Senographe 2000D .....	67
Tabla 3. 6. Combinaciones de imágenes individuales empleadas para restar .....	68
Tabla 3. 7. Diámetro interno D y correspondiente $T_I$ en número de píxeles.....	68
Tabla 3. 8. Valores promedio de tono de gris y desviación estándar para ROI en el fondo y en el tubo de 0.203 cm de diámetro y 48mg/cm <sup>2</sup> de espesor másico de yodo, obtenidos de las imágenes individuales RAW y logarítmicas adquiridas con un espectro Mo/Mo 25, como función de la exposición X. ....	71
Tabla 3. 9. Ejemplo del CNR calculado como función de la exposición relativa a bajo voltaje, para las tres modalidades evaluadas, para 3 diámetros de tubo diferentes.....	75
Tabla 3. 10. CNR calculado teóricamente para las diferentes modalidades, para dos vasos con diámetros y espesores másicos de yodo diferentes, como función de la exposición relativa a bajo voltaje. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP.....	78
Tabla 3. 11. CNR medido para tres espesores de yodo, empleando como espectros de alto voltaje Rh40 y Rh40 endurecido por 1 mm Al (Rh40D) con una técnica DEPP. El yodo se aplicó en las imágenes de alta energía. ....	80
Tabla 3. 12. CNR para un tubo de 0.203 cm de diámetro y diferentes espesores de yodo (mg/cm <sup>2</sup> ) empleando la técnica de sustracción PP.....	81
Tabla 3. 13. CNR y FOM para diferentes espesores de yodo y $X_{rel} = 0.5$ , empleando la modalidad DEPP con yodo en los espectros de alto voltaje (Rh40 y Rh40D), y la modalidad PP empleando Mo a 25 y 28 kV.....	83
Tabla 3. 14. Parámetros óptimos propuestos para las diferentes modalidades de sustracción de imágenes mamográficas.....	83
Tabla 3. 15. Valores de carga del tubo de rayos X y exposición. La carga sólo puede tomar valores predeterminados por el equipo.....	87
Tabla 3. 16. Muestra de los factores de peso y CNR para las sustracciones realizadas empleando la combinación Mo25/Rh40 y una concentración de yodo igual a 300 mg/mL. ....	87
Tabla 3. 17. Contraste, ruido y cociente contraste/ruido (CNR), para las tres diferentes modalidades de sustracción de imágenes. DE, PP, DEPP-MoconI y DEPP-RhconI se realizaron empleando, como espectros de bajo y alto voltaje, Mo/Mo/25 kV y	

Rh/Rh/40 kV, respectivamente. El MC fue aplicado en la imagen obtenida con alto voltaje para DEPP-RhconI y en la de bajo voltaje para DEPP-MoconI. DEPP-Mo28, se refiere a la aplicación de la modalidad DEPP empleando como espectro de alto voltaje Mo/Mo/28 kV en lugar del espectro de Rh/Rh/40 kV, con el MC aplicado a la imagen obtenida con Mo/Mo/28 kV es DEPP-Mo28conI, y con el MC en la imagen obtenida con el espectro de baja es DEPP-Mo28sinI. .... 88

Tabla 3. 18. Cociente contraste a ruido (CNR), dosis glandular promedio ( $D_g$ ) y figura de mérito (FOM) calculados a partir de los datos experimentales obtenidos para las diferentes técnicas como función de la exposición relativa a bajo voltaje ( $X_{rel}$ ), para un tubo de 0.203 cm de diámetro y un espesor de yodo igual a  $48\text{mg}/\text{cm}^2$ . La modalidad DEPP-RhconI se refiere a la aplicación de la modalidad DEPP empleando MC en la imagen adquirida con el espectro de Rh de alto voltaje (40 kV), y DEPP-MoconI a la misma modalidad empleando el MC en la imagen adquirida con el espectro de Mo a bajo voltaje (25 kV). .... 89

Tabla 3. 19. CNR,  $D_g$  y FOM calculados a partir del formalismo teórico para las diferentes técnicas como función de la exposición relativa a bajo voltaje ( $X_{rel}$ ), para un tubo de 0.203 cm de diámetro y un espesor de yodo igual a  $48\text{mg}/\text{cm}^2$ . .... 89

Tabla 3. 20. Valores de CNR para las técnicas PP, DE, DEPP y DEPP-40D. Ésta última se refiere a la aplicación de la técnica DEPP empleando como espectro de alto voltaje, el espectro de Rh40 endurecido (Rh40D). Los valores se presentan como función del espesor de yodo ( $\text{mg}/\text{cm}^2$ ) y del diámetro del tubo para las diferentes concentraciones de yodo. .... 90

Tabla 3. 21. Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad DE, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y  $48\text{ mg}/\text{cm}^2$  de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de bajo voltaje y alto voltaje respectivamente. Se presentan los valores calculados y los medidos. .... 91

Tabla 3. 22. Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad PP, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y  $48\text{ mg}/\text{cm}^2$  de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25. Se presentan los valores calculados y los medidos. .... 92

Tabla 3. 23. Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad DEPP-RhconI, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y  $48\text{ mg}/\text{cm}^2$  de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de bajo voltaje y alto voltaje respectivamente. El medio de contraste se administra en la imagen de alto voltaje Se presentan los valores calculados y los medidos. .... 93



Tabla 3. 24. Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad DEPP-MoconI, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y  $48 \text{ mg/cm}^2$  de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de bajo voltaje y alto voltaje respectivamente. El medio de contraste se administra en la imagen de bajo voltaje. Se presentan los valores calculados y los medidos..... 94

## Introducción

---

El cáncer mamario (CaMa) es el tumor maligno femenino más frecuentemente diagnosticado en el mundo. De acuerdo con lo publicado en *The Breast Journal*, cada año se diagnostican más de 1,1 millones de casos de CaMa, los cuales representan el 10% de todos los casos nuevos de cáncer diagnosticados, mientras que las defunciones por CaMa ascienden a más de 410,000 anualmente, cerca del 14% del total de muertes por cáncer en mujeres a nivel mundial [Ref. 1]. Las cifras estadísticas de morbilidad y mortalidad [Ref. 2] muestran que, a pesar de que actualmente se registra un número mayor de nuevos casos de CaMa en los países industrializados (más de 630 mil cada año), el número de muertes es mayor en los países más pobres (más de 220 mil). Esto refleja, probablemente, el efecto reductor de la mortalidad debido al acceso a procedimientos eficaces y oportunos de detección y tratamiento en los países industrializados.

En México, el cáncer de mama es la segunda causa de muerte femenina, una mujer muere cada dos horas como consecuencia de esta enfermedad [Ref. 2]. De acuerdo con las estadísticas del Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática (INEGI), hace 10 años se tenían registradas 3026 muertes anuales por CaMa, para el 2005 el número se incrementó a 4234, lo que representa un aumento de 40% en una década [Ref.3]. La tendencia en los últimos años no refleja una reducción en la tasa de mortalidad en nuestro país.

La mama es un órgano glandular constituido por dos componentes tisulares principales: los elementos glandulares, que comprenden los lóbulos y conductos, y el tejido conjuntivo que constituye la estructura de su sostén. Estos dos elementos están literalmente flotando en grasa, la cual constituye la mayor parte del volumen de la mama. Cada glándula mamaria se divide en lóbulos compuestos de tejido glandular, los que a su vez se subdividen en lobulillos y ramificaciones que desembocan en los conductos galactóforos y terminan en el pezón. Justo debajo de la cara interior de la mama, el tejido conjuntivo es muy poco compacto y ahí lo atraviesan los nervios, la sangre y los vasos linfáticos que alimentan y drenan la glándula mamaria [Ref. 4].

El cáncer de mama, al igual que los demás tipos de cáncer, se caracteriza por un crecimiento celular desordenado, descontrolado y anormal. Para la detección del cáncer de mama se dispone de tres métodos alternativos que son el autoexamen, el examen clínico mamario y la mamografía (o mastografía). En términos generales, se considera que el cáncer de mama tiene alta probabilidad de ser curado cuando el tumor se diagnostica *in situ* o en una etapa temprana de diseminación regional, que gruesamente corresponde a tumores con diámetro menor que un centímetro y a un involucramiento mínimo de los ganglios linfáticos [Ref. 5].

La mamografía convencional ha sido hasta ahora el mejor procedimiento para la detección del CaMa. Su eficiencia se ve limitada por la compleja arquitectura del tejido fibroglandular presente en las mamas radiológicamente más densas (mayor contenido de tejido fibroglandular), lo que dificulta la visualización del tumor en etapas tempranas (< 4 mm) [Ref. 6]. La introducción de la mamografía digital, debido a su mayor resolución de contraste, ha permitido mejorar la calidad de las imágenes con dosis iguales o menores que las obtenidas al emplear mamografía convencional [Ref. 7]. En los estudios realizados hasta el momento, la mamografía digital no ha demostrado ser superior como herramienta de detección, [Ref. 8] y [Ref. 9], sin embargo presenta algunas otras ventajas tales como la facilidad de manipular, almacenar y enviar imágenes de forma digital a través de redes de comunicación (intranet o internet). Estas características han permitido el desarrollo de nuevas técnicas en imagenología digital mamaria, tales como la sustracción de imágenes, a la que se refiere esta tesis.

La formación del tumor está frecuentemente acompañada de los procesos de angiogénesis y linfangiogénesis, o formación de nuevos vasos sanguíneos y linfáticos a partir de los vasos preexistentes. Estos nuevos vasos, los cuales son anormalmente densos y absorbentes, crean conductos para la metástasis del tumor (diseminación de células cancerosas). El grado de angiogénesis depende fuertemente del tipo del tumor, en particular, el carcinoma ductal in situ, CDIS (afección no invasora), y el carcinoma ductal infiltrante, CDI (CaMa invasivo), presentan una baja densidad de neovascularización [Ref. 10].

Para aprovechar la angiogénesis del tumor, se ha ideado la técnica de sustracción de imágenes mamográficas (SIM) con medio de contraste (MC), la cual consiste en eliminar de la imagen mamaria el fondo de estructuras (tejido fibroglandular y adiposo) que oscurecen la presencia del tumor. El MC, usualmente yodado, es empleado para enfatizar la angiogénesis que rodea al tumor, debido a que el yodo atenúa los rayos X más eficientemente que los tejidos blandos, por la diferencia entre sus coeficientes lineales de atenuación, lo que permite visualizar los vasos que contienen yodo en la imagen resultante. La factibilidad de esta técnica ha sido demostrada por diferentes grupos de investigación, como se verá a continuación.

Una de las ideas propuestas es la SIM con MC y energía dual, utilizada por John M. Lewin *et al* [Ref. 11]. La técnica consiste en la adquisición de imágenes bajo una sola compresión, antes de la administración del medio de contraste (pre-contraste), con rayos X de baja y alta energía. A continuación se administra el MC yodado, se comprime la mama nuevamente y se realizan nuevas exposiciones (post-contraste) a alta y baja energía. Posteriormente, se resta cada par de imágenes de forma pesada para obtener una imagen que muestra preferencialmente el medio de contraste. Los haces de rayos X de baja y alta energía usados en ese estudio fueron: 22-33 kV (Mo/Mo) para baja energía y 44-49 kV (Rh/Rh) para alta energía. Los resultados mostraron la factibilidad de la técnica, al ser posible visualizar el MC alrededor de los tumores. Fue posible además notar una diferencia en el aumento de contraste dependiendo del tipo de tumor, siendo menos notorio en los casos de CDIS. Los autores sugieren realizar más estudios referentes a la optimización de los parámetros radiológicos.

La técnica de SIM con MC y energía dual fue aplicada también por el grupo de Jong *et al* [Ref. 12]. Su trabajo consistió en la adquisición de una imagen pre-contraste (máscara) y seis imágenes secuenciales de la mama post-contraste (sustracción temporal), seguida por la resta correspondiente, todo bajo una única compresión. Los resultados de este estudio sugieren que la mamografía digital con MC puede ser útil en la identificación de lesiones, especialmente en mamas densas.

La técnica de sustracción temporal de imágenes con MC fue implementada además por el grupo de F. Diekmann *et al.* [Ref. 13], adquiriendo imágenes antes de la administración del MC y 60 s, 120 s, y 180 s después de ser administrado. La imagen pre-contraste fue restada de las imágenes post-contraste. La optimización realizada para la aplicación de esta técnica consiste de haces de rayos X todos de la misma energía, combinación ánodo/filtro (Mo/Cu) y voltaje del tubo de 45 a 49 kV. Por su parte, el grupo de Mia Skarpathiotakis *et al.* [Ref. 14], encontró que la misma optimización permite visualizar en imágenes de un maniquí discos de 1.3 mm de radio con un espesor másico de yodo de  $0.3 \text{ mg/cm}^2$ .

Siguiendo la misma línea de sustracción temporal en imágenes de un maniquí, P Baldelli *et al.* [Ref. 15], evaluaron las mínimas concentraciones de yodo necesarias para ser visualizadas de forma óptima en la imagen resultante. Los resultados mostraron que la técnica requiere una concentración de yodo del orden de 1.6 y 1.0 mg/mL para poder visualizar detalles de 5 a 8 mm de radio. Sin embargo, se comenta que las concentraciones de yodo requeridas están por encima de las posibles de obtener clínicamente, que son del orden de 0.4 a 1 mg/mL [Ref. 12].

Gustaff Ullman *et al.* [Ref. 16] encontraron, mediante simulación Monte Carlo, que la combinación W/Cu a 45 kV es la óptima para obtener el valor máximo de una figura de mérito que considera contraste y dosis.

Los resultados obtenidos en estos trabajos independientes son alentadores acerca de la factibilidad clínica de la técnica de sustracción de imágenes con medio de contraste. En los trabajos mencionados se pone de manifiesto la necesidad de optimizar los parámetros radiológicos para equipos de mamografía comerciales, con la finalidad de obtener un máximo cociente entre el contraste y el ruido en la imagen sustraída. Adicionalmente, no se puede olvidar la dosis impartida a la paciente. Para pacientes asintomáticas sometidas a mamografía de detección, existen recomendaciones y normas internacionales que fijan un límite de 3 mGy [Ref. 17] en la dosis promedio recibida por la glándula mamaria en una exposición mamográfica. De aquí surge la inquietud de realizar un estudio sistemático acerca del impacto que tienen los parámetros técnicos de adquisición de imágenes, en un sistema mamográfico comercial, en la calidad de la imagen sustraída y en la dosis.

El objetivo de este trabajo es la optimización de los parámetros técnicos (kV, mAs, combinación ánodo/filtro) de un mastógrafo comercial (Senographe 2000D/DS de la General Electric), con el fin de obtener un máximo CNR, cociente entre el contraste de regiones con yodo y ruido en el fondo, en las imágenes sustraídas. La optimización toma en cuenta, necesariamente, la dosis impartida a la paciente.

Las modalidades de sustracción de imágenes que serán evaluadas en este trabajo son: a) SIM con MC y energía dual (DE), que consiste en la administración de MC y la adquisición de dos imágenes, una a baja y otra a alta energía, b) SIM pre-post MC y energía dual (DEPP), la cual se refiere a la adquisición de una imagen antes de administrar el MC y otra después del MC cambiando la energía de los rayos X y, por último, c) SIM pre-post MC con una sola energía (PP), que consiste en la adquisición de imágenes antes y después de la administración del MC empleando un mismo espectro. Los 3 escenarios suponen imágenes adquiridas bajo una misma compresión. El MC evaluado es yodo, y la sustracción ha sido realizada mediante la resta pesada del logaritmo de las imágenes.

La primera etapa del trabajo consistió en cálculos del CNR para imágenes restadas obtenidas con haces ofrecidos por el mastógrafo Senographe digital. El capítulo 2 describe los formalismos matemáticos implementados para el cálculo de CNR, de la dosis glandular promedio ( $D_g$ ) y las consecuentes figuras de mérito ( $FOM = CNR^2/D_g$ ) para cada modalidad de sustracción. Se presenta la optimización de parámetros para cada técnica y las predicciones en cuanto a límites de visualización para diferentes tamaños de objetos y concentraciones de yodo.

En una segunda etapa se obtuvieron imágenes de un maniquí diseñado ex profeso. El capítulo 3 describe el método para la adquisición y manipulación de imágenes individuales (exposiciones originales), así como el procedimiento para la sustracción de los pares de imágenes individuales correspondientes a cada modalidad. También se presenta el análisis numérico realizado del CNR y FOM de las imágenes sustraídas.

Los resultados de predicciones y medidas se discuten en el capítulo 4 con la finalidad de evaluar la validez del formalismo matemático, y obtener la esperada optimización de parámetros técnicos. En el capítulo 5 se encuentran las conclusiones de este trabajo de investigación.

# Cálculo del cociente contraste/ruido para imágenes sustraídas

---

La sustracción de imágenes se refiere a la resta ponderada de imágenes individuales, obtenidas en exposiciones separadas con diferentes espectros de rayos X y energías, con el objetivo de eliminar el fondo que dificulta la visualización del objeto de estudio. Un caso particular lo constituye el uso de un medio de contraste para aumentar la visualización del objeto de interés. Si este medio se aplica en sólo una de las imágenes, se le conoce como sustracción temporal [Ref. 13].

En un sistema de detección digital de rayos X, como el estudiado en esta tesis, basado en elementos discretos llamados píxeles, se tiene una relación directamente proporcional entre el número,  $N$ , de rayos X que generan la señal en un píxel y el tono de gris (digital),  $S$ , correspondiente al píxel.  $N$  está determinado por el número inicial de rayos X emitidos por el tubo, el grosor y las propiedades de atenuación y dispersión del objeto u objetos por los que atraviesan los rayos X hasta llegar al detector, y las propiedades del elemento detector. Las fluctuaciones alrededor del valor promedio de  $S$  en una región de interés, se conocen como el ruido de la imagen.

La técnica de sustracción de imágenes [Ref. 18] requiere trabajar con los valores logarítmicos de la señal. La resta (del logaritmo) de las imágenes individuales se realiza píxel por píxel, esto es, se restan los valores de tono de gris correspondientes al mismo píxel en cada par de imágenes. La resta se realiza de manera pesada, es decir, multiplicando una de las imágenes por un factor numérico, tal que al restar las dos imágenes, proporcione un valor del fondo igual a cero, lo que permite visualizar mejor al objeto de interés sobre el fondo.

En general, el contraste puede obtenerse mediante la resta del valor de tono de gris del píxel de interés y el valor del fondo que rodea la imagen. En el caso de una imagen sustraída, el valor del fondo es igual a cero, razón por la cual el contraste es igual a la señal. El cociente contraste/ruido, o equivalentemente, cociente señal/ruido del objeto de interés en la imagen sustraída, es una medida de la visualización del objeto por encima del ruido que lo rodea.

## A. Formalismos y métodos de cálculo

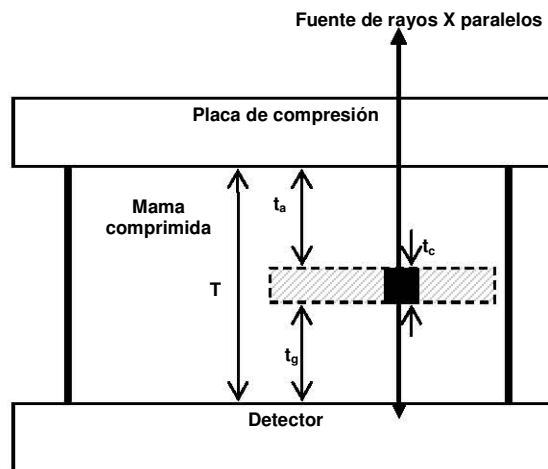
### A.1. Imágenes de energía dual de un objeto contrastante

El formalismo implementado en este trabajo para el cálculo del cociente señal/ruido de imágenes restadas está basado en el trabajo desarrollado por M.R. Lemacks *et al.* [Ref. 19],

para el cálculo del cociente señal/ruido (SNR) en imágenes de microcalcificaciones mamarias cúbicas obtenidas bajo la modalidad de sustracción de energía dual (DE) de mamografías digitales. El modelo de Lemacks *et al.* [Ref. 19] aplica directamente a un mastógrafo tipo Senographe 2000D/DS como el utilizado en nuestro trabajo (ver detalles en el Anexo 2).

La sustracción de energía dual consiste en la adquisición de dos imágenes individuales del mismo objeto obtenidas con espectros de rayos X de diferente energía, ya sea con diferente combinación ánodo/filtro y voltaje, o mismo ánodo/filtro y distinto voltaje. El logaritmo de las imágenes individuales se resta de forma pesada con la finalidad de incrementar la visualización de los objetos de interés al eliminar el fondo que los rodea. El principio de esta modalidad de sustracción es la dependencia en energía de los coeficientes lineales de atenuación de los diferentes materiales [Ref. 18].

En el trabajo mencionado se considera una mama formada por 3 materiales atenuadores principales: tejido adiposo, tejido glandular y calcificaciones. Supone además la incidencia de un haz paralelo polienergético de rayos X, cuyas componentes se atenúan exponencialmente al atravesar una mama comprimida de espesor total  $T$ , compuesta por un espesor  $t_a$  de tejido adiposo, un espesor  $t_g$  de tejido glandular, y un espesor  $t_c$  correspondiente a la sección transversal de una microcalcificación ( $\mu\text{Ca}$ ) cúbica, como se muestra en la Fig. 2. 1. La señal se considera proporcional al número de fotones de luz visible producidos en un elemento centellador del detector, que transforma, proporcionalmente, rayos X en fotones de luz. El desarrollo es numérico, y sólo toma en cuenta la radiación primaria.



**Fig. 2. 1.** Mama comprimida de espesor total  $T$ , con microcalcificación ( $\mu\text{Ca}$ ) cúbica de dimensión  $t_c$ , tejido adiposo y glandular de espesores  $t_a$  y  $t_g$ , respectivamente, atravesada por un haz paralelo de rayos X [Ref. 19].

La señal  $S_j$  es proporcional al valor promedio del número de rayos X de energía entre  $E$  y  $E+dE$  absorbidos en el centellador, multiplicado por la señal de luz generada por cada fotón en el centellador (CsI:Tl para un Senographe). La señal  $S_j$  (en que  $j$  representa la calidad del haz en la imagen individual, baja o alta energía) puede expresarse como:

$$(2.1) \quad S_j = \int dE \cdot R_j \cdot d^2 \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_a(E)T} \cdot e^{-\Delta\mu_g(E)t_g - \Delta\mu_c(E)t_c} \cdot A(E) \cdot Q(E);$$

$$j = b, a$$

$$\Delta\mu_g = \mu_g - \mu_a$$

$$\Delta\mu_c = \mu_c - \mu_a$$

$$T = t_a + t_g + t_c$$

en que  $R_b$  y  $R_a$  son los valores de exposición [R] (Anexo 1-II) para las imágenes obtenidas a baja y alta energía,  $d$  es el tamaño del píxel,  $\Phi_b$  y  $\Phi_a$  son la fluencia de fotones a baja y alta energía [*fotones cm<sup>-2</sup> R<sup>-1</sup>*],  $A(E)$  es la eficiencia cuántica del centellador,  $Q(E)$  es la función de respuesta del detector y representa la señal generada por cada fotón de rayos X detectado, y  $\mu_a$ ,  $\mu_g$  y  $\mu_c$  [cm<sup>-1</sup>] son los coeficientes lineales de atenuación del tejido adiposo, glandular y de la calcificación, respectivamente (ver Anexo 1-I).

El número de fotones de rayos X detectados (absorbidos en el centellador) es una cantidad estocástica gobernada por la estadística de Poisson, por lo que su varianza es igual al valor promedio ( $\bar{n}(E)dE$ ). Dado que el valor promedio es típicamente grande, se puede suponer que el número de fotones detectados varía como una distribución de Gauss. Debido a que el número de rayos X absorbidos está sujeto a una ganancia promedio  $Q(E)$ , la varianza del ruido ( $\sigma_{S_j}^2$ ) para el intervalo de energías  $E$  y  $E + dE$  puede aproximarse mediante  $Q^2(E)\bar{n}(E)dE$ . Por ello, el cociente señal a ruido para la imagen de la calcificación en las imágenes individuales de baja y alta energía puede expresarse como:

$$(2.2) \quad SNR_{S_j} = \frac{\int dE \cdot R_j \cdot d^2 \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_a(E)T} \cdot e^{-\Delta\mu_g(E)t_g - \Delta\mu_c(E)t_c} \cdot A(E) \cdot Q(E)}{\left\{ \int dE \cdot R_j \cdot d^2 \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_a(E)T} \cdot e^{-\Delta\mu_g(E)t_g - \Delta\mu_c(E)t_c} \cdot A(E) \cdot Q^2(E) \right\}^{1/2}}$$

En el formalismo de Lemacks, la imagen proyectada (cuadrada) de la microcalcificación (cúbica) de lado  $t_c$  no se debe a un solo píxel de lado  $d$ , sino a una sucesión de píxeles contiguos de lado total  $t_c$ , por lo que se sustituye  $d$  por  $t_c$  en la ecuación (2.2).

El cociente señal a ruido de las imágenes restadas,  $SNR_{t_c}$ , bajo la modalidad de sustracción de energía dual se obtiene a partir de los cocientes  $S_j$  de las imágenes de microcalcificaciones obtenidas a baja y alta energía (2.2), el grosor de la microcalcificación  $t_c$  (valor de la señal) y combinaciones del promedio de las diferencias de los coeficientes lineales de atenuación ( $k_{c_j}^2$ ) [Ref. 19]:

$$(2.3) \quad SNR_{t_c} = \frac{t_c}{\left( \frac{k_{cb}^2}{SNR_b^2} + \frac{k_{ca}^2}{SNR_a^2} \right)^{1/2}}$$



en que  $k_{cb}$  y  $k_{ca}$  se determinan, tanto para el espectro de bajo voltaje como para el de alto voltaje, a partir de las siguientes relaciones:

$$(2.4) \quad k_{cb} = \frac{\overline{\Delta\mu_{ga}}}{\Delta\mu_{ga} \Delta\mu_{cb} - \Delta\mu_{gb} \Delta\mu_{ca}}$$

$$k_{ca} = \frac{-\overline{\Delta\mu_{gb}}}{\Delta\mu_{ga} \Delta\mu_{cb} - \Delta\mu_{gb} \Delta\mu_{ca}}$$

Los promedios de las diferencias de coeficientes lineales de atenuación se obtienen a partir de:

$$(2.5) \quad \overline{\Delta\mu_{ij}} = \frac{\int dE \cdot R_j \cdot d^2 \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_a(E)T} \cdot \Delta\mu_i \cdot e^{-\Delta\mu_g(E)t_g - \Delta\mu_c(E)t_c} \cdot A(E) \cdot Q(E)}{\left\{ \int dE \cdot R_j \cdot d^2 \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_a(E)T} \cdot e^{-\Delta\mu_g(E)t_g - \Delta\mu_c(E)t_c} \cdot A(E) \cdot Q(E) \right\}}$$

$i = c$  (calcificación),  $g$  (glandular)  
 $j = b$  (baja energía),  $a$  (alta energía)

Como se mencionó anteriormente, el objetivo de la resta de imágenes es eliminar de la imagen resultante el fondo no deseado que rodea al objeto de interés, en este caso se cancelan las estructuras de tejido adiposo en la imagen restada, por lo que la señal de fondo fluctúa alrededor de cero. Debido a esto, por construcción, el cociente señal/ruido de la microcalcificación en la imagen restada es igual al cociente contraste/ruido (CNR).

Para calcular el CNR de la imagen restada de acuerdo con el formalismo presentado, se elaboró un programa computacional en Matlab. Para ello fue necesario especificar los datos de entrada, tales como los espectros de energía ( $\Phi$ ) y los coeficientes lineales de atenuación ( $\mu$ ) de los diferentes materiales involucrados en el proceso. El programa permite variar parámetros como el voltaje de operación, el material del filtro, la exposición de entrada a la mama, tamaño de píxel, grosor de las microcalcificaciones, espesor y composición de la mama, etc.

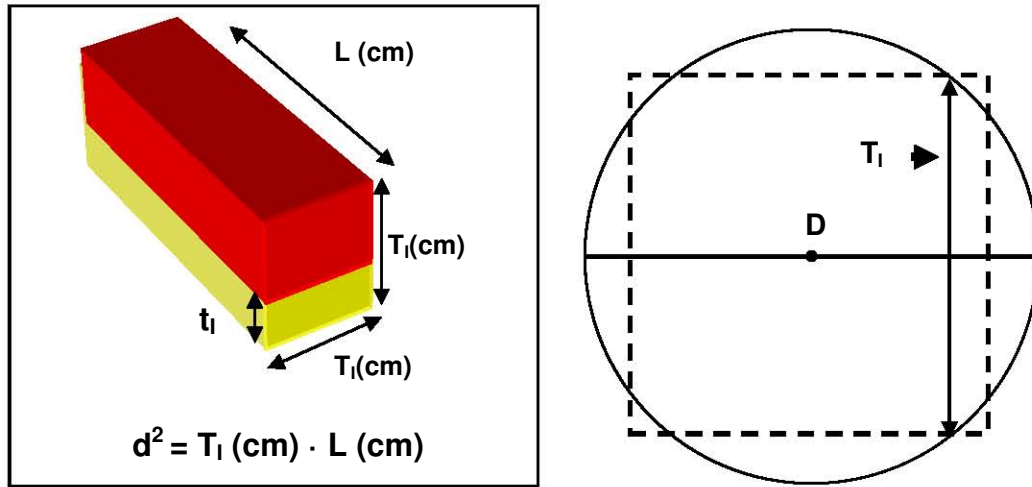
Con la finalidad de verificar que el programa funcionara adecuadamente, se reprodujeron los resultados de la Tesis “Factibilidad de la sustracción de imágenes utilizando la técnica de energía dual en un sistema comercial de mamografía digital” [Ref. 20], realizada por la M. en C. Verónica Ramírez, quien implementó independientemente el formalismo de Lemacks en sus cálculos.

Una vez reproducidos los resultados del trabajo mencionado se procedió a modificar el programa original para la sustracción de imágenes con energía dual, con la finalidad de adaptarlo al problema que nos concierne, que es la sustracción de imágenes mamográficas digitales con medio de contraste. Como medio de contraste se consideró yodo, debido a sus propiedades de atenuación de rayos X.

### a) Cálculo para un cilindro contrastante expuesto a espectro continuo (DE)

El formalismo fue adaptado a la geometría de nuestra situación, pasando de una microcalcificación cúbica de dimensión  $t_c$  (cm) que proyecta (despreciando la amplificación) sobre los píxeles una imagen de área  $t_c^2$ , a un paralelepípedo de sección cuadrada de lado  $T_1$  (cm) y longitud  $L$  (cm), que proyecta una imagen de área  $T_1 \times L$  sobre los píxeles del detector. Este paralelepípedo simula un vaso sanguíneo rectilíneo de diámetro  $D$  y longitud  $L$ , que contiene yodo, en un plano perpendicular al haz de rayos X.

Como se muestra en la Fig. 2. 2, las dimensiones del paralelepípedo (el modelo) son  $T_1 \times T_1 \times L$ . La relación entre el diámetro ( $D$ ) del vaso cilíndrico (la realidad) y los lados  $T_1$  de un paralelepípedo “equivalente” está dada por  $T_1 \cong 0.79D$ , suponiendo para  $T_1$  el valor promedio de las cuerdas del círculo de diámetro  $D$ .



**Fig. 2. 2.** Representación de un vaso sanguíneo mediante un paralelepípedo de dimensiones  $T_1 \times T_1 \times L$ , que contiene un espesor  $t_1$  de I en su interior, y esquema de la relación entre el diámetro del vaso cilíndrico ( $D$ ) y el valor promedio de las cuerdas ( $T_1$ ) circunscritas a él.

Realizando esta equivalencia entre un vaso cilíndrico y un paralelepípedo, podemos escribir el cociente señal a ruido para las imágenes de un cilindro que contiene un espesor lineal de yodo  $t_1$  y que proyecta un área  $T_1 \cdot L$  sobre el detector, como:

$$(2. 6) \text{SNR}_{S_j} = \frac{\int dE \cdot R_j \cdot T_1 \cdot L \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_a(E)T} \cdot e^{-\Delta\mu_g(E)t_g - \Delta\mu_I(E)t_1} \cdot A(E) \cdot Q(E)}{\left\{ \int dE \cdot R_j \cdot T_1 \cdot L \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_a(E)T} \cdot e^{-\Delta\mu_g(E)t_g - \Delta\mu_I(E)t_1} \cdot A(E) \cdot Q^2(E) \right\}^{1/2}},$$

en que  $\Delta\mu_I = \mu_I - \mu_a$  es la diferencia entre los coeficientes lineales de atenuación del yodo y del tejido adiposo. En similitud con el caso de las microcalcificaciones, tenemos que el cociente señal a ruido para la imagen restada a energía dual puede expresarse como:

$$(2.7) \quad \text{SNR}_{t_I} = \frac{t_I}{\left( \frac{k_{Ib}^2}{\text{SNR}_b^2} + \frac{k_{Ia}^2}{\text{SNR}_a^2} \right)^{1/2}},$$

en que  $t_I$  (cm) es el espesor lineal de yodo, el cual se obtiene dividiendo el espesor másico de yodo ( $\text{mg}/\text{cm}^2$ ) entre la densidad del yodo. El espesor másico del yodo queda determinado por la concentración inyectada ( $\text{mg}/\text{mL}$ ) y el diámetro del vaso. Los coeficientes  $k_{Ib}$  y  $k_{Ia}$  se obtienen de las ecuaciones (2.4) sustituyendo calcio por yodo.

Cabe mencionar que al plantear la ec. (2.6) se realizó el mismo análisis que sigue a la ec. (2.2) para considerar el número de píxeles contiguos en la imagen de un objeto de área conocida. El término  $T_I L$  en (2.6) representa el área proyectada del objeto de interés. El SNR es así un valor representativo de una región de interés que incluye toda la imagen del vaso. Este SNR es  $(T_I L/d)^{1/2}$  veces mayor que para un píxel individual de lado  $d$ . Obviamente, la atenuación del haz en el yodo, depende de la cantidad de yodo  $t_I$  en su interior.

El programa de Matlab que realiza estos cálculos (Anexo 3-I) permite determinar como datos de entrada el diámetro de los vasos, el espesor másico de yodo, y los demás parámetros mencionados.

El formalismo descrito hasta ahora es únicamente aplicable para la modalidad de “energía dual” (DE) en que se usan espectros polienergéticos de baja y alta energía para un objeto cilíndrico contrastado con yodo, que está presente en ambas imágenes individuales. Pero, hay otras modalidades que son de interés, en que la sustracción de imágenes utiliza un cambio temporal a través de la administración del medio de contraste. Entre éstas podemos proponer la sustracción de imágenes pre-post administración de MC con energía dual (DEPP), y la sustracción pre-post MC de imágenes individuales adquiridas a una misma energía (PP). La Tabla 2.1 resume las tres modalidades de sustracción estudiadas en este trabajo.

**Tabla 2.1.** Modalidades de sustracción estudiadas, incluyendo su descripción.  $Im_1$ ,  $Im_2$  son las imágenes obtenidas con energías  $E_1$ ,  $E_2$ , con o sin yodo (I).

Modalidad de sustracción	Descripción $Im_1 - Im_2$
Energía dual (DE)	$Im_1(E_1, \text{con I}) - Im_2(E_2, \text{con I})$
Energía dual, pre-post MC (DEPP)	$Im_1(E_1, \text{sin I}) - Im_2(E_2, \text{con I})$
Pre-post MC (PP)	$Im_1(E_1, \text{sin I}) - Im_2(E_1, \text{con I})$

## b) Cálculo para una energía efectiva

El formalismo anterior (modalidad DE) fue desarrollado para el análisis de imágenes obtenidas con dos espectros polienergéticos. Como aproximación simplificada a la solución de los 2 nuevos casos (DEPP y PP), hemos buscado primero la solución del caso monoenergético, para luego extenderla a espectros continuos.

Si los haces de rayos X consisten de una sola energía efectiva E (baja o alta), que atraviesa una mama de espesor T, espesor de tejido adiposo  $t_a$ , espesor de tejido glandular  $t_g$  y un espesor de yodo  $t_I$  (Fig. 2. 1), la señal está descrita por la siguiente relación:

$$(2. 8) \quad S_j = R_j \cdot T_I \cdot L \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_{aj}(E)T} \cdot e^{-\Delta\mu_{gj}(E)t_g - \Delta\mu_{Ij}(E)t_I} \cdot A(E) \cdot Q(E) \\ j = b, a$$

$$\Delta\mu_{gj} = \mu_{gj} - \mu_{aj}$$

$$\Delta\mu_{Ij} = \mu_{Ij} - \mu_{aj}$$

$$T = t_a + t_g + t_I$$

semejante a la Ec.(2.1), en que  $\Phi_b$  y  $\Phi_a$  son la fluencia de fotones a baja y alta energía efectiva,  $\mu_a$ ,  $\mu_g$  y  $\mu_I$  [ $\text{cm}^{-1}$ ] son los coeficientes lineales de atenuación del tejido adiposo, glandular y de yodo, respectivamente. Los demás factores corresponden a la exposición y detección, de la misma forma en que se expresó para un espectro continuo (2.1).

De forma análoga a la densidad óptica, y siguiendo la [Ref. 19], definimos las densidades  $D_b$  y  $D_a$  para las imágenes de baja y alta energía, como:

$$(2. 9) \quad D_j = \ln\left(\frac{S_j^a}{S_j}\right) = \ln S_j^a - \ln S_j ; \quad j = a, b$$

Las  $S_j^a$  son señales de referencia a baja y alta energía que resultan de atravesar una mama de espesor T compuesta 100% por tejido adiposo, es decir:

$$(2. 10) \quad S_j^a = R_j \cdot T_I \cdot L \cdot \Phi_j(E) \cdot e^{-\mu_{aj}(E)T} \cdot A(E) \cdot Q(E)$$

Sustituyendo las ecuaciones (2. 8) y (2. 10) en la relación (2. 9) tenemos que

$$(2. 11) \quad D_j = \Delta\mu_{gj}t_g + \Delta\mu_{Ij}t_I ; \quad j = a, b$$

Resolviendo estas dos ecuaciones para alta y baja energía, obtenemos la siguiente expresión para  $t_I$ :

$$(2. 12) \quad t_I = \frac{\Delta\mu_{ga}D_b - \Delta\mu_{gb}D_a}{\Delta\mu_{ga}\Delta\mu_{Ib} - \Delta\mu_{gb}\Delta\mu_{Ia}}$$

Por otra parte, la varianza de la señal de  $t_I$  ( $\sigma_{t_I}^2$ ) puede expresarse como

$$(2.13) \quad \begin{aligned} \sigma_{t_I}^2 &= (\partial t_I / \partial D_b)^2 \cdot \sigma_{D_b}^2 + (\partial t_I / \partial D_a)^2 \cdot \sigma_{D_a}^2 \\ &= k_{\text{conI},b}^2 \cdot \sigma_{D_b}^2 + k_{\text{conI},a}^2 \cdot \sigma_{D_a}^2 \end{aligned}$$

A los términos  $k_{i,j}$  se les agregó el subíndice “conI” para enfatizar que en este formalismo DE, ambas imágenes individuales contienen medio de contraste. Esto no será así cuando se considere la incorporación temporal del yodo, para las modalidades DEPP y PP.

Derivando parcialmente la ecuación (2. 12) obtenemos las siguientes relaciones:

$$(2.14) \quad \begin{aligned} k_{\text{conI},b} &= \frac{\Delta\mu_{ga}}{\Delta\mu_{ga}\Delta\mu_{Ib} - \Delta\mu_{gb}\Delta\mu_{Ia}} \\ k_{\text{conI},a} &= \frac{-\Delta\mu_{gb}}{\Delta\mu_{ga}\Delta\mu_{Ib} - \Delta\mu_{gb}\Delta\mu_{Ia}} \end{aligned}$$

que son semejantes a las relaciones de la ecuación (2. 4) sustituyendo los coeficientes lineales de atenuación promedio del calcio por los coeficientes lineales de atenuación del yodo para una energía efectiva.

La varianza de  $D_b$  y  $D_a$  puede escribirse como

$$(2.15) \quad \sigma_{D_j}^2 = (\partial D_j / \partial S_j)^2 \cdot \sigma_{S_j}^2 ; \quad j = a, b$$

De la ecuación (2. 9) se ve que  $(\partial D_j / \partial S_j)^2 = 1/S_j^2$  por lo que la varianza  $\sigma_{D_j}^2$  está dada por:

$$(2.16) \quad \sigma_{D_j}^2 = (1/S_j)^2 \cdot \sigma_{S_j}^2 = 1/\text{SNR}_j^2 ; \quad j = a, b$$

Sustituyendo la relación (2. 16) en la (2. 13) tenemos que la varianza  $\sigma_{t_I}^2$  es

$$(2.17) \quad \sigma_{t_I}^2 = \frac{k_{\text{conI},b}^2}{\text{SNR}_b^2} + \frac{k_{\text{conI},a}^2}{\text{SNR}_a^2}$$

Por lo que el cociente señal a ruido de la imagen restada puede expresarse como

$$(2.18) \quad \text{SNR}_{t_I} = \frac{t_I}{\left( \frac{k_{\text{conI},b}^2}{\text{SNR}_b^2} + \frac{k_{\text{conI},a}^2}{\text{SNR}_a^2} \right)^{1/2}},$$

en total analogía con la ecuación (2. 3).

Hemos reconstruido el formalismo de Lemacks, para la modalidad DE, de modo relativamente simple, suponiendo un haz monoenergético. Las ecuaciones 2.8 monoenergéticas se deben generalizar a las 2.2 y 2.5 en los casos de un espectro continuo.

## A.2. Imágenes de un objeto al que se administra, temporalmente, medio de contraste

### a) Cálculo para energía dual (DEPP)

Considerando ahora el caso en que se adquieren dos imágenes a energías diferentes, la primera sin medio de contraste y la segunda después de administrar el medio de contraste (caso DEPP en la Tabla 2. 1), y después de aplicar las condiciones de este caso, tenemos que las ecuaciones (2. 11) toman la siguiente forma (sin pérdida de generalidad suponemos que la primera es la de baja energía):

$$(2. 19) \quad \begin{aligned} D_b &= \Delta\mu_{gb}t_g \\ D_a &= \Delta\mu_{ga}t_g + \Delta\mu_{Ia}t_I \end{aligned}$$

Resolviendo el sistema de dos ecuaciones para  $t_I$  tenemos que:

$$(2. 20) \quad t_I = \frac{\Delta\mu_{gb}D_a - \Delta\mu_{ga}D_b}{\Delta\mu_{gb}\Delta\mu_{Ia}},$$

de donde se obtienen, después de derivar, las siguientes relaciones:

$$(2. 21) \quad \begin{aligned} k_{\sin I,b} &= \frac{-\Delta\mu_{ga}}{\Delta\mu_{gb}\Delta\mu_{Ia}} \\ k_{\text{conI},a} &= \frac{\Delta\mu_{gb}}{\Delta\mu_{gb}\Delta\mu_{Ia}}, \end{aligned}$$

en que  $k_{\sin I,b}$  corresponde a la imagen obtenida a baja energía sin agente de contraste, y  $k_{\text{conI},a}$  a la de alta energía con agente de contraste.

De forma similar, el SNR de la imagen restada se puede expresar como:

$$(2. 22) \quad \text{SNR}_{t_I} = \frac{t_I}{\left( \frac{k_{\sin I,b}^2}{\text{SNR}_{\sin I,b}^2} + \frac{k_{\text{conI},a}^2}{\text{SNR}_{\text{conI},a}^2} \right)^{1/2}}$$

Si consideramos ahora que es la imagen de alta energía la que no tiene medio de contraste, las ecuaciones (2. 19) se invierten, dando lugar a los siguientes coeficientes:

$$(2. 23) \quad \begin{aligned} k_{\text{conI},b} &= \frac{\Delta\mu_{ga}}{\Delta\mu_{ga}\Delta\mu_{Ib}}, \\ k_{\text{sinI},a} &= \frac{-\Delta\mu_{gb}}{\Delta\mu_{ga}\Delta\mu_{Ib}}, \end{aligned}$$

de tal forma que el cociente señal/ruido de la imagen restada está dado por la siguiente relación:

$$(2. 24) \quad \text{SNR}_{t_I} = \frac{t_I}{\left( \frac{k_{\text{conI},b}^2}{\text{SNR}_{\text{conI},b}^2} + \frac{k_{\text{sinI},a}^2}{\text{SNR}_{\text{sinI},a}^2} \right)^{1/2}}$$

Las expresiones obtenidas para la determinación del cociente señal/ruido son diferentes dependiendo de la imagen (de alta o de baja energía) a la cual se le aplica el medio de contraste.

### b) Cálculo para una misma energía (PP)

Un caso particular de este último desarrollo es aquel en que se utiliza una misma energía para la adquisición de las dos imágenes con aplicación temporal de MC. Es decir, se realiza una exposición sin MC y una con MC, a la misma energía (modalidad PP en la Tabla 2. 1). En tal caso las ecuaciones (2. 19) se expresan como:

$$(2. 25) \quad \begin{aligned} D_{\text{sinI}} &= \Delta\mu_g t_g \\ D_{\text{conI}} &= \Delta\mu_g t_g + \Delta\mu_I t_I \end{aligned}$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones para  $t_I$ :

$$(2. 26) \quad t_I = \frac{D_{\text{conI}} - D_{\text{sinI}}}{\Delta\mu_I} \Rightarrow k_{\text{sinI}} = -\frac{1}{\Delta\mu_I} = -k_{\text{conI}}$$

Esto nos permite expresar el SNR de la imagen restada como:

$$(2. 27) \quad \text{SNR}_{t_I} = \frac{t_I}{\left( \frac{k_{\text{sinI}}^2}{\text{SNR}_{\text{sinI}}^2} + \frac{k_{\text{conI}}^2}{\text{SNR}_{\text{conI}}^2} \right)^{1/2}} .$$

Las relaciones halladas para el SNR de las imágenes restadas con las diferentes modalidades (DE, DEPP y PP), en las ecuaciones (2. 18), (2. 22) y (2. 27), respectivamente, fueron determinadas para una energía efectiva, sin embargo, un tubo de rayos X generalmente producirá haces polienergéticos. Para estos casos, las diferencias entre coeficientes lineales de atenuación ( $\Delta\mu$ ) deben sustituirse por los promedios de los mismos

( $\overline{\Delta\mu_{ij}}$ ), calculados a partir de la relación (2.5), y los cocientes señal a ruido de las imágenes individuales,  $SNR_{S_i}$ , se calculan a partir de la expresión (2.6). En la Tabla 2.2 se resumen las relaciones entre los valores promedio de las diferencias de los coeficientes lineales de atenuación (coeficientes  $k$ ) para cada modalidad de sustracción.

**Tabla 2.2.** Coeficientes  $k$  empleados para el cálculo del cociente señal/ruido en la imagen restada bajo diferentes modalidades de sustracción.

	$SNR_{t_I} = \frac{t_I}{\left( \frac{k_a^2}{SNR_a^2} + \frac{k_b^2}{SNR_b^2} \right)^{1/2}}$ [Ref. 19]	
<b>Modalidad de sustracción</b>	<b><math>k_a</math></b>	<b><math>k_b</math></b>
Energía dual (DE)	$k_{conI,a} = \frac{-\overline{\Delta\mu_{gb}}}{\overline{\Delta\mu_{ga} \Delta\mu_{Ib} - \Delta\mu_{gb} \Delta\mu_{Ia}}}$	$k_{conI,b} = \frac{\overline{\Delta\mu_{ga}}}{\overline{\Delta\mu_{ga} \Delta\mu_{Ib} - \Delta\mu_{gb} \Delta\mu_{Ia}}}$
Energía dual, pre-post MC (DEPP)	$k_{conI,a} = \frac{\overline{\Delta\mu_{gb}}}{\overline{\Delta\mu_{gb} \Delta\mu_{Ia}}}$ $k_{sinI,a} = \frac{-\overline{\Delta\mu_{gb}}}{\overline{\Delta\mu_{ga} \Delta\mu_{Ib}}}$	$k_{sinI,b} = \frac{-\overline{\Delta\mu_{ga}}}{\overline{\Delta\mu_{gb} \Delta\mu_{Ia}}}$ $k_{conI,b} = \frac{\overline{\Delta\mu_{ga}}}{\overline{\Delta\mu_{ga} \Delta\mu_{Ib}}}$
Pre-post MC (PP)	$k_{conI} = \frac{1}{\overline{\Delta\mu_I}}$	$k_{sinI} = \frac{-1}{\overline{\Delta\mu_I}}$

Una vez desarrollado el formalismo para cada modalidad de sustracción, se procedió a escribir los códigos para el cálculo del SNR de las imágenes restadas (Anexo 3-I). Todos los cálculos de este trabajo se hicieron con los espectros polienergéticos. En la siguiente sección se presentan los parámetros de entrada empleados para los cálculos.

## B. Parámetros de entrada

### B.1. Espectros

El primer paso para la aplicación de los códigos para el cálculo del SNR fue obtener los espectros de energía basados en la parametrización propuesta por Boone *et al.* [Ref. 22], correspondientes a los materiales de ánodo, filtros, voltaje y corriente, disponibles en el mastógrafo digital GE Senographe 2000D/DS. La parametrización mencionada se basó en espectros medidos para ánodos de molibdeno (Mo), rodio (Rh) y tungsteno (W), con tubos de rayos X operando a voltajes entre 18 y 40 kV, que atraviesan una ventana de berilio de 0.5 mm (correspondiente a la ventana de salida del tubo de rayos X) sin ninguna filtración adicional. Boone *et al.* ajustaron polinomialmente la fluencia de fotones de rayos X para



cada energía como función del voltaje aplicado al tubo de rayos X. Los coeficientes polinomiales se encuentran en la [Ref. 22].

El mastógrafo digital GE cuenta con ánodos de molibdeno y rodio, y filtros externos de molibdeno (30  $\mu\text{m}$ ) y de rodio (25  $\mu\text{m}$ ) [Ref. 23]. Las características de los espectros empleados en este trabajo se muestran en la Tabla 2. 3.

**Tabla 2. 3.** Características de los espectros usados. 40D se refiere al espectro de Rh/Rh 40 endurecido adicionalmente por 1 mm de aluminio.

Espectros	Voltaje (kV)	Ánodo	Filtro	Combinación ánodo/filtro
Bajo kV (Baja energía)	25, 28, 30	Molibdeno (Mo)	30 $\mu\text{m}$ Mo	Mo/Mo
Alto kV (Alta energía)	35, 40, 40D	Rodio (Rh)	25 $\mu\text{m}$ Rh	Rh/Rh

Los espectros así calculados fueron atenuados por un filtro externo para cada combinación ánodo/filtro suponiendo atenuación exponencial (Anexo 1-I). Además, fueron atenuados por 60 cm de aire, correspondientes a la distancia de la salida del tubo de rayos X a la entrada de la mama, y por 0.3 cm de lexano correspondientes al grosor de la placa de compresión. Los coeficientes másicos de atenuación fueron tomados de la página de internet del NIST (Instituto Nacional de Estándares y Tecnología) [Ref. 24].

Tomando como ejemplo el estudio de Lewin *et al.* [Ref. 11], quienes usaron aluminio como filtro adicional al del mastógrafo para endurecer el haz de más alta energía, en este trabajo se incluyó un haz de Rh/Rh a 40 kV filtrado por 1 mm adicional de aluminio (denotado como Rh40D). El espesor de aluminio fue elegido con base en la disponibilidad de este material de alta pureza en un servicio de mamografía.

Una vez que los espectros fueron atenuados por los diferentes materiales que se encuentran en el camino de los rayos X se procedió a normalizarlos, de tal forma que cada espectro causara 1 Roentgen (R) total de exposición (en aire libre) en el punto de entrada a la mama ( $1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{C/kg}$  de aire). El espectro normalizado  $\Phi_N(E)$  [fotones/ $\text{cm}^2 \text{R}$ ] se obtuvo dividiendo la fluencia  $\Phi(E)$  [fotones/ $\text{cm}^2$ ] entre el valor de la exposición integrada  $X(E)$  [R], (2.28).

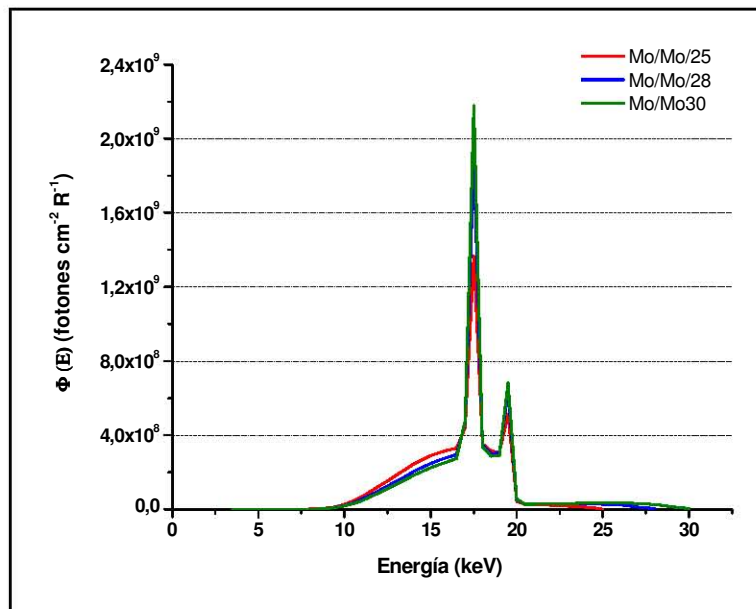
$$(2.28) \quad \Phi_N(E) = \frac{\Phi(E)}{F_n} = \frac{\Phi(E)}{\int dE \cdot \Phi(E) \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{\text{aire}} \cdot \left(\frac{1}{33.97 \text{ J/C}}\right) \cdot 1.6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV} \cdot 3876 \text{ R/(C/Kg)}} \left[ \frac{\text{fotones}}{\text{cm}^2 \cdot \text{R}} \right]$$

Los factores de normalización  $F_n$  se encuentran en la Tabla 2. 4. Los espectros normalizados se presentan en la Fig. 2. 3 y Fig. 2. 4.

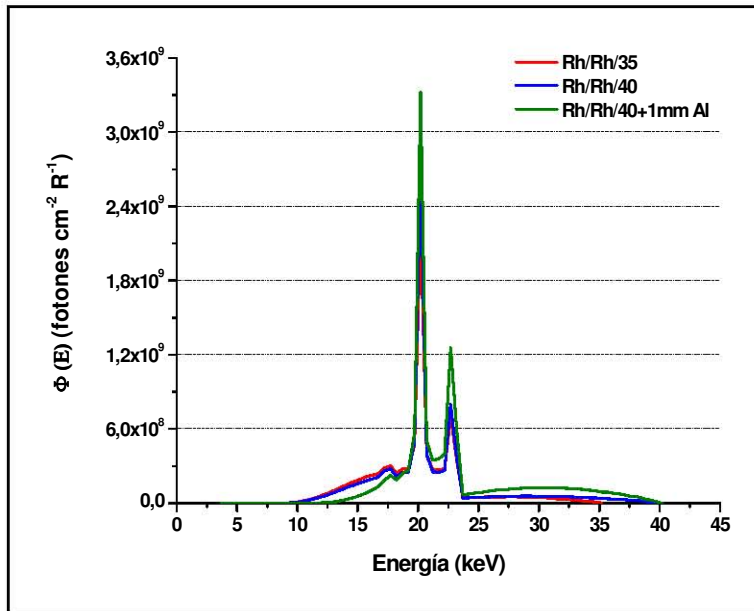
Tabla 2. 4. Factores de normalización para los espectros de la [Ref. 22], incidentes a la entrada de la mama, así como el número de fotones correspondiente a 1 R.

Ánodo/filtro/kV	Factor de normalización $F_n$	Número de fotones ( $\times 10^9 \text{ cm}^{-2}$ )
Mo/Mo/25	0.7419	3.0928
Mo/Mo/28	1.0931	3.3063
Mo/Mo/30	1.3608	3.4342
Rh/Rh/35	1.4513	4.4671
Rh/Rh/40	2.0581	4.8004
Rh/Rh/40D	0.6837	5.9885

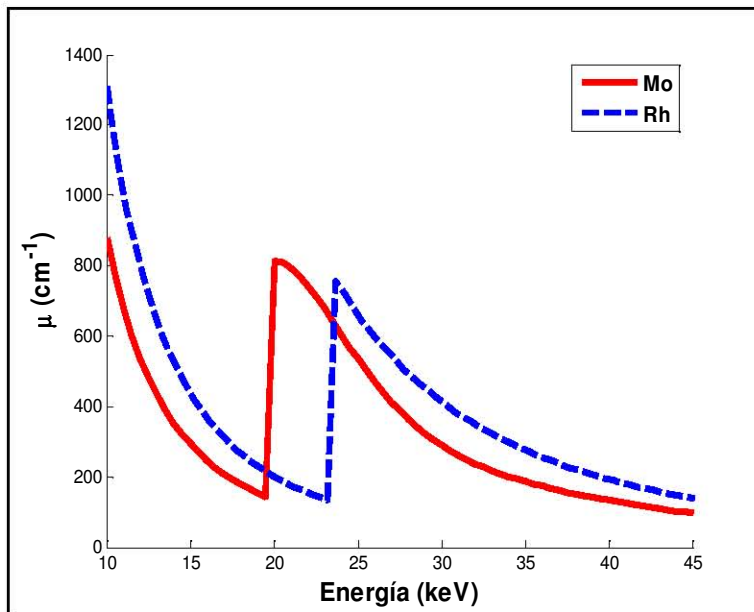
En los espectros para Mo/Mo, Fig. 2. 3, se pueden apreciar las líneas características del ánodo de Mo a 17.5 keV y a 19.5 keV, y en la Fig. 2. 4 se visualizan las líneas características del ánodo de Rh a 20.2 y 22.7 keV [Ref. 24]. Además en la Fig. 2. 4, se observa un pequeño pico alrededor de los 17.7 keV, el cual, por el valor de la energía, se puede pensar que corresponda a una contaminación con el blanco de Mo. Además, se observa el efecto del borde-K del Mo a partir de los 20 keV en los espectros Mo/Mo, y del borde-K del Rh a partir de los 23.7 keV en los espectros Rh/Rh (Fig. 2. 5). Las densidades del Mo y del Rh son  $10.22 \text{ g/cm}^3$  y  $12.41 \text{ g/cm}^3$ , respectivamente [Ref. 24].



**Fig. 2. 3.** Espectros normalizados para combinación ánodo/filtro Mo/Mo para 25, 28, y 30 kV de voltaje aplicado.



**Fig. 2. 4.** Espectros normalizados para combinación ánodo/filtro Rh/Rh para 35, 40 kV de voltaje aplicado y 40 kV + 1 mm Al (Rh/Rh 40D).



**Fig. 2. 5.** Coeficientes lineales de atenuación del Mo y del Rh, siendo visibles sus bordes K a 19.99 keV y 23.22 keV, respectivamente [Ref. 24].

Con la finalidad de cuantificar la calidad del haz incidente se calculó el valor de la capa hemirreductora (CHR), espesor de aluminio necesario para reducir el valor de la exposición a la mitad. Los coeficientes másicos de atenuación para aluminio fueron obtenidos del NIST [Ref. 24]. En la Tabla 2. 5 se encuentran los valores de CHR calculados, así como la

energía promedio a la entrada y salida de una mama comprimida a 4.5 cm de espesor y composición 50% tejido glandular, 50% tejido adiposo. La energía promedio ( $E_{prom}$ ) se calcula a partir de la siguiente relación:

$$(2. 29) \quad E_{prom} = \frac{\int dE \cdot \Phi(E) \cdot E}{\int dE \cdot \Phi(E)},$$

integrando en el intervalo de energías del espectro continuo. En la misma tabla se observan los valores de la energía efectiva ( $E_{CHR}$ ), que es la energía correspondiente al valor de CHR en aluminio calculado para un haz monoenergético. Ambos valores se calculan con el fin de estimar el poder de penetración del haz de rayos X polienergético.

**Tabla 2. 5.** Parámetros de calidad calculados para los espectros empleados.

Ánodo/Filtro/kV	Entrada de la mama			Salida de la mama		
	CHR (mm Al)	$E_{CHR}$ (keV)	$E_{prom}$ (keV)	CHR (mm Al)	$E_{CHR}$ (keV)	$E_{prom}$ (keV)
Mo/Mo/25	0.338	15.2	16.5	0.570	18.2	18.8
Mo/Mo/28	0.370	15.7	17.1	0.643	19.0	19.9
Mo/Mo/30	0.388	16.0	17.4	0.681	19.4	21.1
Rh/Rh/35	0.531	17.8	20.1	0.916	21.5	23.5
Rh/Rh/40	0.581	18.3	21.0	0.966	21.9	25.4
Rh/Rh/40D	0.588	20.6	23.1	1.103	22.9	27.1

## B. 2. Coeficientes lineales de atenuación

Los coeficientes másicos de atenuación empleados en los cálculos fueron obtenidos del NIST [Ref. 24]. En ella es posible introducir el porcentaje en peso de cada elemento de la mezcla o el elemento deseado y como respuesta se obtiene una tabla con los coeficientes másicos de atenuación y una gráfica de los mismos como función de la energía, dentro del intervalo indicado.

En la Tabla 2. 6 se muestra la composición elemental, la densidad de los tejidos adiposo y glandular, y el porcentaje en peso de cada uno de los elementos que los componen [Ref.25].

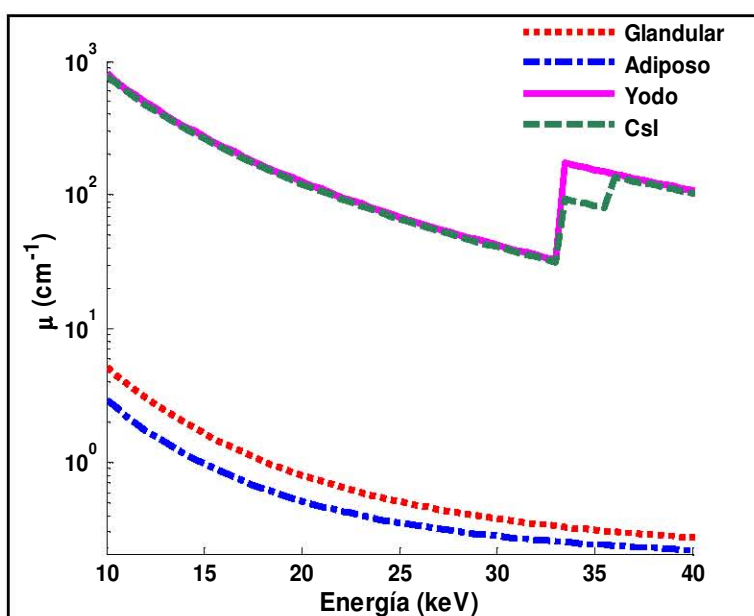
Los coeficientes lineales de atenuación se obtienen a partir de los coeficientes másicos de atenuación multiplicados por la densidad de la mezcla o del elemento correspondiente. La densidad del tejido adiposo empleado es igual a  $0.93 \text{ g/cm}^3$ , y la del tejido glandular es igual a  $1.04 \text{ g/cm}^3$ . El medio de contraste empleado en este trabajo es yodo, con densidad igual a  $4.93 \text{ g/cm}^3$  [Ref. 24]. Los coeficientes lineales de atenuación del tejido glandular, tejido adiposo y yodo se muestran en la Fig. 2. 6.

En la gráfica de los coeficientes lineales de atenuación del yodo (Fig. 2. 6) se observa su borde-K alrededor de los 33.5 keV. La notable diferencia entre los coeficientes lineales de atenuación del yodo, tejido adiposo y tejido glandular, sugiere la ventaja del uso de un agente de contraste yodado como una estrategia para visualizar mejor los diferentes tejidos.

**Tabla 2. 6.** Composición elemental para los tejidos mamarios adiposo y glandular. Porcentajes en peso de cada uno de los elementos [Ref.25].

Elemento	Tejido adiposo ( $\rho=0.93 \text{ g cm}^{-3}$ )	Tejido glandular ( $\rho=1.04 \text{ g cm}^{-3}$ )
Hidrógeno	11.200	10.200
Carbono	68.100	30.500
Nitrógeno	1.700	3.200
Oxígeno	18.900	55.600
Sulfuro	0.025	0.125
Fósforo	0.025	0.125
Potasio	0.025	0.125
Calcio	0.025	0.125

El detector del Senographe 2000D/DS está formado por un centellador de yoduro de cesio dopado con talio (CsI:Tl), con estructura columnar, y acoplado ópticamente a un arreglo pixelizado de transistores de película delgada [Ref.26]. En este trabajo se consideró una densidad de  $4.51 \text{ g/cm}^3$  y un espesor másico de  $0.126 \text{ g/cm}^2$ , lo que corresponde a un grosor de  $280 \mu\text{m}$  [Ref. 20], para el centellador. Los coeficientes lineales de atenuación del CsI se encuentran en la Fig. 2. 6, donde se observan los bordes-K del Cs y I a 33 y 36 keV, aproximadamente.



**Fig. 2. 6.** Coeficientes lineales de atenuación del tejido adiposo, glandular, yodo y CsI [Ref. 24].

La eficiencia cuántica de detección, o fracción de rayos X absorbidos en el centellador [Ref. 27],  $A(E)$  en la ec. (2.2) y similares, fue calculada a partir de la siguiente relación:

$$(2.30) \quad A(E) = 1 - e^{-\mu_d(E)t_d}$$

en que  $\mu_d$  son los coeficientes lineales de atenuación en el CsI para rayos X de energía  $E$ , y  $t_d$  es el grosor del mismo. La presencia de los bordes K del CsI incrementa la eficiencia del detector para espectros de alta energía [Ref. 20]. Esto ofrece una ventaja adicional en su uso.

## C. Figuras de mérito

### C.1. Definición

La figura de mérito (FOM) es una expresión que permite evaluar el compromiso que existe entre calidad de la imagen y la dosis impartida. Para imágenes mamográficas se ha definido como [Ref. 11]:

$$(2.31) \quad FOM = CNR^2/D_g$$

Una situación optimizada implica un alto valor de FOM, gracias a un CNR grande al mismo tiempo que una  $D_g$  baja. En este trabajo, se calcularon las FOM para las diferentes técnicas de sustracción.

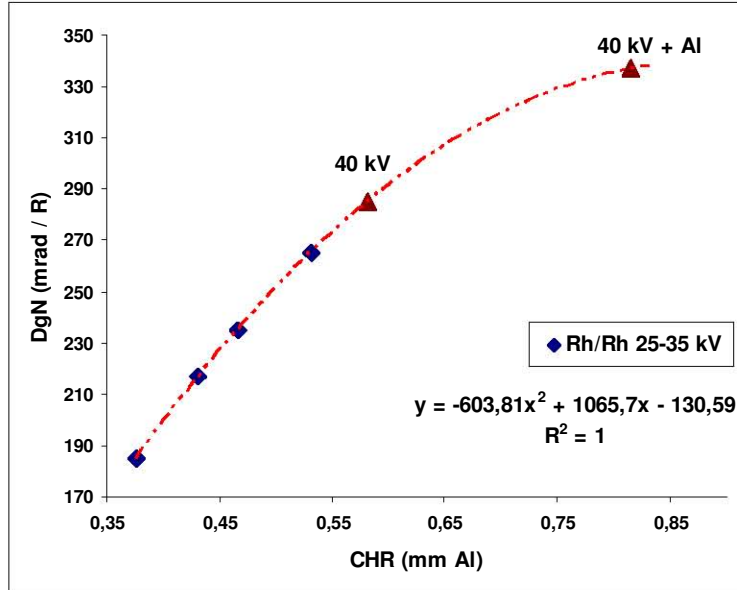
### C. 2. Coeficientes para el cálculo de dosis

La dosis glandular promedio se obtiene prácticamente a partir de la siguiente relación:

$$(2.32) \quad D_g = D_{gN} \cdot X$$

en la que  $D_{gN}$  [mGy/R] es un factor calculado numéricamente que depende del valor de la CHR del haz incidente sobre la mama y del voltaje de operación, y  $X$  es la exposición en R a la entrada de la mama [Ref. 27].

Los valores  $D_{gN}$  para los espectros empleados en este trabajo, fueron interpolados a partir de las tablas proporcionadas por Xizeng Wu *et al.*, [Ref.28] y [Ref.29], para una mama comprimida a 4.5 cm de espesor y composición 50% tejido glandular y 50% tejido adiposo. Los valores de CHR para los espectros de Rh a 40 kV son mayores que los que aparecen en las tablas referidas, por lo que fue necesario extrapolar a partir de los valores reportados por Wu *et al.* La Fig. 2. 7 muestra el ajuste polinomial de segundo orden aplicado a los valores de Wu para la combinación Rh/Rh. Los símbolos representan los valores extrapolados para los espectros de Rh/Rh a 40 y 40D.



**Fig. 2. 7.** Extrapolación polinomial de los datos de Wu *et al.* [Ref.28], (rombos) para espectros Rh/Rh. Los triángulos indican los valores extrapolados, usados en este trabajo.

**Tabla 2. 7.** Valores  $D_{gN}$  interpolados y extrapolados a partir de las tablas de Wu *et al.* [Ref.28].

Ánodo/Filtro/kV	CHR (mm Al)	$D_{gN}$ (mrad/R)	$D_{gN}$ (mGy/R)
Mo/Mo/25	0,338	158,6	1,59
Mo/Mo/28	0,370	175,5	1,76
Mo/Mo/30	0,388	184,5	1,85
Rh/Rh/35	0,531	265,1	2,65
Rh/Rh/40	0,581	284,8	2,85
Rh/Rh40D	0,815	336,9	3,37

A partir de los valores  $D_{gN}$  calculados y aplicando la ecuación (2. 32) se obtuvo la dosis glandular promedio para los casos estudiados.

## D. Resultados de los cálculos

### D. 1. Características generales de las imágenes individuales

Inicialmente se muestran las características generales de los parámetros calculados para las imágenes individuales de una mama considerada estándar (comprimida a 4.5 cm, 50% tejido glandular) conteniendo un cilindro con  $0.3 \text{ mg/cm}^2$  de yodo, para exposiciones de 0.5 R. En la Tabla 2. 14 al final del capítulo, se reporta el número de fotones presentes antes y después de la mama ( $\Phi_{am}$ ,  $\Phi_{dm}$ ) y los detectados ( $\Phi_{dm} \cdot A$ ). Se incluye además la energía

promedio antes,  $E_{\text{prom}}(\text{am})$ , y después,  $E_{\text{prom}}(\text{dm})$ , de atravesar la mama y el  $\text{SNR}_j$  de cada imagen individual.

De la Tabla 2. 14 se observa (consistentemente con la Tabla 2. 4) que  $\Phi_{\text{am}}$  aumenta conforme aumenta el voltaje (y la energía promedio), y que esta relación se mantiene y refuerza a lo largo del proceso de atenuación y detección de la señal. Graficando  $\Phi_{\text{dm}} \cdot A$  como función de  $E_{\text{prom}}(\text{am})$  se puede ver que el número de fotones detectados aumenta como función de la energía promedio Fig. 2. 8.

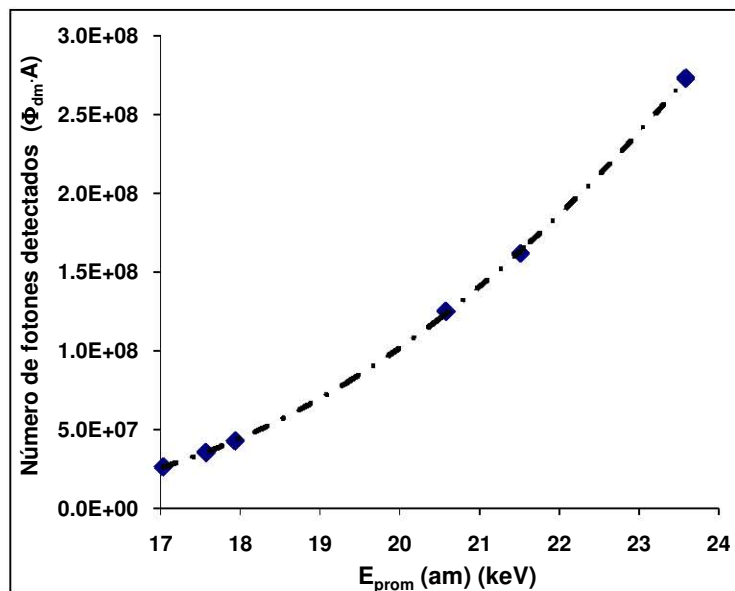
Por otra parte, en la Fig. 2. 9 se grafican los valores de  $\text{SNR}_j$  de la misma tabla como función del número de fotones detectados ( $\Phi_{\text{dm}} \cdot A$ ) y se observa que cumplen con la relación

$$(2. 33) \quad \text{SNR}_j \propto (\Phi_{\text{dm}} \cdot A)^{0.49} \approx \sqrt{\Phi_{\text{dm}} \cdot A}$$

Esta relación es de esperarse si el número de fotones detectados ( $N$ ) es una cantidad estocástica gobernada por la distribución de Poisson, por lo que su varianza ( $\sigma^2$ ) es igual al valor promedio de  $N$ , y así, el cociente señal/ruido resulta

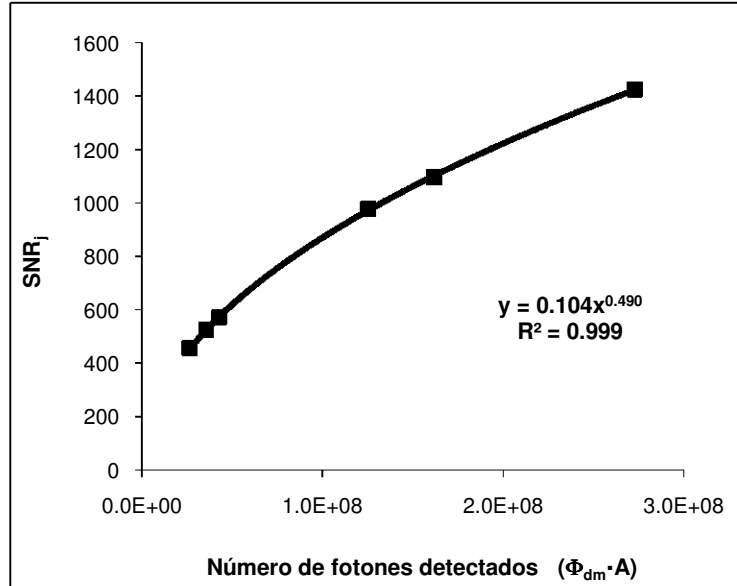
$$(2. 34) \quad \text{SNR}_j = \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N}$$

En este caso,  $N = \Phi_{\text{dm}} \cdot A$ , y la expresión (2. 33) confirma las hipótesis de la relación (2. 34) para las imágenes individuales.



**Fig. 2. 8.** Dependencia del número de fotones detectados  $\Phi_{\text{dm}} \cdot A$  como función de la energía promedio a la entrada de la mama,  $E_{\text{prom}}(\text{am})$ , para 0.5 R de exposición a la entrada de la mama (igual que en Fig. 2. 9).





**Fig. 2. 9.** Cociente señal /ruido como función del número de fotones detectados ( $\Phi_{dm} \cdot A$ ), para 0.5 R de exposición a la entrada de la mama, empleando los espectros Mo/Mo a 25, 28 y 30 kV, y Rh/Rh a 35 y 40 kV, incluyendo Rh/Rh40D. Se muestra un ajuste potencial.

## D.2. Cociente contraste/ruido

El cociente contraste a ruido (CNR) de las imágenes restadas se calculó a partir de las expresiones del SNR de la Tabla 2. 2. para cada modalidad de sustracción (DE, DEPP y PP, ver Tabla 2. 1.) con las combinaciones de espectros de baja y alta energía mostradas en la Tabla 2. 8. En el caso de la modalidad DEPP, el medio de contraste puede ser empleado en el espectro de bajo voltaje o en el de alto voltaje, como se verá más adelante. El CNR es igual al SNR en la imagen restada debido a que la señal de fondo promedio en ésta última es igual a cero (Anexo 2).

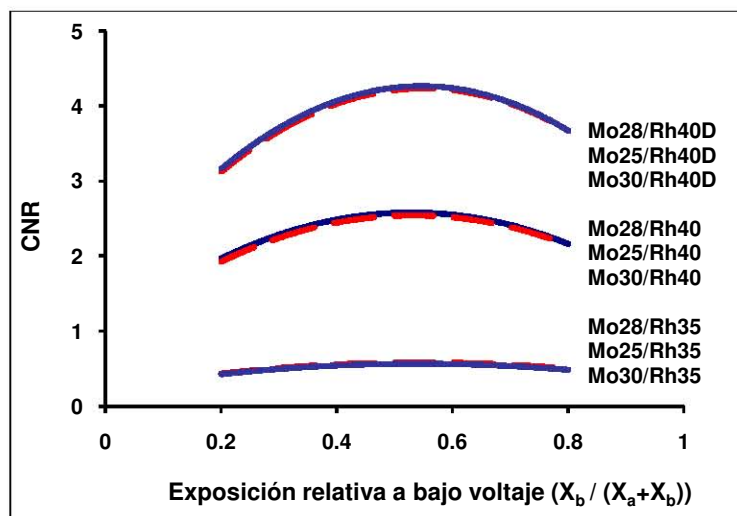
**Tabla 2. 8.** Combinaciones de espectros de baja y alta energía.

Técnica	Espectros baja energía / alta energía
DE	Mo25/ Rh35, Mo25/ Rh40, Mo25/ Rh40D Mo28/ Rh35, Mo28/ Rh40, Mo28/ Rh40D Mo30/ Rh35, Mo30/ Rh40, Mo30/ Rh40D
DEPP	
PP	Mo 25 kV / Mo 25 kV Mo 28 kV / Mo 28 kV Mo 30 kV / Mo 30 kV

Los espesores máscicos de yodo evaluados fueron: 0.3, 0.6, 1.2 y 2.4 mg/cm<sup>2</sup>. Los diámetros de los vasos sanguíneos considerados fueron: 0.01, 0.03, 0.06 y 0.12 cm, y la longitud de los mismos se supuso igual a 1 cm. Los valores de  $T_I \times L$  en el cálculo de SNRj son, entonces, 0.0079, 0.024, 0.048, y 0.096 cm<sup>2</sup>, por lo que los SNRj para la imagen completa del vaso resultan ser 8.9, 15.5, 21.9 y 31.0 veces mayores que lo calculado para un sólo píxel de 100  $\mu$ m de lado.

De acuerdo con trabajos previos de Lemacks y del grupo de física médica de la UNAM [Ref. 21], el análisis del CNR fue realizado como función de la exposición relativa a bajo voltaje ( $X_{rel}$ ), definida como la exposición a bajo voltaje dividida entre la exposición total ( $X_{rel} = X_b / (X_a + X_b)$ ). La exposición total se mantuvo siempre igual a 1 R, de tal forma que, al considerar por ejemplo una exposición a bajo voltaje igual a 0.2 R, la exposición a alto voltaje será igual a 0.8 R y  $X_{rel}$  será igual a 0.2. La elección de  $X_{rel}$  como parámetro de optimización quiere decir, en términos simples, encontrar la mejor manera de distribuir los fotones de 1 R entre la imagen de baja y la de alta energía.

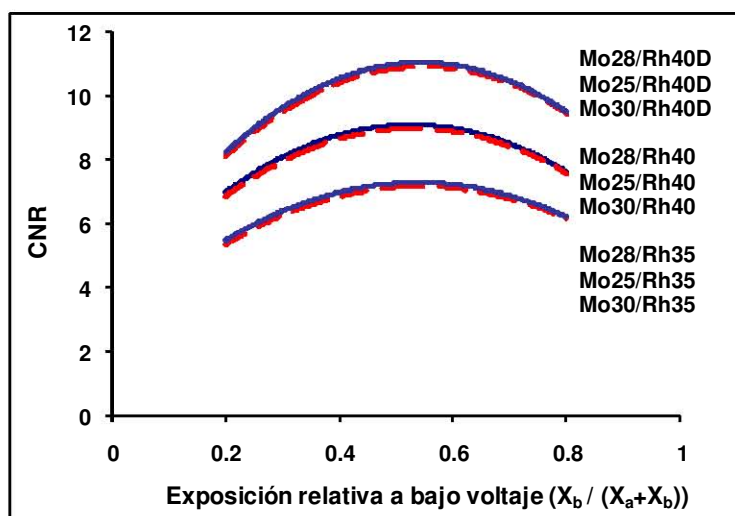
Se evaluaron las diferentes combinaciones de haz y  $X_{rel}$  para cada modalidad (Tabla 2. 8). En la Fig. 2. 10 se muestra el CNR (Tabla 2. 15 al final del capítulo) como función de  $X_{rel}$  para la modalidad DE, calculado para 0.6 mg/cm<sup>2</sup> de yodo, contenidos dentro de un vaso de diámetro 0.01 cm. Los resultados muestran un CNR máximo a  $X_{rel} \approx 0.5$ , e indican una fuerte dependencia del CNR con la calidad del haz de alta energía. En esta modalidad, el yodo ha estado presente en ambas exposiciones. Los valores del CNR calculado no satisfacen el criterio de Rose, el cual establece que se requiere de una señal por lo menos 5 veces mayor que el ruido del fondo de la imagen (CNR = 5) para que ésta pueda ser detectada por el ojo humano [Ref.30].



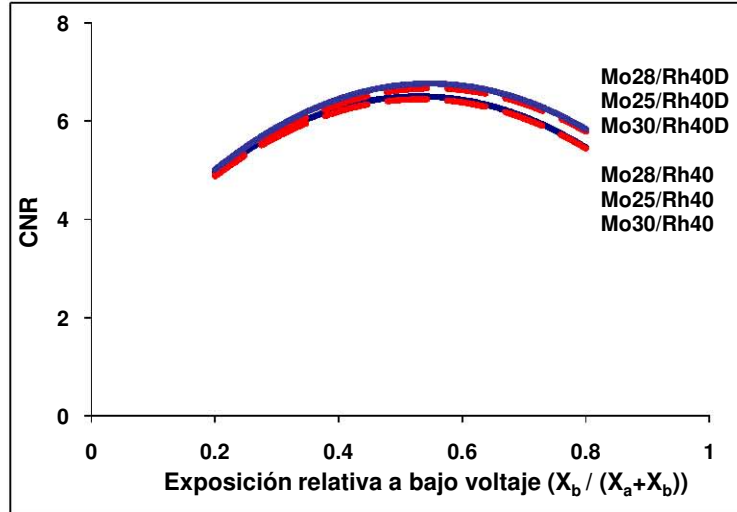
**Fig. 2. 10.** CNR como función de  $X_{rel}$  empleando la modalidad DE, 0.6 mg/cm<sup>2</sup> de espesor de yodo y diámetro de vaso igual a 0.01 cm.

En la Tabla 2. 16 (al final de este capítulo) se encuentran los valores de CNR calculados como función de  $X_{rel}$  para la modalidad DEPP (Tabla 2. 1), empleando el mismo espesor de yodo y diámetro de vaso que para el DE descrito arriba. El yodo fue aplicado a la imagen de alta energía, este caso particular de DEPP se denotará como DEPP-RhconI. Las curvas correspondientes a dichos valores se pueden ver en la Fig. 2. 11. Se observa que el CNR está determinado fundamentalmente por la calidad del haz de alta energía (en cuya imagen se agregó el yodo), siendo el resultado óptimo para el haz de mayor energía (21% mejor CNR con Rh40D que con Rh40). La fracción  $X_{rel}$  igual a 0.5- 0.6 es la que proporciona el mayor valor de CNR. Todos los valores del CNR calculado satisfacen el criterio de Rose.

Se calculó el CNR para la modalidad DEPP, bajo las mismas condiciones de espesor de yodo y diámetro de vaso que las usadas para generar la Fig. 2. 11, pero esta vez aplicando el medio de contraste a la imagen de baja energía (DEPP-MoconI). Los valores de CNR obtenidos (Tabla 2. 17) se muestran en la Fig. 2. 12, en ella se observa que los valores de CNR casi no dependen del espectro de bajo voltaje empleado, y sólo se observa una débil dependencia del espectro de alto voltaje. La diferencia entre los valores obtenidos se incrementa a  $X_{rel}$  mayores que 0.5, que es donde se tiene aproximadamente el valor máximo de CNR. En valor absoluto, CNR para DEPP-MoconI es menor que para DEPP-RhconI.

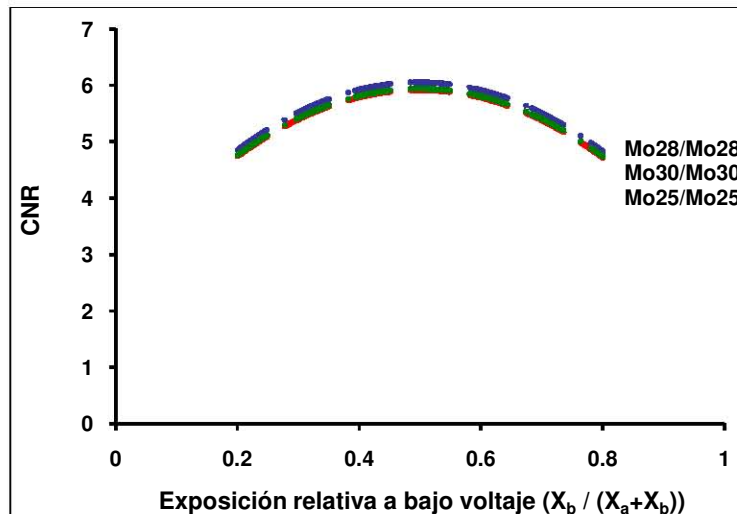


**Fig. 2. 11.** CNR como función de  $X_{rel}$  para combinaciones de haces empleando la modalidad DEPP-RhconI, con  $0.6 \text{ mg/cm}^2$  de espesor de yodo en el espectro de alto voltaje y diámetro de vaso igual a 0.01 cm.



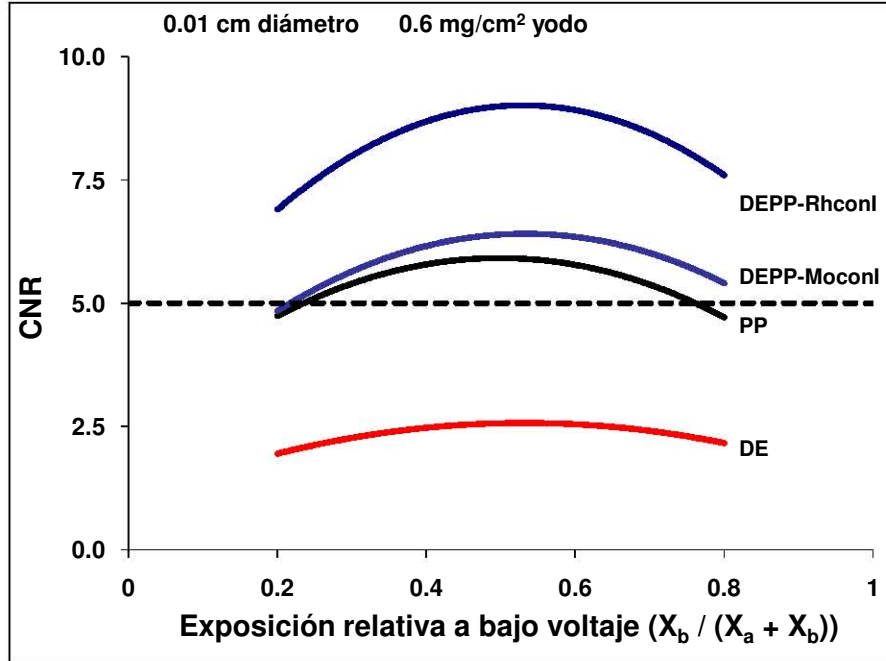
**Fig. 2. 12.** CNR como función de  $X_{rel}$  para combinaciones de haces empleando la modalidad DEPP-MoconI, con  $0.6 \text{ mg/cm}^2$  de espesor de yodo en el espectro de bajo voltaje y diámetro de vaso igual a  $0.01 \text{ cm}$ .

El CNR de Tabla 2. 18, calculado para la modalidad PP se muestra en la Fig. 2. 13. No se aprecian diferencias considerables entre el CNR para los diferentes espectros evaluados. El valor máximo de CNR se obtiene nuevamente a  $X_{rel}$  igual a  $0.5-0.6$ , los valores son mayores que el criterio de Rose y menores que los obtenidos al usar la modalidad DEPP.



**Fig. 2. 13.** CNR como función de la exposición relativa para la modalidad PP,  $0.6 \text{ mg/cm}^2$  de espesor de yodo y diámetro de vaso igual a  $0.01 \text{ cm}$ .

En la Fig. 2.14 se comparan los valores de CNR calculados para las diferentes modalidades, usando Mo25 como haz de baja energía. Se observa que las modalidades con aplicación temporal de medio de contraste (DEPP y PP) producen un CNR mayor que al emplear DE. Se observa, además, que el óptimo CNR, obtenido con la modalidad DEPP-RhconI, puede ser hasta un 50% mayor que al emplear PP.



**Fig. 2.14.** CNR como función de la exposición relativa para las diferentes modalidades evaluadas. Las modalidades DEPP y DE se realizaron con Mo25 y Rh40, y PP con Mo 25. DEPP-RhconI (con yodo en el espectro de alto voltaje) y DEPP-MoconI (con yodo en es espectro de bajo voltaje).

Para observar el compromiso entre la calidad de la imagen y la  $D_g$ , se generaron las figuras de mérito (FOM), las cuales se presentan en la siguiente sección.

### D. 3. Figura de mérito

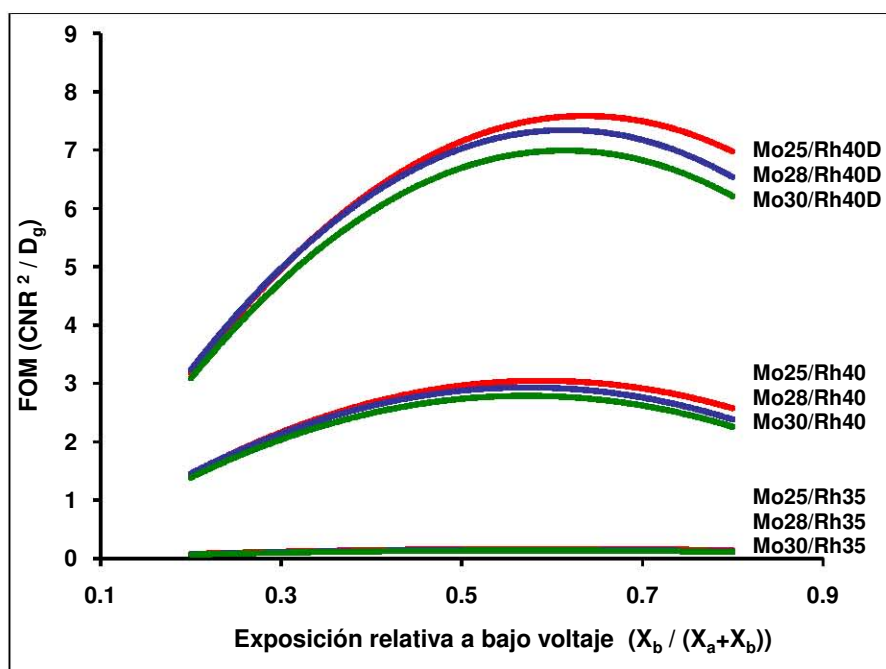
Las figuras de mérito fueron calculadas siguiendo la relación (2. 31). La  $D_g$  fue calculada individualmente para cada espectro como función de la exposición, de acuerdo con la relación (2. 32), empleando los coeficientes  $D_{gN}$  de la Tabla 2. 7. La dosis glandular promedio total es la suma de la  $D_g$  de cada exposición.

La  $D_g$  total y los valores de FOM calculados para un vaso de 0.01 cm de diámetro, 1 cm de longitud y  $0.6 \text{ mg/cm}^2$ , se muestran en la Tabla 2. 15 para DE, Tabla 2. 16 para DEPP-RhconI, Tabla 2. 17 para DEPP-MoconI y Tabla 2. 18 para PP. De las tablas se puede ver que la máxima  $D_g$  total obtenida, igual a 3.06 mGy, corresponde al uso del espectro de alto voltaje Rh40D con una  $X_{rel}=0.2$ . Como referencia, recordamos que 3 mGy es el límite establecido [Ref.31] para una exposición mamográfica de tamizaje.

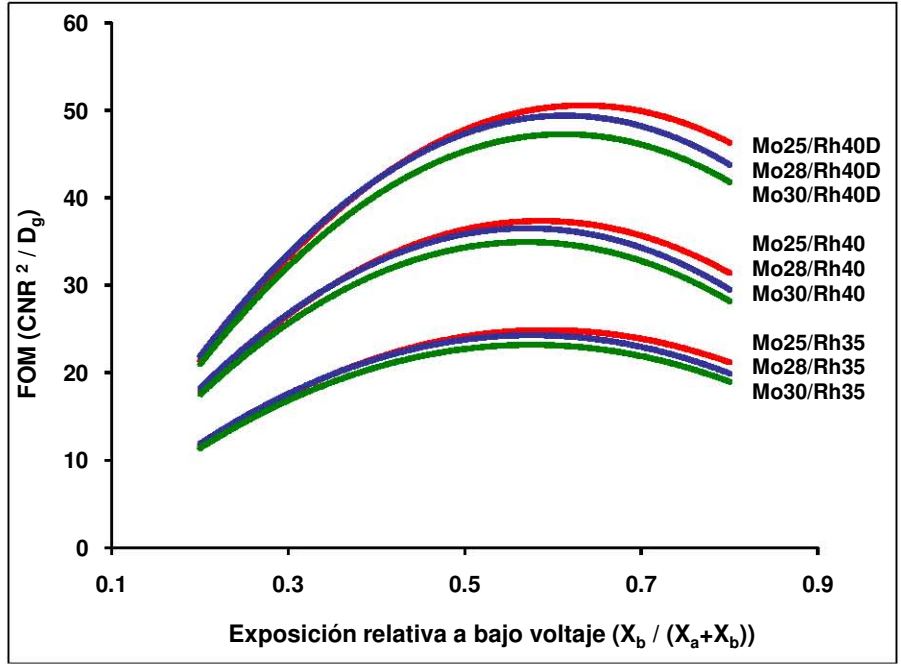
Se graficaron los valores de las tablas mencionadas arriba para todas las modalidades, DE en la Fig. 2. 15, DEPP (con yodo en el espectro de alto voltaje) Fig. 2. 16 y PP en la Fig. 2. 17.

Los valores de FOM para las modalidades de energía dual (DE, DEPP) parecen ser deformaciones de las curvas de CNR, con un énfasis para valores altos de  $X_{rel}$ ; esto se debe a que las dosis para imágenes de alta energía son relativamente altas, por lo que una optimización de  $CNR^2/D$  requiere valores de  $X_{rel}$  cercanos a 1. Las mejores FOM se obtienen para los espectros de mayor energía, debido al efecto dominante del  $CNR^2$ . El valor máximo de FOM se encuentra aproximadamente a  $X_{rel}$  igual a 0.6.

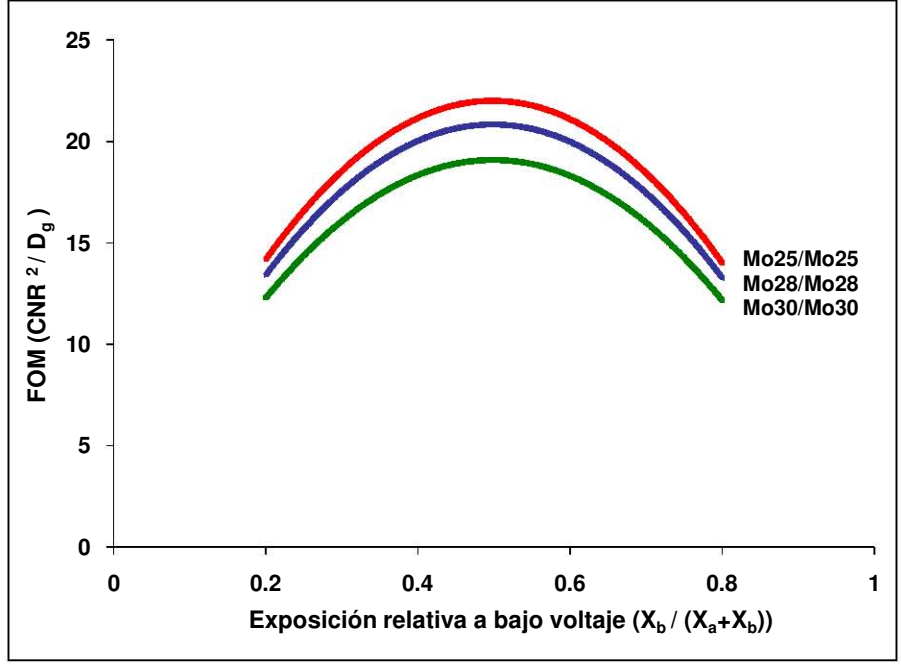
Para la modalidad PP se obtiene el máximo valor de FOM aproximadamente a  $X_{rel}=0.5$ . La combinación que emplea el espectro Mo25 como baja energía es la que produce los mayores valores de FOM.



**Fig. 2. 15.** Figuras de mérito como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un vaso de 0.01 cm de diámetro, 1 cm de longitud y un espesor de yodo igual a  $0.6 \text{ mg/cm}^2$  empleando la modalidad DE.

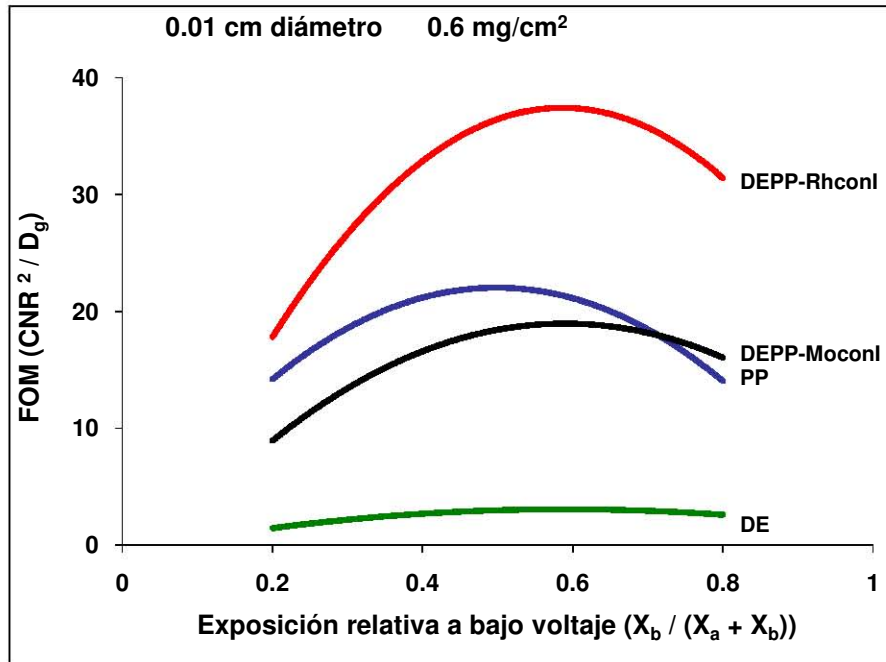


**Fig. 2. 16.** Figuras de mérito como función de  $X_{rel}$  para un vaso de 0.01 cm de diámetro y un espesor de yodo igual a  $0.6 \text{ mg/cm}^2$  empleando la modalidad DEPP.



**Fig. 2. 17.** Figuras de mérito como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un vaso de 0.01 cm de diámetro, 1 cm de longitud y un espesor de yodo igual a  $0.6 \text{ mg/cm}^2$  empleando la modalidad PP.

Comparando las FOM obtenidas en todas las modalidades (Fig. 2. 18), se encuentra que la técnica DEPP-RhconI da como resultado una mejor figura de mérito que DEPP-MoconI, PP o DE. Las FOM con DEPP pueden llegar a ser hasta un 74 % mejores que las halladas con PP.



**Fig. 2. 18.** Figuras de mérito como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un vaso de 0.01 cm de diámetro, 1 cm de longitud y 0.6 mg/cm<sup>2</sup> de yodo empleando todas las modalidades estudiadas. Todas utilizan en bajo voltaje Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 en alto voltaje.

Con los resultados obtenidos en las secciones 3.D.2 y 3.D.3 es posible proponer un protocolo optimizado de irradiación para la parte experimental, como se verá en el capítulo 4.

#### D.4. Límites de visualización para vasos sanguíneos

Para determinar los límites de visualización como función del diámetro de vasos sanguíneos de 1 cm de longitud, se consideró el caso de mínimo espesor másico de yodo evaluado, 0.3 mg/cm<sup>2</sup>. Este espesor fue elegido con base en trabajos clínicos [Ref. 12], [Ref. 14], en que se evalúa como caso más pesimista aquel en el que se tienen únicamente 0.3 mg/cm<sup>2</sup>. Estos trabajos sugieren la posibilidad de tener espesores desde 0.75 mg/cm<sup>2</sup> y hasta aproximadamente 3 mg/cm<sup>2</sup>, dependiendo del tipo de lesión mamaria.

Los diámetros a evaluar son: 0.01, 0.03, 0.06 y 0.12 cm. El valor inferior es similar al límite de la resolución espacial de un Senographe (el tamaño del píxel, 100 μm). Para este análisis de visualización se eligieron las modalidades de DEPP-RhconI y PP, basándonos en los resultados del CNR y FOM de las secciones anteriores.



En la Tabla 2. 9 y en la Fig. 2. 19 se encuentran los valores del CNR obtenidos para la modalidad DEPP-RhconI,  $X_{rel} = 0.5$  y espesor de yodo igual a  $0.3 \text{ mg/cm}^2$ , como función del diámetro del vaso. De dicha tabla se observa la fuerte dependencia del CNR con el diámetro del vaso (para un grosor de yodo constante). La explicación es simple pues el CNR depende del tamaño de la imagen proyectada sobre el detector y la dependencia es aproximadamente como  $(T_I L)^{1/2}$ , ecuación (2. 6). La dependencia con respecto de la calidad del haz confirma el efecto del espectro de alto voltaje. Los CNR óptimos se obtienen con el haz de alta energía más penetrante.

**Tabla 2. 9.** CNR calculado con una técnica DEPP-RhconI para un espesor de yodo igual a  $0.3 \text{ mg/cm}^2$ , como función del diámetro del vaso en la imagen.

		CNR			
		0.01	0.03	0.06	0.12
Mo/Rh	Diámetro (cm)				
	25/35	3.59	6.21	8.76	12.34
	25/40	4.48	7.76	10.95	15.44
	25/40D	5.48	9.48	13.39	18.87
	28/35	3.63	6.27	8.85	12.47
	28/40	4.53	7.83	11.06	15.59
	28/40D	5.54	9.58	13.53	19.07
	30/35	3.59	6.21	8.76	12.34
	30/40	4.48	7.76	10.95	15.43
30/40D	5.48	9.48	13.38	18.87	

En la Fig. 2. 19 se muestra los valores del CNR de la Tabla 2. 9 como función del diámetro del vaso. De esta tabla se puede ver, siguiendo el criterio de Rose, que empleando la combinación Mo25/Rh40D y la técnica DEPP sería posible visualizar un vaso de diámetro igual a  $0.01 \text{ cm}$  con un espesor de yodo igual a  $0.3 \text{ mg/cm}^2$ .

Además se observa que sería posible visualizar vasos con diámetros mayores que  $0.03 \text{ cm}$  con el mínimo espesor de yodo evaluado, empleando cualquier combinación, sin embargo se tiene un CNR 22% mayor al usar el espectro de Rh endurecido que al emplear Rh40, y 53% mayor que el obtenido con Rh35. En la misma figura se puede ver que el CNR aumenta como función del diámetro de vaso, lo que coincide con lo esperado intuitivamente.

El mismo análisis fue realizado para la técnica PP. Los valores del CNR calculados se encuentran en la Tabla 2. 10. De acuerdo a dichos valores podemos decir que empleando esta técnica para el mínimo espesor de yodo evaluado, sería posible visualizar vasos con diámetros mayores que  $0.03 \text{ cm}$ . El CNR es 2% mayor al emplear los espectros de Mo a 28 kV, que al usar 25 o 30 kV. Las curvas correspondientes a estos valores se pueden ver en la Fig. 2. 20. Nuevamente se observa el incremento del CNR como función del diámetro de vaso.

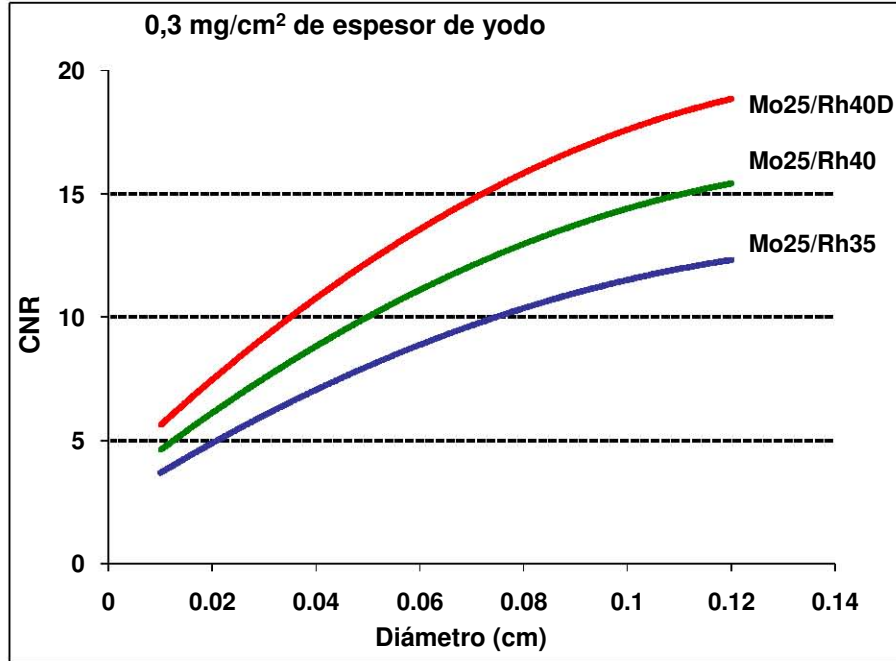


Fig. 2. 19. CNR como función del diámetro de los vasos sanguíneos, empleando una técnica DEPP-RhconI.

Tabla 2. 10. CNR calculado con una técnica PP para un espesor de yodo igual a 0.3 mg/cm<sup>2</sup>.

		CNR			
		0.01	0.03	0.06	0.12
Mo/Mo	Diámetro (cm)				
	25/25	2.96	5.12	7.23	10.16
	28/28	3.03	5.24	7.40	10.41
	30/30	2.98	5.15	7.26	10.21

Además de realizar el análisis del CNR como función del diámetro de vaso, es necesario observar la dependencia del mismo como función del espesor de yodo. Por ello se ha calculado el CNR para un vaso de diámetro igual a 0.01 cm, que es el mínimo diámetro considerado en este trabajo, y longitud igual a 1 cm, para concentraciones iguales a 0.3, 0.6, 1.2, y 2.4 mg/cm<sup>2</sup>. El análisis fue realizado para las modalidades de DEPP y PP.

Los valores del CNR calculados para la modalidad DEPP pueden verse en la Tabla 2. 11. De estos cálculos se observa que sería posible visualizar un vaso de 0.01 cm de diámetro y 1 cm de longitud con un espesor de yodo mayor que 0.6 mg/cm<sup>2</sup> empleando cualquier combinación. Con 0.3 mg/cm<sup>2</sup> tendría que usarse Rh40D (endurecido) como espectro de alto voltaje para obtener un CNR mayor que 5 y poder visualizar el objeto de estudio de acuerdo al criterio de Rose.

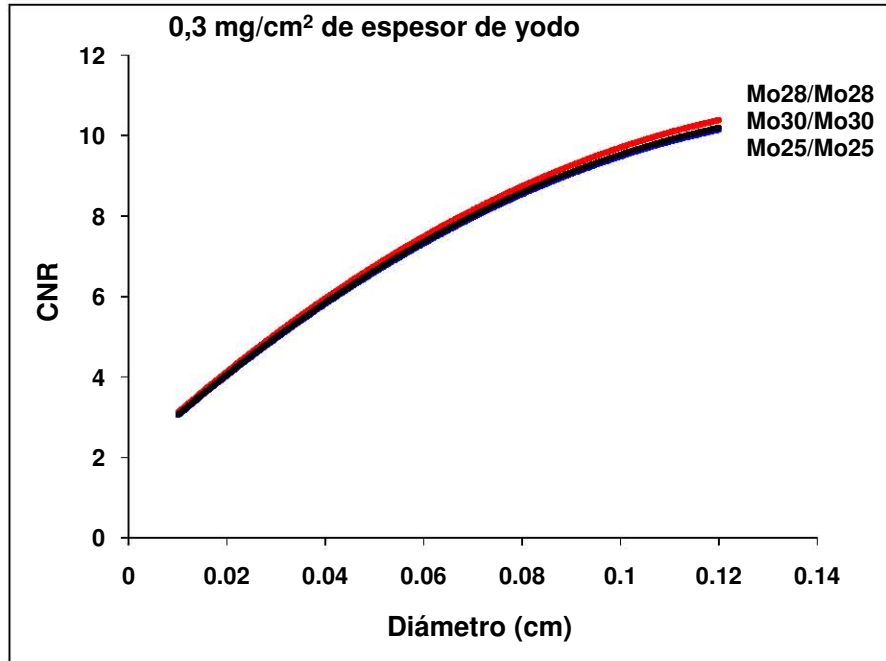
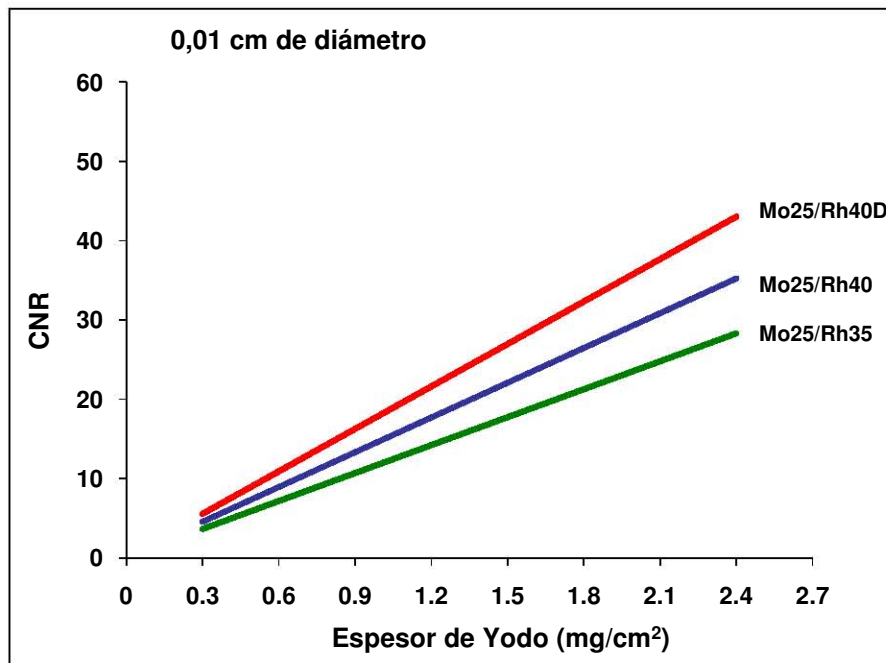


Fig. 2. 20. CNR como función del diámetro de los vasos sanguíneos, empleando una técnica PP.

Tabla 2. 11. CNR calculado con una técnica DEPP para diámetro de vaso igual a 0.01 cm y 1 cm de longitud.

		CNR			
		0.3	0.6	1.2	2.4
Mo/Rh	Esesor de yodo (mg/cm <sup>2</sup> )				
	25/35	3.59	7.16	14.26	28.25
	25/40	4.48	8.94	17.79	35.18
	25/40D	5.48	10.93	21.73	42.97
	28/35	3.63	7.24	14.40	28.49
	28/40	4.53	9.03	17.95	35.47
	28/40D	5.54	11.04	21.94	43.35
	30/35	3.59	7.16	14.24	28.16
	30/40	4.48	8.94	17.77	35.08
30/40D	5.48	10.92	21.70	42.83	

El CNR para las combinaciones que usan Mo25 como espectro de bajo voltaje fue graficado como función de la concentración para observar el efecto del espectro de alto voltaje. Las curvas obtenidas se muestran en la Fig. 2. 21. Dichas curvas muestran que el CNR se incrementa de forma lineal como función del espesor de yodo, y que el CNR es mayor al usar el espectro de Rh endurecido en los mismos porcentajes hallados en el análisis del CNR como función del diámetro.



**Fig. 2. 21.** CNR como función del espesor de yodo, empleando una técnica DEPP en que el yodo se aplica en la imagen de alta energía.

Los resultados presentados como límites de visualización son predicciones que deben ser evaluadas experimentalmente. En el siguiente capítulo se encuentra el desarrollo del experimento.

## D.5. Otros casos

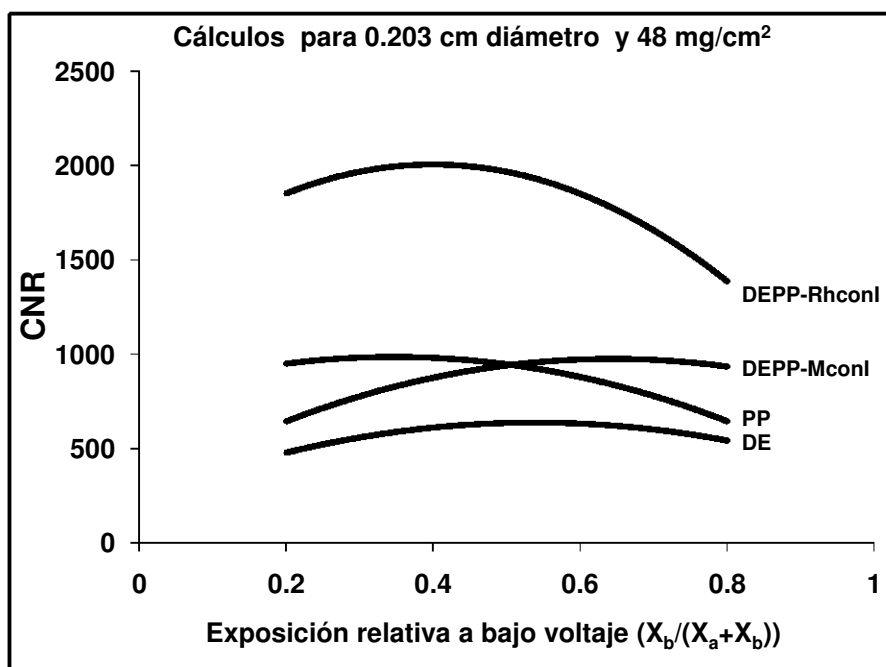
Para evaluar la generalidad de los resultados obtenidos se calculó el CNR para casos diferentes del definido para el modelo de mama en la Fig. 2. 1.

Se calculó el CNR para la resta de imágenes obtenidas a partir de exposiciones con haces de Mo/Mo a 25 kV y Rh/Rh a 40 kV incidentes sobre una mama constituida por lucita, la cual contiene un vaso de diámetro igual a 0.203 cm con 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo en su interior. Los resultados se muestran en la Tabla 2. 12 y Fig. 2. 22. El CNR obtenido es cualitativamente similar al de la Fig. 3. 17, el cual fue calculado considerando una mama de composición 50% tejido adiposo para las mismas condiciones de diámetro de vaso y espesor de yodo. Los valores empleando lucita fueron aproximadamente 4% menores para la modalidad DEPP-RhconI, y 30% menores para DEPP-MoconI, que al considerar una mama 50% tejido adiposo.

Igualmente se consideró el efecto de la rejilla antidispersora del equipo mamográfico, y se agregó un factor numérico igual a 1/3 (factor de Bucky). Además se filtró el haz de fotones por un espesor adicional de fibra de carbono igual a 3 mm. Los resultados se presentan en la Tabla 2. 13 y Fig. 2. 23.

**Tabla 2. 12.** CNR calculado para la imagen restada de un vaso de 0.203 cm de diámetro con 48 mg/cm<sup>2</sup> de yodo en su interior, colocado dentro de una mama constituida por lucita , empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de baja y alta energía respectivamente.

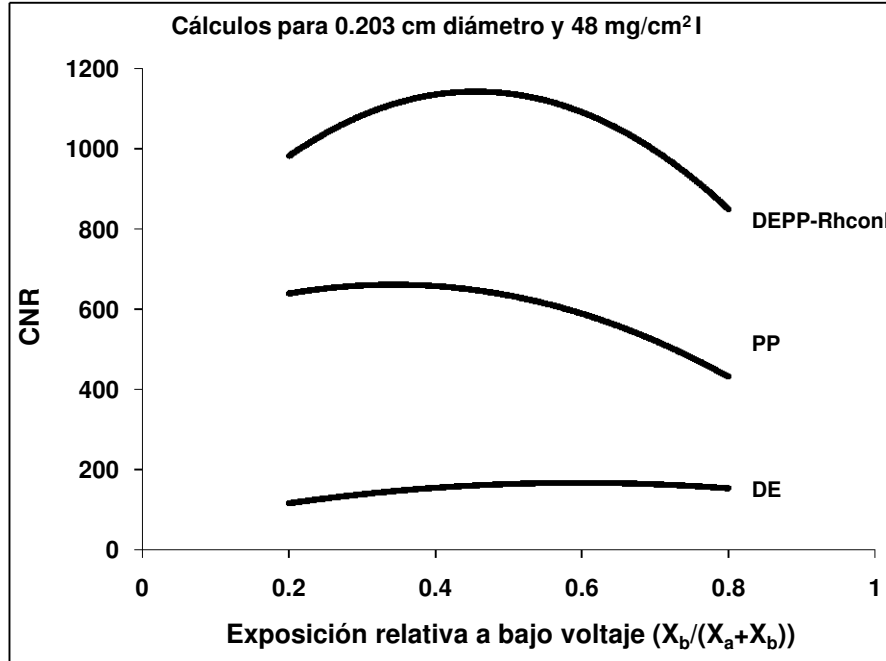
X rel	DE	PP	DEPP-Rhconl	DEPP-Moconl
0.2	479	948	1848	646
0.4	609	988	2020	870
0.5	634	945	1963	938
0.6	634	874	1840	978
0.8	541	647	1390	932



**Fig. 2. 22.** CNR calculado para un vaso colocado dentro de una mama constituida por lucita, empleando Mo/Mo25 y Rh/Rh40 como espectros de baja y alta energía respectivamente.

**Tabla 2. 13.** CNR calculado para la imagen restada de un vaso de 0.203 cm de diámetro con 48 mg/cm<sup>2</sup> de yodo en su interior, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de baja y alta energía respectivamente, considerando un factor de Bucky igual a 1/3 y 3mm de fibra de carbono como filtrado adicional del haz.

X rel	DE	PP	DEPP-Rhconl
0.2	116	637	980
0.4	154	662	1140
0.5	164	633	1136
0.6	168	585	1088
0.8	153	433	851



**Fig. 2. 23.** CNR calculado considerando un factor de Bucky igual a 1/3 y 3 mm de fibra de carbono como filtro adicional del haz, empleando Mo/Mo25 y Rh/Rh40 como espectros de baja y alta energía respectivamente.

Comparando los valores de la Tabla 2. 13 con los de la Tabla 3. 10, se observa que el efecto del factor de Bucky y del filtrado adicional del haz produce valores de CNR aproximadamente 46% menores para la modalidad DEPP-RhconI.

Los valores presentados en la Tabla 2. 14, fueron calculados usando una exposición igual a 0.5 R para los espectros de bajo y alto voltaje.  $\Phi_{am}$  es el número total de fotones que llegan a la mama. El espesor de mama considerado es igual a 4.5 cm, composición 50% tejido glandular.  $\Phi_{dm}$  (sin I) es el número total de fotones que llega al detector después de atravesar la mama sin ningún espesor de yodo (I) de por medio.  $\Phi_{dm}$  (con I) es el número total de fotones que llega al detector después de atravesar la mama y un espesor másico de yodo (I) igual a 0.03 mg/cm<sup>2</sup>.  $\Phi_{dm} \cdot A$  (sin I) y  $\Phi_{dm} \cdot A$  (con I) son el número total de fotones que se quedan en el detector después de atravesar la mama sin yodo y con yodo,  $A$  es la eficiencia de detección.  $E_{prom}$  (am) y  $E_{prom}$  (dm) son las energías promedio del espectro antes y después de atravesar la mama sin yodo, respectivamente.  $\overline{\Delta\mu_b}$  son los valores promedio de las diferencias entre los coeficientes lineales de atenuación de los tejidos glandular y adiposo, y  $\overline{\Delta\mu_I}$  son los correspondientes a las diferencias entre el yodo y el tejido adiposo.  $SNR_j$  es el cociente señal a ruido para cada uno de los espectros.

**Tabla 2. 14.** Características calculadas para las imágenes individuales de una mama comprimida a 4.5 cm, composición 50% tejido glandular, conteniendo un cilindro de 0.01 cm de diámetro con un espesor de yodo de 0.3 mg/cm<sup>2</sup>, para exposiciones de 0.5 R a bajo y alto voltaje.

Espectros	kVp	$\Phi_{am}$	$\Phi_{dm}$ (sin I)	$\Phi_{dm}$ (con I)	$\Phi_{dm} \cdot A$ (sin I)	$\Phi_{dm} \cdot A$ (con I)	$E_{prom}$ (am) [keV]	$E_{prom}$ (dm) [keV]	$\overline{\Delta\mu_b}$ (cm <sup>-1</sup> )	$\overline{\Delta\mu_I}$ (cm <sup>-1</sup> )	$SNR_j$
Mo/Mo	25	1.55E+09	2.71E+07	2.68E+07	2.64E+07	2.62E+07	16.5	18.8	0.35694	151.85	454.53
	28	1.65E+09	3.75E+07	3.71E+07	3.56E+07	3.53E+07	17.1	19.9	0.31566	134.72	524.38
	30	1.72E+09	4.65E+07	4.61E+07	4.29E+07	4.25E+07	17.4	21.1	0.28352	121.19	572.03
Rh/Rh	35	2.23E+09	1.42E+08	1.41E+08	1.25E+08	1.24E+08	20.1	23.5	0.20908	96.879	976.24
	40	2.40E+09	1.84E+08	1.82E+08	1.62E+08	1.61E+08	21.0	25.4	0.17493	104.44	1096.40
	40D	2.99E+09	3.16E+08	3.14E+08	2.73E+08	2.71E+08	23.1	27.1	0.14745	102.81	1425.40

**Tabla 2. 15.** Dosis glandular promedio ( $D_g$ ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como  $D_g$  total, CNR y FOM ( $CNR^2/D_g$ ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a  $0.6 \text{ mg/cm}^2$ , diámetro de vaso igual a  $0.01 \text{ cm}$  y  $1 \text{ cm}$  de longitud, empleando la modalidad DE.

	Exposición relativa a bajo voltaje	CNR	$D_g$ bajo voltaje (mGy)	$D_g$ alto voltaje (mGy)	$D_g$ total (mGy)	FOM ( $CNR^2/D_g$ )
<b>Mo25/Rh35</b>	0.2	0.4	0.32	2.12	2.44	0.1
	0.4	0.6	0.63	1.59	2.23	0.1
	0.5	0.6	0.79	1.33	2.12	0.2
	0.6	0.6	0.95	1.06	2.01	0.2
	0.8	0.5	1.27	0.53	1.80	0.1
<b>Mo25/Rh40</b>	0.2	2.0	0.32	2.28	2.60	1.5
	0.4	2.5	0.63	1.71	2.34	2.6
	0.5	2.6	0.79	1.42	2.22	3.0
	0.6	2.6	0.95	1.14	2.09	3.1
	0.8	2.2	1.27	0.57	1.84	2.6
<b>Mo25/Rh40D</b>	0.2	3.1	0.32	2.70	3.01	3.3
	0.4	4.0	0.63	2.02	2.66	6.1
	0.5	4.2	0.79	1.68	2.48	7.1
	0.6	4.2	0.95	1.35	2.30	7.8
	0.8	3.7	1.27	0.67	1.94	6.9
<b>Mo28/Rh35</b>	0.2	0.4	0.35	2.12	2.47	0.1
	0.4	0.5	0.70	1.59	2.29	0.1
	0.5	0.6	0.88	1.33	2.20	0.2
	0.6	0.6	1.05	1.06	2.11	0.2
	0.8	0.5	1.40	0.53	1.93	0.1
<b>Mo28/Rh40</b>	0.2	2.0	0.35	2.28	2.63	1.5
	0.4	2.5	0.70	1.71	2.41	2.6
	0.5	2.6	0.88	1.42	2.30	2.9
	0.6	2.6	1.05	1.14	2.19	3.0
	0.8	2.2	1.40	0.57	1.97	2.4
<b>Mo28/Rh40D</b>	0.2	3.2	0.35	2.70	3.05	3.3
	0.4	4.1	0.70	2.02	2.72	6.0
	0.5	4.2	0.88	1.68	2.56	7.0
	0.6	4.3	1.05	1.35	2.40	7.5
	0.8	3.7	1.40	0.67	2.08	6.5
<b>Mo30/Rh35</b>	0.2	0.4	0.37	2.12	2.49	0.1
	0.4	0.5	0.74	1.59	2.33	0.1
	0.5	0.6	0.92	1.33	2.25	0.1
	0.6	0.6	1.11	1.06	2.17	0.1
	0.8	0.5	1.48	0.53	2.01	0.1
<b>Mo30/Rh40</b>	0.2	1.9	0.37	2.28	2.65	1.4
	0.4	2.4	0.74	1.71	2.45	2.4
	0.5	2.5	0.92	1.42	2.35	2.7
	0.6	2.5	1.11	1.14	2.25	2.8
	0.8	2.1	1.48	0.57	2.05	2.2
<b>Mo30/Rh40D</b>	0.2	3.1	0.37	2.70	3.06	3.2
	0.4	4.0	0.74	2.02	2.76	5.8
	0.5	4.2	0.92	1.68	2.61	6.7
	0.6	4.2	1.11	1.35	2.45	7.2
	0.8	3.6	1.48	0.67	2.15	6.1



**Tabla 2. 16.** Dosis glandular promedio ( $D_g$ ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como  $D_g$  total, CNR y FOM ( $CNR^2/D_g$ ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a  $0.6 \text{ mg/cm}^2$ , diámetro de vaso igual a  $0.01 \text{ cm}$  y  $1 \text{ cm}$  de longitud, empleando la modalidad DEPP con el medio de contraste en la imagen de alto voltaje (DEPP-RhconI).

	Exposición relativa a bajo voltaje	CNR	$D_g$ bajo voltaje (mGy)	$D_g$ alto voltaje (mGy)	$D_g$ total (mGy)	FOM ( $CNR^2/D_g$ )
<b>Mo25/Rh35</b>	0.2	5.4	0.32	2.12	2.44	11.8
	0.4	6.9	0.63	1.59	2.23	21.1
	0.5	7.1	0.79	1.33	2.12	24.1
	0.6	7.2	0.95	1.06	2.01	25.5
	0.8	6.1	1.27	0.53	1.80	21.0
<b>Mo25/Rh40</b>	0.2	6.9	0.32	2.28	2.60	18.1
	0.4	8.7	0.63	1.71	2.34	32.0
	0.5	9.0	0.79	1.42	2.22	36.4
	0.6	8.9	0.95	1.14	2.09	38.3
	0.8	7.6	1.27	0.57	1.84	31.1
<b>Mo25/Rh40D</b>	0.2	8.1	0.32	2.70	3.01	21.8
	0.4	10.4	0.63	2.02	2.66	40.7
	0.5	10.9	0.79	1.68	2.48	47.7
	0.6	10.9	0.95	1.35	2.30	51.9
	0.8	9.4	1.27	0.67	1.94	45.8
<b>Mo28/Rh35</b>	0.2	5.5	0.35	2.12	2.47	12.1
	0.4	6.9	0.70	1.59	2.29	21.0
	0.5	7.2	0.88	1.33	2.20	23.7
	0.6	7.2	1.05	1.06	2.11	24.8
	0.8	6.2	1.40	0.53	1.93	19.7
<b>Mo28/Rh40</b>	0.2	7.0	0.35	2.28	2.63	18.5
	0.4	8.8	0.70	1.71	2.41	31.9
	0.5	9.1	0.88	1.42	2.30	35.8
	0.6	9.0	1.05	1.14	2.19	37.2
	0.8	7.6	1.40	0.57	1.97	29.3
<b>Mo28/Rh40D</b>	0.2	8.2	0.35	2.70	3.05	22.3
	0.4	10.5	0.70	2.02	2.72	40.8
	0.5	11.0	0.88	1.68	2.56	47.3
	0.6	11.0	1.05	1.35	2.40	50.8
	0.8	9.5	1.40	0.67	2.08	43.3
<b>Mo30/Rh35</b>	0.2	5.4	0.37	2.12	2.49	11.6
	0.4	6.8	0.74	1.59	2.33	20.1
	0.5	7.1	0.92	1.33	2.25	22.7
	0.6	7.2	1.11	1.06	2.17	23.7
	0.8	6.1	1.48	0.53	2.01	18.8
<b>Mo30/Rh40</b>	0.2	6.8	0.37	2.28	2.65	17.7
	0.4	8.6	0.74	1.71	2.45	30.6
	0.5	9.0	0.92	1.42	2.35	34.3
	0.6	8.9	1.11	1.14	2.25	35.6
	0.8	7.6	1.48	0.57	2.05	27.9
<b>Mo30/Rh40D</b>	0.2	8.1	0.37	2.70	3.06	21.4
	0.4	10.4	0.74	2.02	2.76	39.1
	0.5	10.9	0.92	1.68	2.61	45.2
	0.6	10.9	1.11	1.35	2.45	48.6
	0.8	9.4	1.48	0.67	2.15	41.4

**Tabla 2. 17.** Dosis glandular promedio ( $D_g$ ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como  $D_g$  total, CNR y FOM ( $CNR^2/D_g$ ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a  $0.6 \text{ mg/cm}^2$ , diámetro de vaso igual a  $0.01 \text{ cm}$  y  $1 \text{ cm}$  de longitud, empleando la modalidad DEPP con el medio de contraste en la imagen de bajo voltaje (DEPP-MoconI)

	Exposición relativa a bajo voltaje	CNR	$D_g$ bajo voltaje (mGy)	$D_g$ alto voltaje (mGy)	$D_g$ total (mGy)	FOM ( $CNR^2/D_g$ )
<b>Mo25/Rh35</b>	0.2	4.90	0.32	2.12	2.44	9.8
	0.4	6.26	0.63	1.59	2.23	17.6
	0.5	6.54	0.79	1.33	2.12	20.2
	0.6	6.57	0.95	1.06	2.01	21.4
	0.8	5.65	1.27	0.53	1.80	17.7
<b>Mo25/Rh40</b>	0.2	4.85	0.32	2.28	2.60	9.1
	0.4	6.15	0.63	1.71	2.34	16.1
	0.5	6.38	0.79	1.42	2.22	18.4
	0.6	6.37	0.95	1.14	2.09	19.4
	0.8	5.40	1.27	0.57	1.84	15.9
<b>Mo25/Rh40D</b>	0.2	4.92	0.32	2.70	3.01	8.0
	0.4	6.32	0.63	2.02	2.66	15.0
	0.5	6.62	0.79	1.68	2.48	17.7
	0.6	6.66	0.95	1.35	2.30	19.3
	0.8	5.77	1.27	0.67	1.94	17.1
<b>Mo28/Rh35</b>	0.2	5.00	0.35	2.12	2.47	10.1
	0.4	6.37	0.70	1.59	2.29	17.7
	0.5	6.65	0.88	1.33	2.20	20.0
	0.6	6.66	1.05	1.06	2.11	21.0
	0.8	5.70	1.40	0.53	1.93	16.8
<b>Mo28/Rh40</b>	0.2	4.95	0.35	2.28	2.63	9.3
	0.4	6.25	0.70	1.71	2.41	16.2
	0.5	6.48	0.88	1.42	2.30	18.2
	0.6	6.45	1.05	1.14	2.19	19.0
	0.8	5.45	1.40	0.57	1.97	15.1
<b>Mo28/Rh40D</b>	0.2	5.02	0.35	2.70	3.05	8.3
	0.4	6.43	0.70	2.02	2.72	15.2
	0.5	6.72	0.88	1.68	2.56	17.6
	0.6	6.75	1.05	1.35	2.40	19.0
	0.8	5.83	1.40	0.67	2.08	16.3
<b>Mo30/Rh35</b>	0.2	4.92	0.37	2.12	2.49	9.7
	0.4	6.29	0.74	1.59	2.33	17.0
	0.5	6.57	0.92	1.33	2.25	19.2
	0.6	6.60	1.11	1.06	2.17	20.1
	0.8	5.68	1.48	0.53	2.01	16.1
<b>Mo30/Rh40</b>	0.2	4.88	0.37	2.28	2.65	9.0
	0.4	6.18	0.74	1.71	2.45	15.6
	0.5	6.42	0.92	1.42	2.35	17.5
	0.6	6.40	1.11	1.14	2.25	18.2
	0.8	5.43	1.48	0.57	2.05	14.4
<b>Mo30/Rh40D</b>	0.2	4.94	0.37	2.70	3.06	8.0
	0.4	6.35	0.74	2.02	2.76	14.6
	0.5	6.65	0.92	1.68	2.61	17.0
	0.6	6.69	1.11	1.35	2.45	18.3
	0.8	5.80	1.48	0.67	2.15	15.6

**Tabla 2. 18.** Dosis glandular promedio ( $D_g$ ) debida a las exposiciones de bajo y alto voltaje, así como  $D_g$  total, CNR y FOM ( $CNR^2/D_g$ ) como función de la exposición relativa a bajo voltaje para un espesor de yodo igual a  $0.6 \text{ mg/cm}^2$ , diámetro de vaso igual a  $0.01 \text{ cm}$  y  $1 \text{ cm}$  de longitud, empleando la modalidad PP.

	Exposición relativa a bajo voltaje	CNR	$D_g$ bajo voltaje (mGy)	$D_g$ alto voltaje (mGy)	$D_g$ total (mGy)	FOM ( $CNR^2/D_g$ )
<b>Mo25/ Mo25</b>	0.2	4.7	0.32	1.27	1.59	14.2
	0.4	5.8	0.63	0.95	1.59	21.2
	0.5	5.9	0.79	0.79	1.59	22.0
	0.6	5.8	0.95	0.63	1.59	21.1
	0.8	4.7	1.27	0.32	1.59	14.0
<b>Mo28/ Mo28</b>	0.2	4.9	0.35	1.40	1.76	13.4
	0.4	5.9	0.70	1.05	1.76	20.0
	0.5	6.1	0.88	0.88	1.76	20.8
	0.6	5.9	1.05	0.70	1.76	20.0
	0.8	4.8	1.40	0.35	1.76	13.3
<b>Mo30/ Mo30</b>	0.2	4.8	0.37	1.48	1.85	12.3
	0.4	5.8	0.74	1.11	1.85	18.4
	0.5	5.9	0.92	0.92	1.85	19.1
	0.6	5.8	1.11	0.74	1.85	18.3
	0.8	4.7	1.48	0.37	1.85	12.2

# Medidas de contraste/ruido para un maniquí con medio de contraste

## A. Método experimental

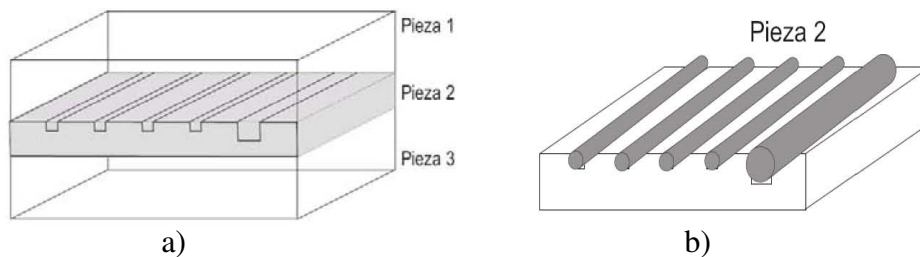
### A.1. Diseño y construcción del maniquí

Para verificar experimentalmente el formalismo y los cálculos de CNR presentados en el Capítulo 2, se diseñó un maniquí plástico modular de 10 cm de largo, 10 cm de ancho y 4.5 cm de grosor, que simula una mama de composición 50% tejido glandular y 50% tejido adiposo. El maniquí, Fig. 3.1, está formado por 3 placas de lucita (PMMA, polimetil metacrilato, o acrílico), las placas superior e inferior tienen un grosor de 1.75 cm. La placa central es de 1 cm de grosor y contiene tubos de plástico (de uso médico) en los que se puede inyectar medio de contraste, de diferentes diámetros internos, con la finalidad de simular diferentes calibres de vasos del sistema circulatorio. En la Tabla 3. 1 se encuentran los diámetros internos y externos de los tubos empleados.

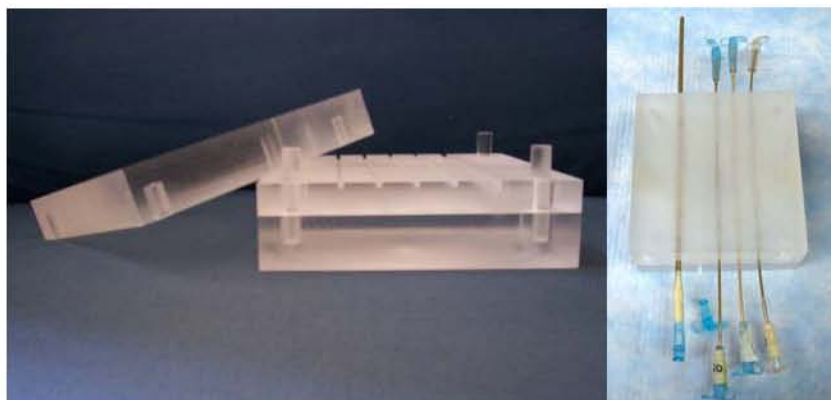
**Tabla 3. 1.** Diámetros internos (D) y externos (DE) de los tubos empleados en el maniquí.

Número de tubo	D (cm)	DE (cm)
1	0.0254	0.16
2	0.0508	0.16
3	0.0762	0.16
4	0.1000	0.16
5	0.2032	0.33

En la Fig. 3.1 a) se muestra un esquema del maniquí, en él se observan las tres piezas que lo componen, y en la Fig. 3.1 b) se puede ver un esquema de la pieza 2, la cual consiste de una placa de lucita acanalada para contener a los tubos de plástico antes mencionados.



**Fig. 3.1.** a) Esquema de maniquí con las tres piezas que lo componen, b) pieza 2 del maniquí, con tubos colocados dentro de los canales.

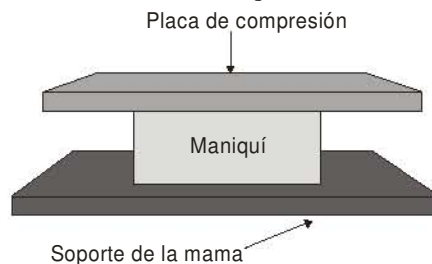


**Fig. 3. 2.** Fotografías del maniquí de mama diseñado y elaborado en el IFUNAM.

El maniquí fue elaborado en su totalidad en los talleres del Instituto de Física de la UNAM (IFUNAM). En la Fig. 3. 2 se muestran dos fotografías del maniquí descrito, con y sin tubos montados en su interior.

Durante las irradiaciones, el maniquí fue colocado sobre el soporte de la mama del mastógrafo y comprimido con la placa de compresión de lexano, como se muestra en la Fig. 3. 3. Las irradiaciones se llevaron a cabo de acuerdo con un protocolo elaborado con base en los cálculos realizados. Éstas tuvieron lugar en el Instituto Nacional de Cancerología (INCAN), empleando el mastógrafo comercial Senographe DS GE (N/S D1S05110).

**Fig. 3. 3.** Colocación del maniquí durante las irradiaciones.



## A.2. Protocolo de irradiación

Los espectros de bajo y alto voltaje fueron elegidos con base en los cálculos realizados. En la Tabla 3. 2 se describen las técnicas radiológicas, kV e intervalo de operación de la carga del tubo de rayos X (mAs). El intervalo de mAs fue elegido como la carga que proporcionara las exposiciones deseadas: 0.2, 0.4, 0.5, 0.6 y 0.8 R. Combinaciones de éstas brindan exposiciones relativas a bajo voltaje ( $X_{rel}$ ) entre 0 y 1 para una exposición total de 1R. Se realizaron series completas de imágenes ( $X$  de 0.2 a 0.8 R) en una misma sesión, llegando a tener entre 1 y 3 series para cada energía y concentración de yodo. Los datos que se presentan se obtuvieron con una sola combinación de imágenes, y se comprobó que los resultados del CNR para combinaciones diferentes fueran consistentes entre sí.

**Tabla 3. 2.** Técnicas radiológicas empleadas.

Espectros (ánodo/filtro)	kV	Carga del tubo (mAs)
Mo/Mo	25	25-100
	28	18-71
Rh/Rh	40	9-32
	40D	63
	45	6.3-25

La exposición para cada disparo se midió con una cámara de ionización Radcal, Modelo 20X6-6, y electrómetro Radcal, Modelo 2026C. No fue necesario corregir las lecturas del electrómetro por cambios en la densidad del aire, ya que dicho instrumento realiza las correcciones de forma automática. Las correcciones se deben principalmente a diferencias entre las condiciones bajo las que se calibró el equipo de medición y las que se tienen en realidad durante la medición (IAEA, Código de Práctica [Ref.32]). Algunos de los factores de corrección para la cámara de ionización son por cambios en la densidad del aire (por variaciones de temperatura y presión en el ambiente), diferencia entre la calidad del haz de referencia y el empleado en realidad, por recombinación iónica etc. [Ref.32]. En este caso no se consideraron los factores de corrección por recombinación iónica y por diferencias en la calidad del haz.

Cabe mencionar que antes de llevar a cabo las irradiaciones se realizaron pruebas de control de calidad al equipo mamográfico (CHR, medición de tensión y tiempo de exposición, evaluación de colimación y resolución espacial, exposición de entrada a la mama, dosis glandular promedio y reproducibilidad, calidad de la imagen del maniquí, etc.), siguiendo el manual de control de calidad del Senographe DS [Ref.33]. Los resultados de las pruebas fueron satisfactorios. Las características del equipo de mamografía empleado se encuentran en el Anexo 2-V.

Una de las pruebas realizadas fue la determinación del valor de la CHR para caracterizar la calidad de los haces de rayos X, siguiendo el protocolo del Colegio Americano de Radiología [Ref. 17]. En la Tabla 3. 3 se encuentran los valores medidos. Se incluye también la energía efectiva ( $E_{CHR}$ ) determinada a partir de los datos experimentales y de los coeficientes lineales de atenuación del NIST.

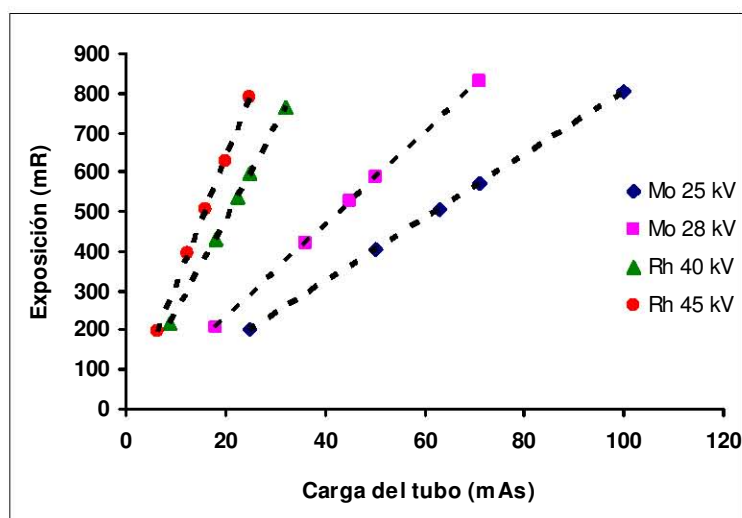
**Tabla 3. 3.** Valores de CHR medida y calculada para los diferentes espectros. Se incluye además la energía efectiva  $E_{CHR}$  del haz medida y la calculada a partir de los espectros de Boone, ver 2.B.1.

	kVp	CHR (mm Al) medidas	CHR (mm Al) espectros	$E_{CHR}$ (keV) medidas	$E_{CHR}$ (keV) espectros
Mo/Mo	25	0.351	0.338	15.4	15.2
	28	0.390	0.37	16.0	15.7
	30	0.407	0.388	16.2	16.0
Rh/Rh	35	0.557	0.531	18.1	17.8
	40	0.593	0.581	18.5	18.3
	40 D	0.884	0.815	21.2	20.6

Los valores de CHR medidos son, en promedio, 1.05 veces los calculados. En términos de  $E_{CHR}$ , los valores experimentales son, en promedio, 1.02 veces los calculados.

Los parámetros de carga empleados para obtener los valores de exposición pueden verse en la Tabla 3. 15 al final de este capítulo. Graficando el valor de la exposición medida como función de la carga del tubo (Fig. 3. 4) y realizando un ajuste, se verificó la linealidad entre exposición y carga. Las exposiciones medidas tienen una diferencia porcentual máxima de 7.6% con respecto de los valores requeridos (0.2, 0.4, 0.5, 0.6 y 0.8 R). Una vez escogidos los parámetros técnicos (combinación ánodo/filtro, kV y mAs) se procedió a la adquisición de imágenes del maniquí. Los parámetros fueron seleccionados de forma manual en el equipo.

El maniquí fue irradiado con los tubos de plástico llenos de agua, es decir, sin medio de contraste, y con los tubos llenos con distintas concentraciones de MC. El MC empleado fue Iohexol (Omnipaque 300 Amersham Health), que es una solución de yodo y agua con una concentración de 300 mg/mL de yodo. La solución fue diluida para obtener 150, 75 y 37.5 mg/mL de yodo.



**Fig. 3. 4.** Exposición medida como función de la carga del tubo. Los símbolos son las medidas y las curvas son ajustes.

Los tubos se llenaron individualmente con las diferentes soluciones de yodo, de tal forma que se tuvieron 4 grupos de 5 tubos, cada grupo lleno con la misma solución, y un grupo lleno de agua. El llenado se llevó a cabo empleando jeringas de insulina de 0.3 cc y aguja calibre 29, introduciendo la aguja en el interior de cada tubo para evitar que el MC se derramara por los bordes y contaminara el resto del maniquí, lo que produciría manchas no deseadas en la imagen. En los extremos de cada tubo se añadieron unas tapas obtenidas de sondas de alimentación (tamaño neonatal) para mantener contenido el MC dentro de los tubos.

El espesor másico de yodo ( $\rho_{t_i}$ ) que genera la imagen bidimensional proyectada, fue calculado a partir de la siguiente relación:

$$(3.1) \quad \rho_{t_i} = CI \cdot T_i = CI \cdot 0.79D \left[ \text{mg/cm}^2 \right]$$

en que CI es la concentración de yodo en la solución, expresada en  $\text{mg/cm}^3$ , y  $T_i$  es el valor de la cuerda promedio al interior del tubo, igual a 0.79 veces el valor del diámetro interno D del cilindro evaluado (ver 2.A.1 a). Los espesores de yodo calculados de acuerdo con la relación (3. 1) para cada concentración de yodo y diámetro del tubo pueden verse en la Tabla 3. 4.

**Tabla 3. 4.** Espesor másico de yodo ( $\text{mg/cm}^2$ ) como función del diámetro del tubo (cm), para cada concentración de yodo ( $\text{mg/cm}^3$ ) evaluada.

Concentración de yodo CI ( $\text{mg/cm}^3$ )	300	150	75	37.5
Diámetro de tubo D (cm)	Espesor másico de yodo $\rho_{t_i}$ ( $\text{mg/cm}^2$ )			
0.0254	6	3	1.5	0.75
0.0508	12	6	3.0	1.50
0.0762	18	9	4.5	2.25
0.100	24	12	6.0	3.00
0.203	48	24	12.0	6.00

El equipo Senographe DS entrega dos imágenes digitales por cada disparo, una de ellas denominada cruda (RAW), constituida por valores de píxel directamente proporcionales a la señal inducida en el detector, y otra, procesada (PROCESSED), que ha sido modificada (a través de una transformación logarítmica, entre otras) para su despliegue en un monitor. Ambas imágenes están en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) que es el más usado para la transferencia y almacenamiento de imágenes médicas [Ref. 27]. Para la sustracción de imágenes en este trabajo se emplearon las imágenes RAW, almacenadas en discos compactos (CD).

### A.3. Manejo y sustracción de las imágenes

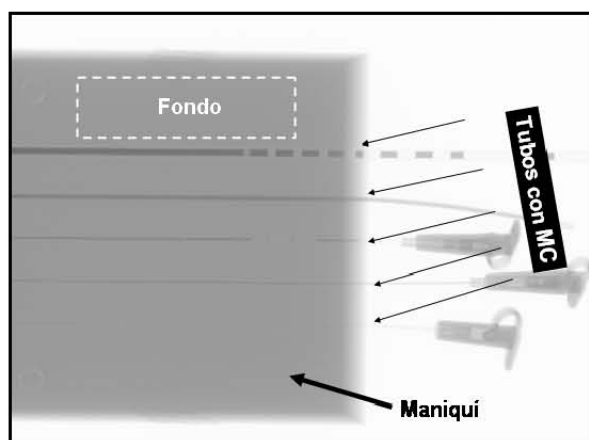
Como se mencionó anteriormente, las imágenes fueron almacenadas en formato DICOM. Algunas de las características obtenidas del encabezado de las imágenes RAW se muestran en la Tabla 3. 5. Como se ve en dicha tabla las imágenes individuales son guardadas en un formato de 14-bits (Bits almacenados) en escala de grises, y es desplegada en la pantalla del monitor del módulo de adquisición con el mismo formato (Altura de Bit), lo que implica que la imagen es guardada y desplegada con un número igual a  $2^{14}$  (16384) tonos de gris. Los parámetros de despliegue y almacenamiento son establecidos por el equipo de origen.



**Tabla 3. 5.** Características de las imágenes RAW del Senographe 2000D

Tamaño archivo de imagen	8.8 MB
Formato	'DICOM'
Ancho imagen	1914
Largo imagen	2294
Bits originados	16
Bits almacenados	14
Altura de Bit	14
Relación intensidad de píxel	Lineal

Las imágenes RAW fueron manipuladas con MATLAB. Se diseñó un código para leer y transformar las imágenes en matrices con elementos de punto flotante. El tamaño de las matrices generadas es de 2294 x 1914 para cada imagen individual. Se obtuvo el logaritmo natural de las matrices de cada imagen RAW (denominadas imágenes logarítmicas), se desplegaron (en un monitor de PC) las imágenes logarítmicas de bajo y alto voltaje para determinar una región de interés (ROI) en el fondo del maniquí, y se obtuvo el valor del tono de gris promedio en los ROI. Típicamente, la ROI del fondo medía 100 x 500 píxeles y se ubicaba en la región superior del maniquí (ver Fig. 3. 5). En la misma figura se muestra una de las imágenes obtenidas con un espectro de Mo/Mo a 25 kV y 300 mg/mL de yodo y se marca con líneas punteadas la ROI del fondo y los 5 tubos de plástico que contienen MC.



**Fig. 3. 5.** Imagen logarítmica del maniquí obtenida con un espectro Mo/Mo a 25 kV. Los tubos contienen 300 mg/mL de yodo.

Los factores de peso ( $\alpha$ ) necesarios para la sustracción de las imágenes (se restará una menos la otra multiplicada por  $\alpha$ ) se obtuvieron dividiendo el tono de gris promedio del fondo de la imagen de alto voltaje entre el valor correspondiente en la imagen de bajo voltaje. Recordamos que el factor de peso permite que los valores del fondo del par de imágenes sean lo más parecidos posibles, de tal forma que al restarlas, el valor de fondo sea igual a cero (tono negro en la imagen). Los factores de peso son reportados en la Tabla 3. 16.

En todos los casos fue necesario alinear cada par de imágenes antes de restar, ya que hubo pequeñas variaciones en la colocación del maniquí entre exposiciones. Se empleó un punto de referencia fuera de la imagen del maniquí (dos alambres en forma de cruz), se obtuvieron las coordenadas en cada par de imágenes y, a partir de la diferencia entre ellas, se obtuvo un factor de traslación para alinearlas. El máximo factor de corrección por desplazamiento fue de 24 píxeles (2.4 mm).

La imagen sustraída ( $IM_{sub}$ ) se obtuvo restando el logaritmo natural de la imagen RAW obtenida con alto voltaje ( $IM_a$ ) menos  $\alpha$  veces el de la imagen RAW a bajo voltaje ( $IM_b$ ):

$$(3.2) \quad IM_{sub} = \ln(IM_a) - \alpha \ln(IM_b)$$

Los códigos escritos en MATLAB para la determinación de factores de peso y sustracción de imágenes, se encuentran en el Anexo 3-II. Las imágenes fueron restadas empleando las tres modalidades de sustracción presentadas en el capítulo 2: DEPP, DE y PP (Tabla 2. 1). Las combinaciones de imágenes individuales escogidas para restar en base a los resultados de los cálculos (2.D.2 y D.3), se muestran en la Tabla 3. 6.

**Tabla 3. 6.** Combinaciones de imágenes individuales empleadas para restar

Técnica	Restas
DEPP	Mo 25 kV / Rh 40 kV, 40D Mo 28 kV / Rh 40 kV, 40D
DE	
PP	Mo 25 kV / Mo 25 kV Mo 28 kV / Mo 28 kV

Después de restar las imágenes, se determinaron las regiones de interés en la  $IM_{sub}$ . Las ROI fueron de dos tipos: zonas con medio de contraste dentro de la imagen de cada uno de los tubos, y zonas externas a los tubos y cercanas a los mismos. Ambas ROI permiten evaluar el CNR de la imagen del medio de contraste. Las ROI empleadas se definieron para 100 píxeles de largo (1 cm) y  $T_1$  (en píxeles) de ancho (ver Tabla 3. 7).

**Tabla 3. 7.** Diámetro interno D y correspondiente  $T_1$  en número de píxeles.

D (cm)	$T_1$ (Nº de píxeles)	Área $L T_1$ (píxeles)	$(L T_1)^{1/2}$
0.0254	2	200	14
0.0508	4	400	20
0.0762	6	600	24
0.1000	8	800	28
0.2032	16	1600	40

Mediante un código en MATLAB (Anexo 3-II) se obtuvo el valor promedio del tono de gris de los píxeles contenidos dentro de las ROI para las zonas con yodo ( $I_y$ ), y el valor promedio de los píxeles en las regiones adyacentes del fondo ( $I_f$ ), así como la desviación estándar ( $\sigma$ ) de éstas últimas. Con estos datos se calcula el contraste por píxel ( $C_p = I_y - I_f$ ), el ruido  $\sigma$  del fondo, y el cociente señal/ruido por píxel ( $CNR_p = C_p / \sigma$ ). Finalmente, el

contraste por píxel se escaló a contraste de la imagen total. Esto se origina en la corrección realizada en el formalismo para incluir el efecto de tamaño de la imagen de interés. De las relaciones (2.2) y (2.3), se concluye que (de acuerdo con las hipótesis de esta tesis) el CNR de la imagen sustraída de tamaño  $T_i \cdot L$  y el  $CNR_p$  de un píxel individual están relacionados por:

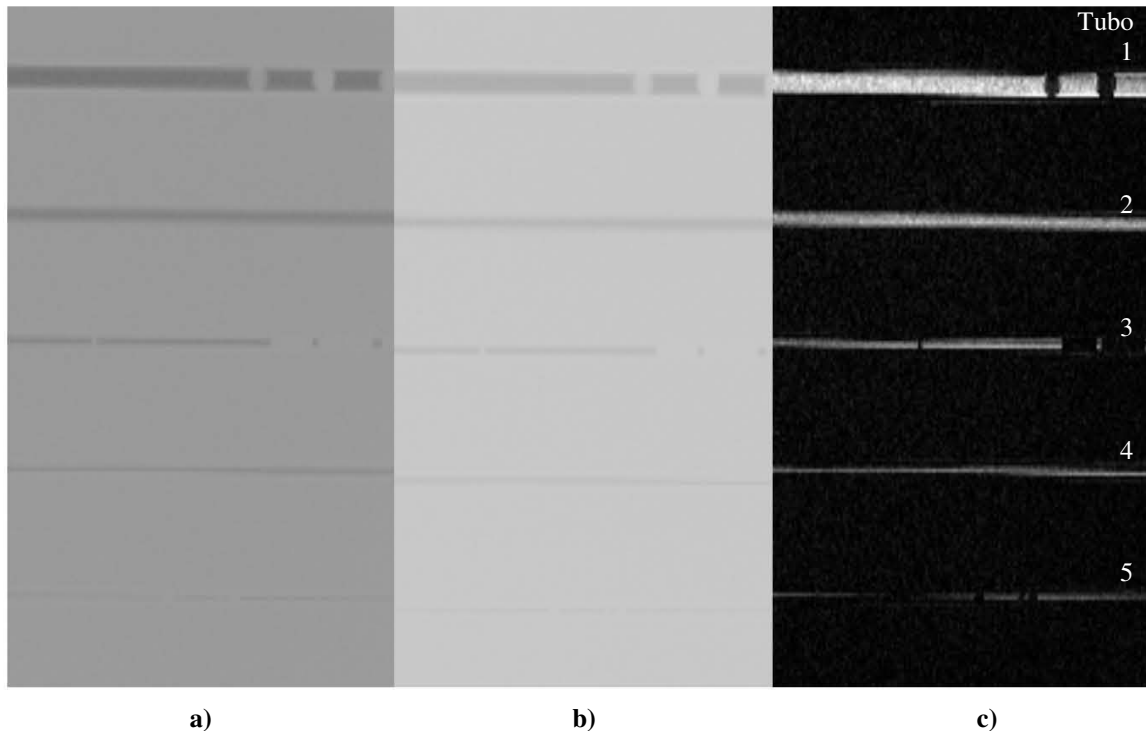
$$CNR = CNR_p \cdot (T_i \cdot L)^{1/2}$$

La Tabla 3.7, muestra los valores de este factor de corrección.

## B. Resultados experimentales

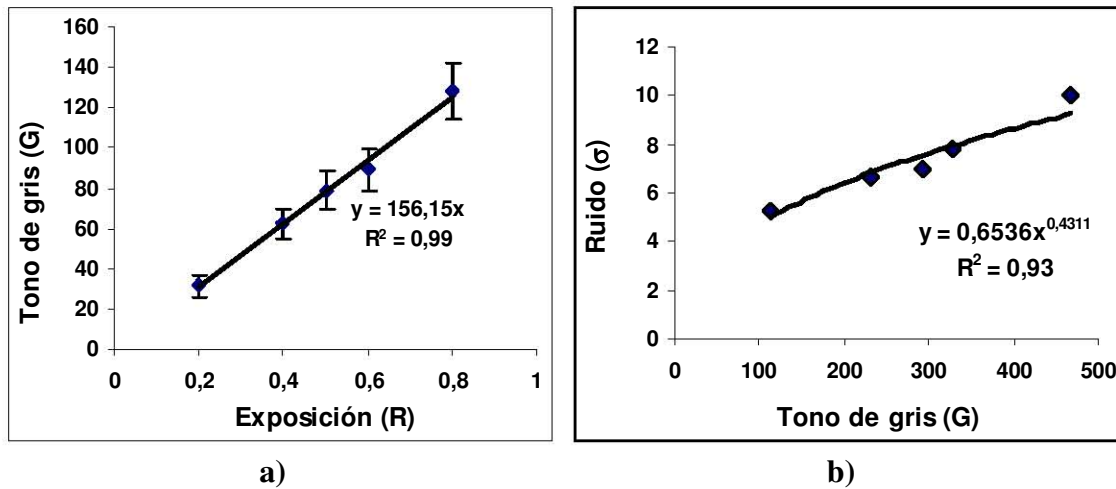
### B.1 Características de las imágenes individuales

Se obtuvo el valor promedio de tono de gris ( $G$ ) y la desviación estándar ( $\sigma$ ) de los píxeles contenidos en las ROI correspondientes a los tubos con yodo  $I_y$ , y al fondo ( $I_f$ ), para las imágenes individuales (Fig. 3.6), tal como se describió en 3.A.3 para las imágenes sustraídas. Sólo se muestra la imagen del maniquí y esto se hace a escala, ya que el tamaño real de la imagen es de 19.14 cm x 22.94 cm. Se observan espacios de diferente tono de gris a lo largo de los tubos que contienen yodo, correspondientes a burbujas de aire causadas por la técnica de llenado.



**Fig. 3.6.** Imágenes típicas de **a)** bajo voltaje (Mo/Mo a 25kV y 63 mAs), **b)** alto voltaje (Rh/Rh a 40kV y 22.5 mAs), **c)** resta de las imágenes a -  $\alpha$ b bajo la modalidad DE para una concentración de yodo igual a 300 mg/mL.

Los valores de  $G$  para la ROI correspondiente al tubo 1 de diámetro igual a 0.203 cm y 48 mg/cm<sup>2</sup> de yodo, obtenidos de la imagen individual Mo/Mo 25, se encuentran graficados en la Fig. 3. 7 a). Se observa linealidad entre  $G$  y la exposición, lo que es de esperarse dado el funcionamiento de un detector digital. En la Fig. 3. 7 b) se muestra el ruido ( $\sigma$  del fondo) como función de la señal  $G$ . Un ajuste de potencias permite apreciar que la dependencia de  $\sigma$  con  $G$  es aproximadamente  $G^{0.5}$ , lo que correspondería a un ruido originado en procesos estocásticos asociados al conteo de fotones detectados (ruido “cuántico”). Este punto se discute nuevamente en 3.B.6



**Fig. 3. 7.** a) Tono de gris promedio de la ROI del tubo con yodo como función de la exposición y b) Ruido ( $\sigma$  del fondo) como función del tono de gris promedio, para la imagen individual RAW, obtenida con Mo/Mo 25, para el tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm<sup>2</sup> de yodo.

En la Tabla 3. 8 se han incluido los valores graficados en la Fig. 3. 7 y las mismas cantidades para la imagen logarítmica (logaritmo natural de la imagen). El logaritmo natural del tono de gris se denotará como  $G_{\ln}$ . De la Tabla 3. 8 se puede ver que, tanto  $G$  como  $G_{\ln}$  aumentan como función de la exposición, consecuencia obvia de la naturaleza de la función  $\ln(x)$ . La desviación estándar de la imagen logarítmica ( $\sigma_{\ln}$ ) disminuye conforme aumenta la exposición. Esto es menos obvio, y se desarrolla a continuación.

De acuerdo con la propagación de la incertidumbre, la relación entre  $\sigma_{\ln}$  y  $G_{\ln}$  ( $\ln G$ ) está descrita por la siguiente expresión:

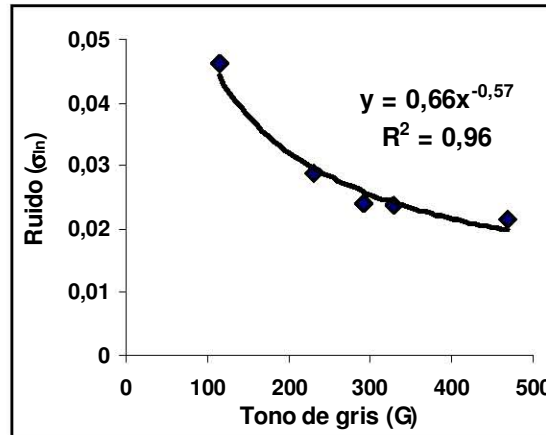
$$(3. 3) \quad \sigma_{\ln} = \frac{\partial(\ln G)}{\partial G} = \frac{1}{G} \sigma = \frac{G^{0.5}}{G} = \frac{1}{G^{0.5}} = \frac{1}{\sigma}$$

Es decir, la desviación estándar de la imagen logarítmica es igual al inverso de la  $\sigma$  de la imagen RAW, por lo tanto,  $\sigma_{\ln} \propto G^{-0.5}$ .

**Tabla 3. 8.** Valores promedio de tono de gris y desviación estándar para ROI en el fondo y en el tubo de 0.203 cm de diámetro y 48mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo, obtenidos de las imágenes individuales RAW y logarítmicas adquiridas con un espectro Mo/Mo 25, como función de la exposición X.

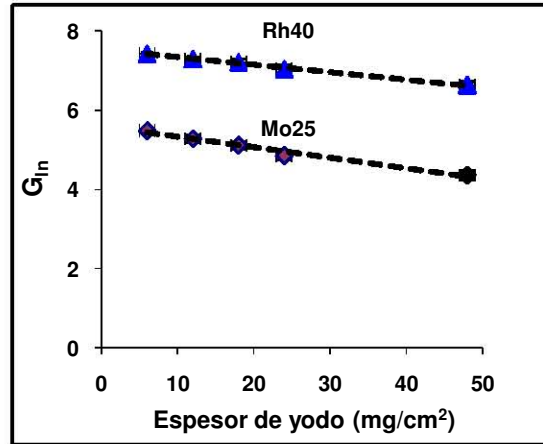
	X (R)	RAW		Logarítmica	
		G	$\sigma$	G <sub>ln</sub>	$\sigma$
<b>Fondo</b>	0.2	114.31	5.2626	4.74	0.0462
	0.4	230.91	6.6607	5.44	0.0288
	0.5	291.58	6.9926	5.68	0.0240
	0.6	328.90	7.8059	5.80	0.0237
	0.8	467.46	9.9986	6.15	0.0214
	X (R)	G	$\pm \Delta G$	G <sub>ln</sub>	$\pm \Delta G_{ln}$
<b>Tubo 1 con I</b>	0.2	31.32	5.57	3.43	0.17
	0.4	62.28	7.53	4.12	0.12
	0.5	78.85	9.57	4.36	0.12
	0.6	88.96	10.77	4.48	0.12
	0.8	128.05	14.17	4.85	0.11

La Fig. 3. 8 muestra el ruido medido en la imagen logarítmica y el ajuste confirma la dependencia predicha en la relación 3.3. Este resultado junto con los obtenidos de la Fig. 3. 7 para las imágenes RAW individuales, muestra que dichas imágenes, que serán restadas, cumplen en general con las condiciones de un sistema cuyo ruido es de origen estocástico, gobernado por una distribución de Poisson, hipótesis principal del formalismo teórico desarrollado en el capítulo anterior.



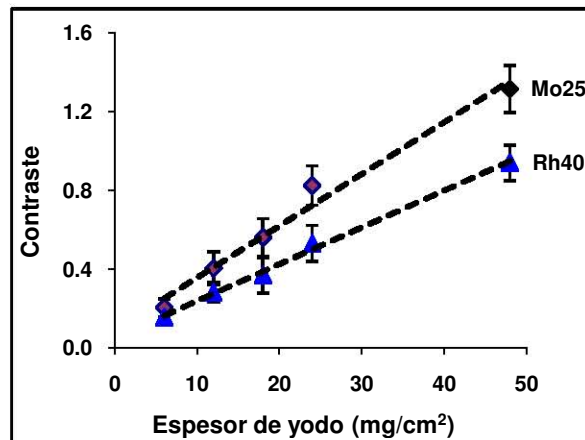
**Fig. 3. 8.** Ruido de la imagen logarítmica como función del tono de gris de la imagen RAW. La curva representa el ajuste potencial realizado a los datos. Mismos datos que en la Fig. 3. 7.

En la Fig. 3. 9 se grafica G<sub>ln</sub> como función del espesor másico de yodo en los tubos. Los datos son consistentes con la esperada atenuación exponencial causada por el yodo que, al graficar el logaritmo del tono de gris, se expresa en una recta con pendiente negativa. Se observa además que las imágenes obtenidas con el espectro de Rh son más “claras” que las obtenidas con Mo. Esto se debe a más de un efecto (mayor fluencia de fotones con el blanco de Rh, menos atenuación, y mejor detección), tal como se discutió en 2.D.1 en relación a la Tabla 2. 14.



**Fig. 3. 9.** Tono de gris promedio en la imagen individual logarítmica de los tubos ( $G_{in}$ ) como función del espesor de yodo, obtenidas con Mo/Mo a 25 kV y Rh/Rh a 40 kV, para una concentración de yodo igual a 300 mg/mL y 0.5 R de exposición.

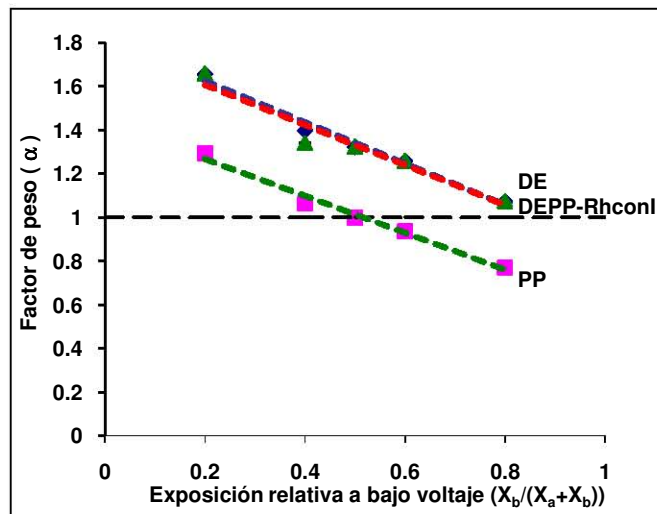
Se graficó el contraste por píxel  $C_p$  (Fig. 3. 10), como función del grosor de yodo para las mismas imágenes individuales logarítmicas analizadas arriba. Se puede ver que el contraste aumenta linealmente conforme la cantidad de yodo se incrementa, lo que coincide con lo esperado a partir de la ley de atenuación exponencial. Se observa además que el contraste de la imagen obtenida con el espectro Mo/Mo a 25 kV es mayor que el obtenido con Rh/Rh a 40 kV. Esto se debe (ver, por ejemplo, [Ref. 27]) a que las diferencias entre los coeficientes de atenuación de los distintos materiales son mayores para rayos X de baja energía (Fig. 2. 6). En este caso, se trata del contraste entre el yodo y el fondo del maniquí (plástico).



**Fig. 3. 10.** Contraste como función del espesor de yodo para imágenes individuales obtenidas con Mo/Mo a 25 kV y Rh/Rh a 40 kV, para una concentración de yodo igual a 300 mg/mL y 0.5R de exposición.

## B.2. Propiedades generales de las imágenes sustraídas

Los factores de peso para la resta de las imágenes fueron obtenidos de acuerdo con lo descrito en la sección 3.A.3. Factores de peso típicos para las sustracciones realizadas con las diferentes modalidades para una concentración de yodo igual a 300 mg/mL se encuentran en la Tabla 3. 16 (al final del capítulo). Dichos valores fueron graficados como función de la exposición relativa a bajo voltaje. De la Fig. 3. 11 se observa que los factores de peso disminuyen linealmente como función de la  $X_{rel}$ , además se puede ver que los factores de peso para la técnica PP son menores y más cercanos a la unidad que para las otras dos técnicas.



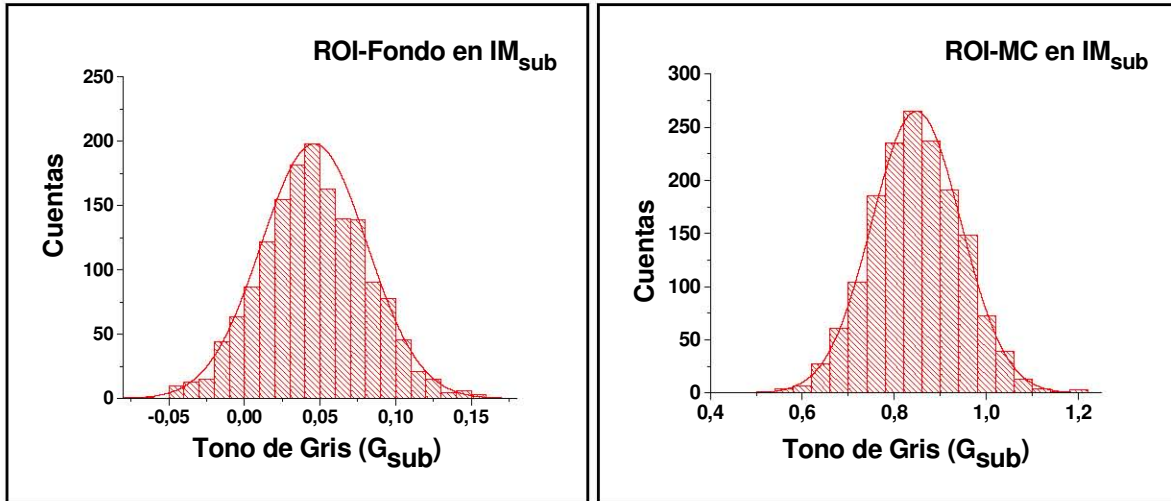
**Fig. 3. 11.** Factores de peso como función de la exposición relativa a bajo voltaje para las diferentes técnicas de sustracción evaluadas, empleando las combinaciones Mo25/Rh40 con una concentración de yodo igual a 300 mg/mL.

En la Fig. 3. 12 se muestran las distribuciones de tonos de gris ( $G_{sub}$ ) de las ROI seleccionadas en a) el fondo y b) la región de yodo correspondiente a la imagen del tubo de diámetro 0.203 cm y 48 g/cm<sup>2</sup> de yodo, en la imagen restada (logarítmica)  $IM_{sub}$ . La distribución de niveles de gris en las ROI permite ser descrita por una distribución de Gauss. La desviación estándar fue calculada a partir de la siguiente relación [Ref. 27]:

$$(3.4) \quad \sigma = \left( \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right)^{1/2}$$

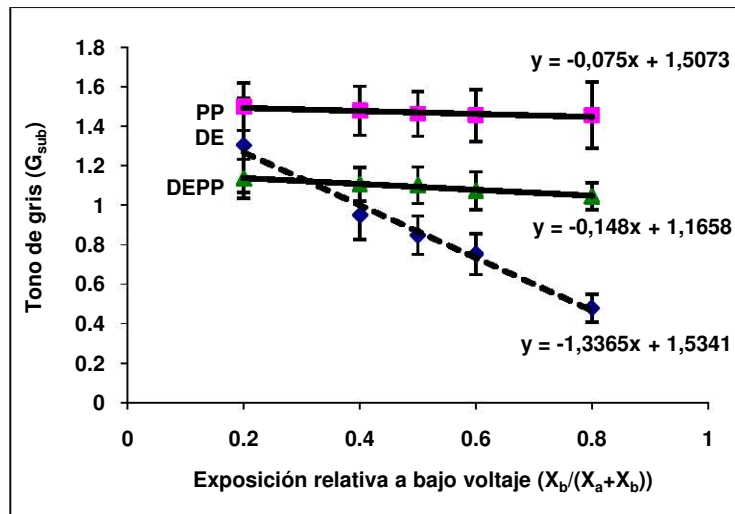
en que  $\bar{x}$  es el valor promedio de los  $n$  niveles de gris ( $x$ ),  $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$ .

En Fig. 3. 12 puede observarse como el tono de gris promedio en el fondo de la imagen restada es cercano a cero.



a) b)

**Fig. 3. 12.** Distribución de tonos de gris ( $G_{sub}$ ) en las ROI correspondientes a: **a)** fondo, **b)** región de yodo en la imagen del tubo de diámetro igual a 0.203 cm y 48 mg/cm<sup>2</sup> de yodo, en la imagen restada  $IM_{sub}$ . La curva ajustada en cada caso corresponde a una distribución normal (distribución de Gauss).



**Fig. 3. 13.** Tono de gris promedio ( $G_{sub}$ ) de la ROI correspondiente al tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm<sup>2</sup> en las imágenes restadas, para las diferentes modalidades de sustracción, empleando Mo/Mo25 y Rh/Rh40 como espectro de baja y alta energía, respectivamente. DEPP se obtuvo aplicando el yodo a la imagen de alto voltaje. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual.

Siguiendo el procedimiento descrito al final de la sección 3.A.3 se obtuvieron los valores de tono de gris promedio de las ROI correspondientes a los tubos con yodo en las imágenes restadas. Un ejemplo de los valores hallados como función de  $X_{rel}$  se muestra en la Fig. 3. 13 para un tubo de diámetro igual a 0.203 cm y 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor de yodo.



En la Fig. 3. 6 c) se muestra la resta ponderada de las imágenes a) y b) empleando la modalidad DE, con factor de peso igual a 1.32, para una exposición de bajo y alto voltaje aproximadamente igual a 0.5 R a la entrada de la mama.

### B.3. Cociente contraste a ruido para imágenes sustraídas.

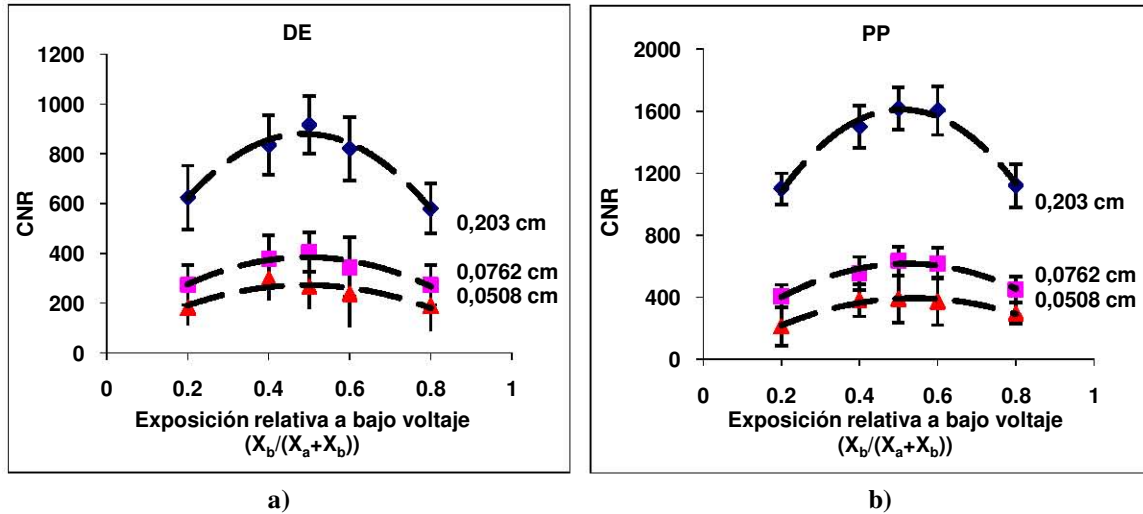
A partir de los valores promedio de tono de gris obtenidos para cada ROI en las zonas con yodo y sin yodo, fue posible calcular el valor de  $CNR_p$  para las imágenes restadas. De acuerdo con el formalismo, y lo presentado al final de 3.A.3, el CNR para la imagen total se obtiene del  $CNR_p$  multiplicándolo por los factores de tamaño de la imagen listados en la Tabla 3.7.

En la Tabla 3. 9 se encuentran los valores de CNR calculados como función de la exposición relativa a bajo voltaje, para tres diámetros diferentes: 0.0508 cm, 0.0762 cm y 0.203 cm con espesores máscicos de yodo iguales a 48, 18, y 12 mg/cm<sup>2</sup>, respectivamente, empleando las tres modalidades evaluadas. Los tubos seleccionados fueron los que presentaron menores fluctuaciones en los valores de tono de gris ( $G_{sub}$ ) del tubo en la imagen restada (Tubos 1, 3 y 4). Los espectros de baja y alta energía usados fueron Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40, respectivamente. Los kilovoltajes y cargas usadas para obtener las exposiciones deseadas se resumen en la Tabla 3. 15. Los datos presentados en la Tabla 3. 9 se muestran en las Fig. 3. 14 y Fig. 3. 15.

En los datos de la Fig. 3. 14 se puede apreciar en general un máximo en el CNR para  $X_{rel}$  igual a 0.5, para los tres diámetros y ambas modalidades. Además se observa que el CNR es mayor para los diámetros mayores.

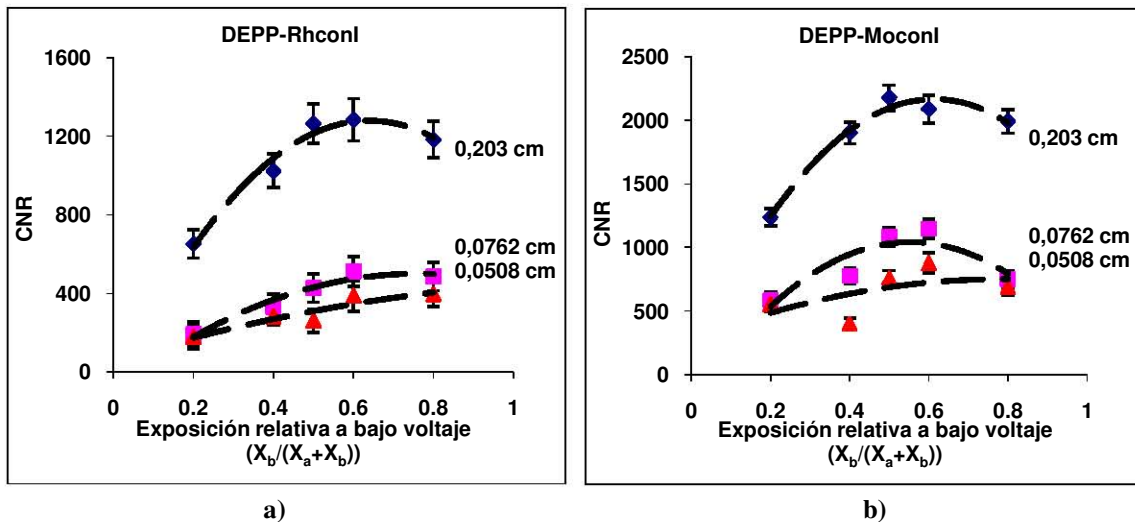
**Tabla 3. 9.** Ejemplo del CNR calculado como función de la exposición relativa a bajo voltaje, para las tres modalidades evaluadas, para 3 diámetros de tubo diferentes.

N° tubo / D (cm) / t <sub>i</sub> (mg/cm <sup>2</sup> )	X rel	CNR			
		DE	PP	DEPP-RhconI	DEPP-MoconI
1 / 0.203 / 48	0.2	624 ± 128	1100 ± 100	651 ± 71	1237 ± 153
	0.4	840 ± 120	1500 ± 136	1023 ± 85	1902 ± 158
	0.5	916 ± 116	1616 ± 136	1260 ± 100	2177 ± 173
	0.6	820 ± 128	1604 ± 156	1284 ± 108	2087 ± 156
	0.8	580 ± 100	1120 ± 140	1183 ± 94	1992 ± 163
3 / 0.0762 / 18	0.2	270 ± 80	408 ± 72	191 ± 65	582 ± 91
	0.4	376 ± 96	552 ± 108	331 ± 64	775 ± 88
	0.5	404 ± 80	632 ± 92	427 ± 73	1078 ± 169
	0.6	340 ± 120	620 ± 100	511 ± 77	1146 ± 118
	0.8	270 ± 80	448 ± 84	485 ± 72	746 ± 107
4 / 0.0508 / 12	0.2	180 ± 70	212 ± 124	176 ± 58	553 ± 53
	0.4	296 ± 84	380 ± 104	283 ± 46	399 ± 129
	0.5	264 ± 88	388 ± 152	261 ± 59	758 ± 265
	0.6	236 ± 132	372 ± 152	387 ± 79	876 ± 83
	0.8	190 ± 100	296 ± 68	396 ± 62	688 ± 222



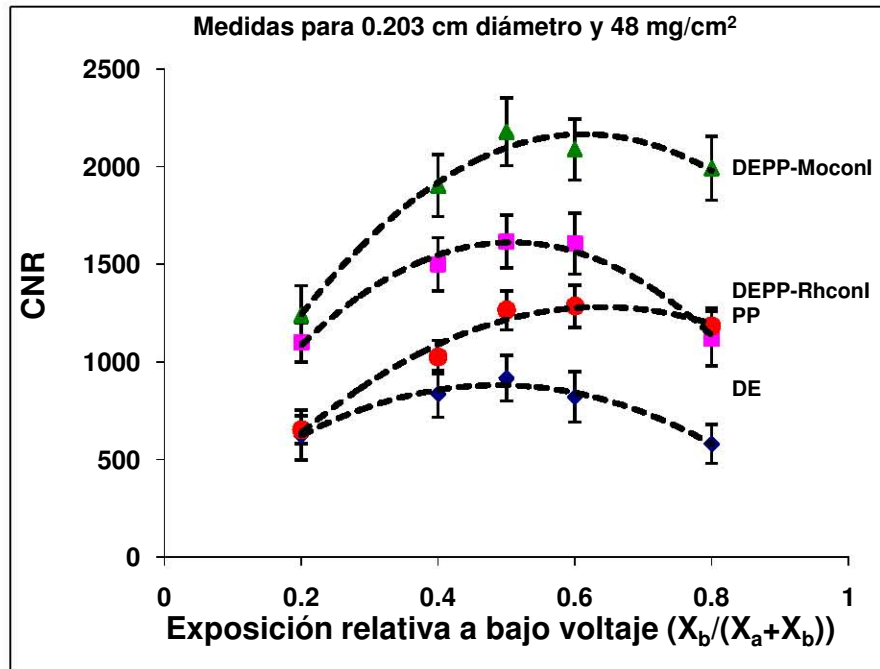
**Fig. 3. 14.** CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para tres tubos con diámetros iguales a 0.0508 cm, 0.0762 cm y 0.203 cm, y espesores máscicos de yodo iguales a 48, 18 y 12 mg/cm<sup>2</sup>, respectivamente, evaluados con las modalidades: a) DE y b) PP. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual.

Los datos de la Fig. 3. 15, muestran un valor de CNR máximo alrededor de la exposición relativa a bajo voltaje igual a 0.6, para los tres diámetros de tubo, empleando la modalidad DEPP. Al igual que las curvas obtenidas con las otras dos modalidades (Fig. 3. 14), se observa que el CNR es mayor para un mayor diámetro del tubo. Las tendencias de ambas sustracciones son similares y la aplicación del yodo a la imagen de baja energía resulta en CNR 1.8 veces mayores que la aplicación inversa.



**Fig. 3. 15.** CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para tres tubos con diámetros iguales a 0.0508 cm, 0.0762 cm y 0.203 cm, y espesores máscicos de yodo iguales a 48, 18 y 12 mg/cm<sup>2</sup>, respectivamente, evaluados con las modalidades: a) DEPP-Rh-conI y b) DEPP-MoconI. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual.

En el siguiente análisis se consideran los datos obtenidos para el mayor tubo (0.203 cm de diámetro) y el máximo grosor de yodo (48 mg/cm<sup>2</sup>) (concentración igual a 300 mg/mL) de la Tabla 3. 9. La Fig. 3. 16 muestra el CNR y los valores por separado de señal y ruido empleados en el cálculo (Tabla 3. 9), se muestran al final de este capítulo en la Tabla 3. 17.



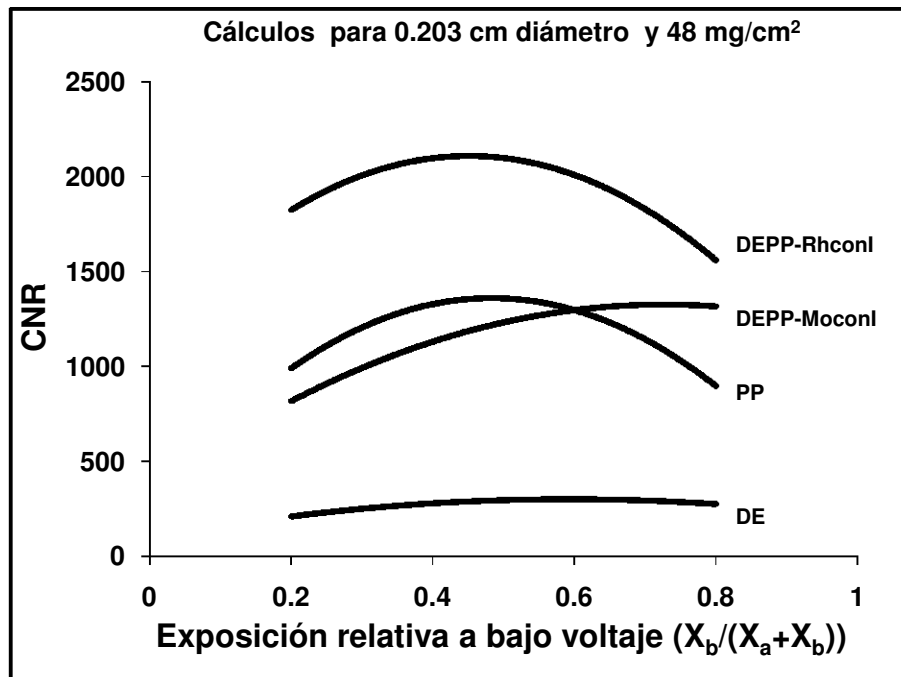
**Fig. 3. 16.** CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para las tres modalidades evaluadas, incluyendo los dos casos de DEPP, para el tubo más grande y el grosor máximo de yodo. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual.

Los datos de la Fig. 3. 16 muestran que, para las tres modalidades, el CNR aumenta como función de la  $X_{rel}$ , llegan a un máximo y luego disminuyen. Los valores máximos para todas las modalidades se encuentran alrededor  $X_{rel} \approx 0.5-0.6$ . Además se observa que el CNR es mayor al emplear las modalidades de sustracción temporal, ya que DE es la modalidad con peor CNR. Respecto de la modalidad DEPP, los valores óptimos corresponden a la aplicación del yodo en la imagen de baja energía.

Se ha aplicado el formalismo del capítulo 2 para la misma combinación de parámetros, los resultados se encuentran en la Tabla 3. 10 y en la Fig. 3. 17. Se observa que la tendencia de las curvas es similar a lo medido y la magnitud del CNR también, excepto para la modalidad DE en que se miden CNR aproximadamente el doble que los calculados. La única diferencia importante es la inversión entre las curvas de DEPP dependiendo de la aplicación del medio de contraste: los datos indican un CNR superior para la aplicación de yodo en baja energía, mientras que los cálculos predicen lo opuesto. Este punto se tratará a detalle más adelante.

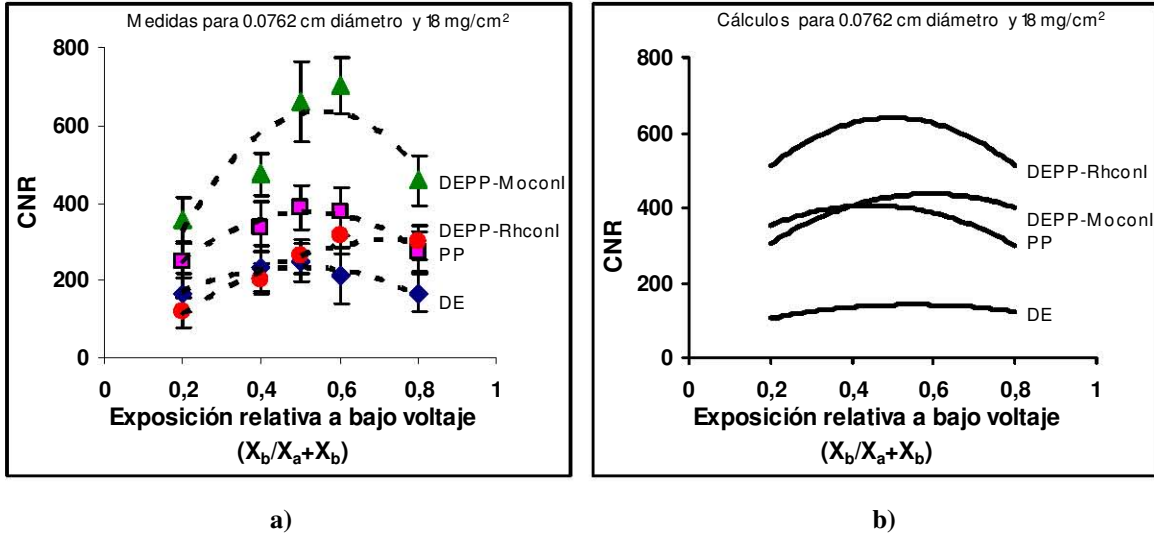
**Tabla 3. 10.** CNR calculado teóricamente para las diferentes modalidades, para dos vasos con diámetros y espesores máxicos de yodo diferentes, como función de la exposición relativa a bajo voltaje. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP.

Nº tubo / D (cm) / t <sub>i</sub> (mg/cm <sup>2</sup> )	X rel	CNR			
		DE	PP	DEPP-RhconI	DEPP-MoconI
1 / 0.203 / 48	0,2	210	998	1821	819
	0,4	277	1293	2107	1125
	0,5	295	1388	2095	1229
	0,6	302	1298	2002	1303
	0,8	274	891	1561	1313
3 / 0.0762 / 18	0,2	104	353	510	305
	0,4	134	406	625	403
	0,5	141	403	638	429
	0,6	142	385	626	440
	0,8	123	299	511	399



**Fig. 3. 17.** CNR predicho por el formalismo, como función de la exposición relativa a bajo voltaje para las tres modalidades. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP.

Datos y cálculos semejantes se obtuvieron para los demás tubos y en todos los casos se observa una relación similar entre ellos. Como ejemplo, en la Fig. 3. 18 a) se muestra el CNR medido y en la Fig. 3. 18 b) el calculado para un tubo de diámetro y grosor de yodo intermedios (0.0762 cm y 18 mg/cm<sup>2</sup>, respectivamente).



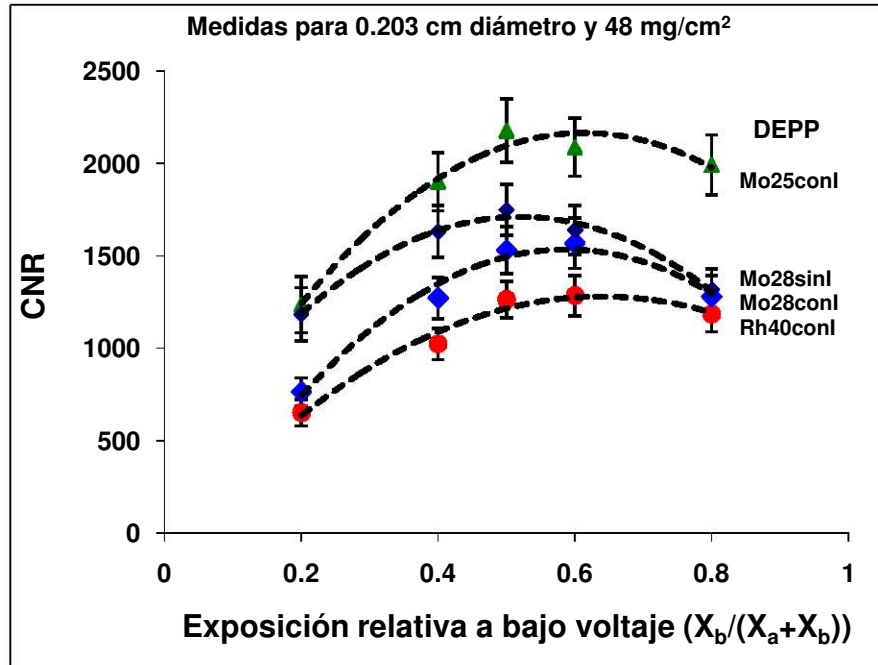
**Fig. 3. 18.** CNR a) medido y b) calculado, como función de la exposición relativa a bajo voltaje para todas las modalidades evaluadas, para el tubo de 0.0762 cm de diámetro con 18 mg/cm<sup>2</sup> de yodo. Los haces combinados fueron Mo/Mo25 y Rh/Rh40 para DE y DEPP, Mo/Mo25 para PP. En a) los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual.

La relación entre las medidas y los cálculos para el tubo intermedio, en la Fig. 3. 18, es similar a lo observado en la Fig. 3.17 y discutido arriba. Esto sugiere la generalidad de los acuerdos, y de la discrepancia.

Para verificar que existiera consistencia entre los datos DEPP presentados arriba con lo obtenido para otras combinaciones de energías, se midió CNR para el haz Mo/Mo 25 (baja energía) combinado con Mo/Mo 28 (alta). Los valores de CNR correspondientes a esta combinación, con el yodo aplicado en la imagen de baja energía, DEPP-Mo28sinI, y en la imagen de alta energía, DEPP-Mo28conI, se muestran en la Tabla 3. 17 y en la Fig. 3. 19.

De la Fig. 3. 19 se observa que las curvas para todos los casos son similares en forma. Los valores experimentales de CNR cuando se aplica yodo en la imagen de 28 kV son intermedios entre los obtenidos para 25 y 40 keV. Además se puede ver que los valores de CNR son mayores cuando el medio de contraste se aplica en la imagen de baja energía, obteniendo los máximos valores al usar Rh/Rh 40 como espectro de alto voltaje.

“Mo25conI” es la combinación de Mo25 con Rh40, con el yodo en la imagen de baja energía, “Rh40conI” emplea la misma combinación pero el yodo es aplicado en la imagen de alta energía. “Mo28conI” es la combinación de Mo25 con Mo28 con el medio de contraste aplicado en la imagen de alta energía y “Mo28sinI” corresponde a la misma combinación de espectros pero con el yodo en la imagen de baja energía.



**Fig. 3. 19.** CNR como función de la exposición relativa a bajo voltaje para cuatro casos de DEPP: con MC en el espectro de bajo voltaje de Mo25 (DEPP-Mo25conI y DEPP-Mo28sinI), con MC en el de alto voltaje de Mo28 (DEPP-Mo28conI) y con MC en el de alto voltaje de Rh40 (DEPP-Rh40conI) para el tubo de 0.203 cm de diámetro, con 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual.

Se evaluó también el efecto de emplear el espectro de Rh a 40 kV endurecido por 1 mm de Al (Rh40D) como espectro de alta energía para las técnicas de sustracción de energía dual (DE y DEPP). El yodo se aplicó en la exposición con Rh40D. En la Tabla 3. 11 se presenta un ejemplo de los datos obtenidos para la técnica DEPP, con exposiciones de 0.5 R en cada imagen, y tres espesores de yodo diferentes. Tal como se espera, el CNR aumenta linealmente con el espesor de yodo, pero no se observa una ventaja al usar el espectro de Rh/Rh 40 D con respecto de usar Rh/Rh40.

**Tabla 3. 11.** CNR medido para tres espesores de yodo, empleando como espectros de alto voltaje Rh40 y Rh40 endurecido por 1 mm Al (Rh40D) con una técnica DEPP. El yodo se aplicó en las imágenes de alta energía.

Espesor I mg/cm <sup>2</sup>	CNR	
	Mo25/Rh40	Mo25/Rh40D
6	300 ± 60	276 ± 64
12	400 ± 80	360 ± 80
24	644 ± 76	592 ± 72

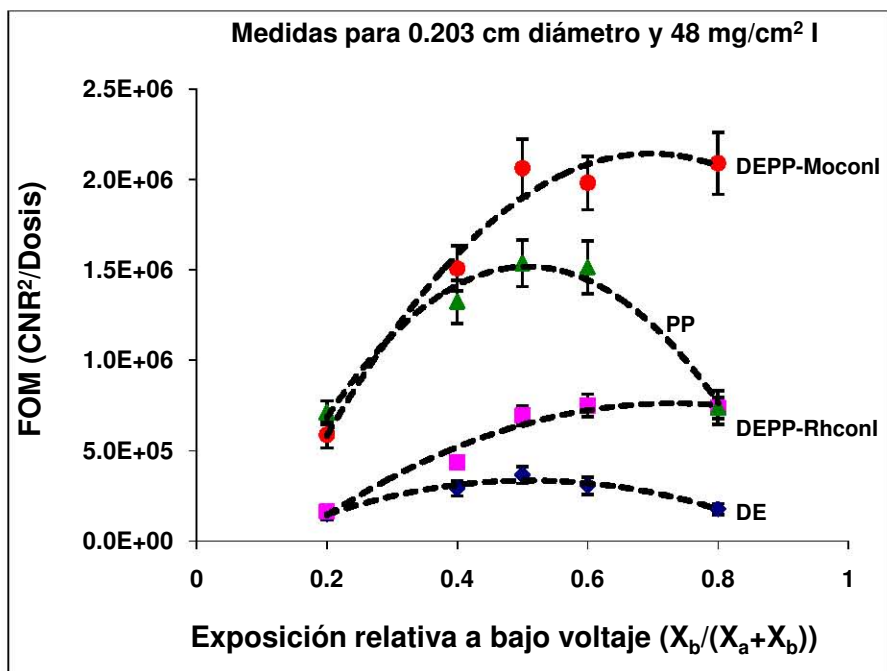
Por otra parte, se procedió a evaluar el efecto sobre el CNR de aplicar la modalidad pre-post (PP) usando Mo/Mo a 28 kV. Los valores de CNR para el tubo de 0.203 cm de diámetro se encuentran en la Tabla 3. 12. Se observa que el CNR aumenta linealmente con el grosor másico del medio de contraste, y que no hay diferencias debidas a la elección del espectro.

**Tabla 3. 12.** CNR para un tubo de 0.203 cm de diámetro y diferentes espesores de yodo ( $\text{mg}/\text{cm}^2$ ) empleando la técnica de sustracción PP.

Yodo $\text{mg}/\text{cm}^2$	CNR	
	Mo25/Mo25	Mo28/Mo28
6	$360 \pm 70$	$364 \pm 76$
12	$500 \pm 100$	$500 \pm 100$
24	$930 \pm 120$	$880 \pm 120$

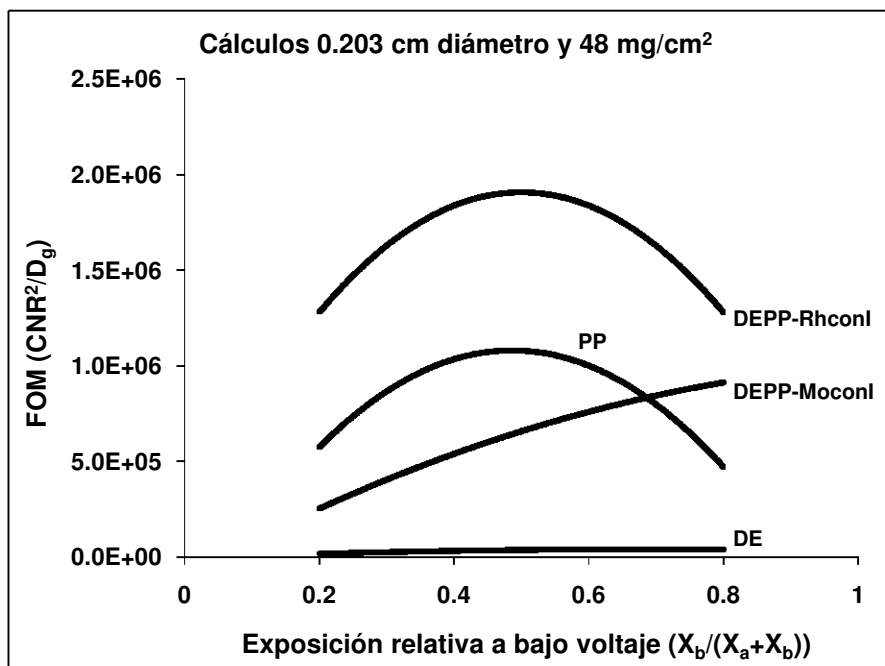
#### B.4. Figuras de Mérito

Las figuras de mérito fueron calculadas como se describe en la sección 2.C, a partir de los datos experimentales del CNR obtenidos con las diferentes técnicas como función de la exposición relativa a bajo voltaje ( $X_{\text{rel}}$ ), para un tubo de 0.203 cm de diámetro y un espesor de yodo igual a  $48 \text{ mg}/\text{cm}^2$ . En la Tabla 3. 18 se muestran los valores pertinentes para una combinación muestra, en que se emplean como espectros de bajo y alto voltaje, Mo25 y Rh40, respectivamente. En la Fig. 3. 20 se muestra los valores de FOM de la Tabla 3. 18. Se observa que las FOM son cualitativamente similares al CNR. Sus máximos se desplazan a valores de  $X_{\text{rel}}$  mayores que los máximos de CNR, lo que se explica de manera similar al efecto discutido al describir los cálculos en el capítulo 2. Las máximas FOM corresponden a la modalidad DEPP-MoconI.



**Fig. 3. 20.** Figura de mérito como función de  $X_{\text{rel}}$  para los datos obtenidos experimentalmente con las tres técnicas de sustracción, empleando como espectros de bajo y alto voltaje, Mo25 y Rh40, respectivamente. Los símbolos son los datos y las líneas son una guía visual.

En la Fig. 3. 21 y en la Tabla 3. 19 se entregan los valores de las FOM calculadas para sustracción de imágenes con los mismos parámetros de los datos discutidos anteriormente. La misma discusión relativa a los CNR medidos y calculados aplica a las figuras de mérito.



**Fig. 3. 21.** Figuras de mérito calculadas para las tres modalidades de sustracción, empleando como espectros de bajo y alto voltaje, Mo25 y Rh40, respectivamente.

De la misma forma en que se evaluó el efecto del endurecimiento del espectro (Rh40D) sobre los valores del CNR, se calcularon también las FOM para observar si existe alguna diferencia en sus valores al considerar la dosis glandular promedio. De la Tabla 3. 13 se puede ver que la dosis glandular es menor al usar Rh40, debido a que la  $X_{rel}$  se mantuvo fija e igual a 0.5 para los dos espectros, lo que aunado a un CNR mayor para esta combinación resulta en una FOM 24% mayor al emplear el espectro de Rh40 como espectro de alto voltaje, en lugar del espectro endurecido.

Se realizó el análisis de las FOM para la modalidad PP empleando los espectros de Mo25 o Mo28 (Tabla 3. 13). Las FOM son similares para ambos espectros.



**Tabla 3. 13.** CNR y FOM para diferentes espesores de yodo y  $X_{rel} = 0.5$ , empleando la modalidad DEPP con yodo en los espectros de alto voltaje (Rh40 y Rh40D), y la modalidad PP empleando Mo a 25 y 28 kV.

Modalidad	Combinación Bajo / Alto voltaje	Dosis glandular promedio (mGy)			Yodo	CNR	FOM
		Bajo voltaje	Alto voltaje	Total	mg/cm <sup>2</sup>		$\times 10^4$
DEPP	Mo25/Rh40	0.8	1.6	2.4	6	300 ± 60	4 ± 1
					12	400 ± 80	7 ± 1
					24	644 ± 76	17 ± 2
	Mo25/Rh40D	0.8	1.7	2.5	6	275 ± 64	3 ± 1
					12	360 ± 80	5 ± 1
					24	592 ± 72	14 ± 2
PP	Mo25/Mo25	0,8	0,8	1,7	6	360 ± 70	8 ± 2
					12	500 ± 100	16 ± 3
					24	930 ± 120	51 ± 7
	Mo28/Mo28	0,9	0,9	1,8	48	1616 ± 136	150 ± 10
					6	364 ± 76	7 ± 2
					12	500 ± 100	17 ± 3
					24	880 ± 120	43 ± 6

Con base en los resultados de CNR y FOM obtenidos, se obtuvo una propuesta de parámetros técnicos óptimos para cada modalidad de sustracción (ver Tabla 3. 14).

**Tabla 3. 14.** Parámetros óptimos propuestos para las diferentes modalidades de sustracción de imágenes mamográficas.

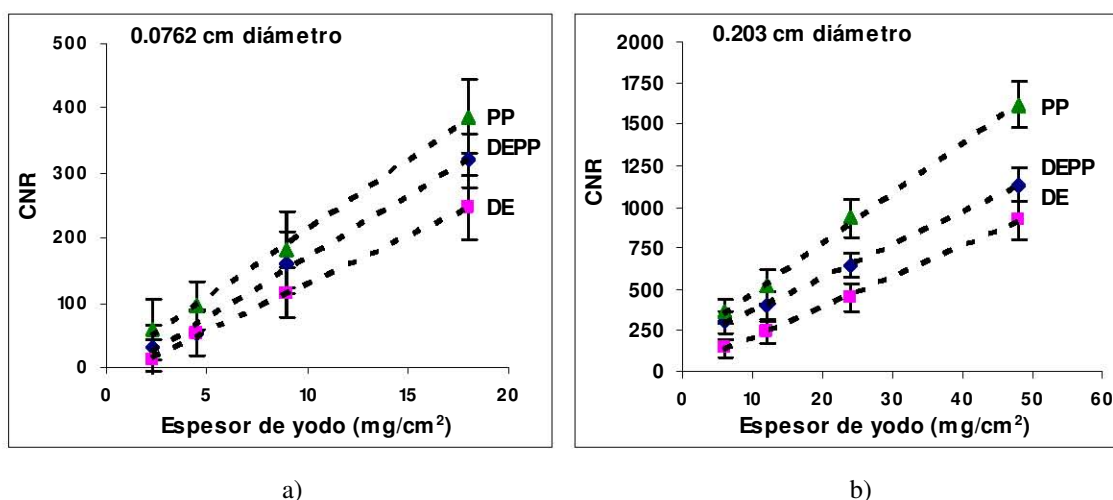
Modalidad	Combinación de espectros Bajo / Alto voltaje	X(R)	kV	mAs
		Bajo / Alto voltaje	Bajo / Alto voltaje	Bajo / Alto voltaje
DE	Mo / Rh	0.5 / 0.5	25 / 40	63 / 22.5
DEPP-RhconI	Mo /Rh	0.6 / 0.4	25 / 40	71 / 22.5
DEPP-MoconI	Mo /Rh	0.6 / 0.4	25 / 40	71 / 22.5
PP	Mo / Mo	0.5 / 0.5	25 / 25	63 / 63

## B.5. Límites de visualización

En esta sección se presentarán los límites de visualización de las modalidades como función del diámetro de los tubos y del espesor de yodo empleado.

Todos los resultados que se presentan a continuación fueron obtenidos con una  $X_{rel}$  igual a 0.5, ya que de las secciones anteriores se tiene que, en general, ésta es la exposición relativa que proporciona el mayor CNR. El CNR es el parámetro que emplearemos para establecer los límites de visualización de acuerdo al criterio de Rose (CNR = 5) [Ref.30].

En la Fig. 3. 22 se muestra un ejemplo del CNR como función del espesor de yodo para tubos de diámetros 0.203 y 0.0762 cm, con la finalidad de mostrar la relación que existe entre ellos. Los valores presentados corresponden al tubo mayor y al intermedio (los resultados para el tubo de diámetro de 0.1 cm, no pudieron ser utilizados, debido a que el material plástico del que está hecho este tubo en particular atenúa por sí solo lo suficiente como para obtener valores de CNR mayores al criterio de Rose.). Los valores de CNR obtenidos del formalismo indican que casi cualquiera de los vasos estudiados puede ser visualizado al restar las imágenes. Las relaciones lineales en la Fig. 3.22 sugieren que límites precisos se pueden obtener extrapolando grosores y diámetros hasta llegar al umbral de CNR=5.



**Fig. 3. 22.** CNR como función del espesor másico de yodo para tubos de diámetros: a) 0.0762 cm y b) 0.203 cm. La modalidad DEPP emplea en este caso el yodo en la imagen obtenida con alto voltaje (Rh40).

En la Tabla 3. 20 al final de esta sección se muestran los valores de CNR para las técnicas DE, PP, DEPP y DEPP-40D. Ésta última se refiere a la aplicación de la técnica DEPP empleando como espectro de alto voltaje Rh40 endurecido, el yodo en ambos casos se aplicó al espectro de alto voltaje.

De acuerdo con los valores de la Tabla 3. 20, y siguiendo el criterio de Rose, se observa que el mínimo espesor de yodo que sería posible visualizar es igual a  $0.75 \text{ mg/cm}^2$  para un vaso de diámetro igual a 0.0254 cm,  $X_{\text{rel}} = 0.5$  y las técnicas PP o DEPP-Rh40D (con I en el espectro de alto voltaje), empleando Mo25 como espectro de bajo voltaje. Con  $1.5 \text{ mg/cm}^2$  de espesor de yodo es posible observar vasos de diámetro igual o mayor que 0.0508 cm, empleando cualquier técnica de sustracción. Para espesores de yodo mayores que  $1.5 \text{ mg/cm}^2$  es posible visualizar todos los tubos, empleando cualquier técnica, siendo superior la técnica PP tal como se mencionó en las secciones anteriores. Las imágenes obtenidas confirman los valores numéricos, como lo pueden apreciar aún los ojos no especializados en la lectura de imágenes radiográficas.

La incertidumbre en los valores de CNR medidos aumenta conforme disminuye el diámetro del tubo. Ésta fue calculada mediante la ley de propagación de errores, aplicada a los valores de desviación estándar obtenidos del programa en MATLAB para cada ROI y fondo de la imagen restada. Sus valores van de un 10% de incerteza para los valores del tubo de diámetro mayor (0.203 cm) hasta un 50% para los del tubo de diámetro menor (0.0254 cm). Esto se entiende a partir del bajo número de píxeles (2 para el tubo 5) del ancho de la ROI en el tubo.

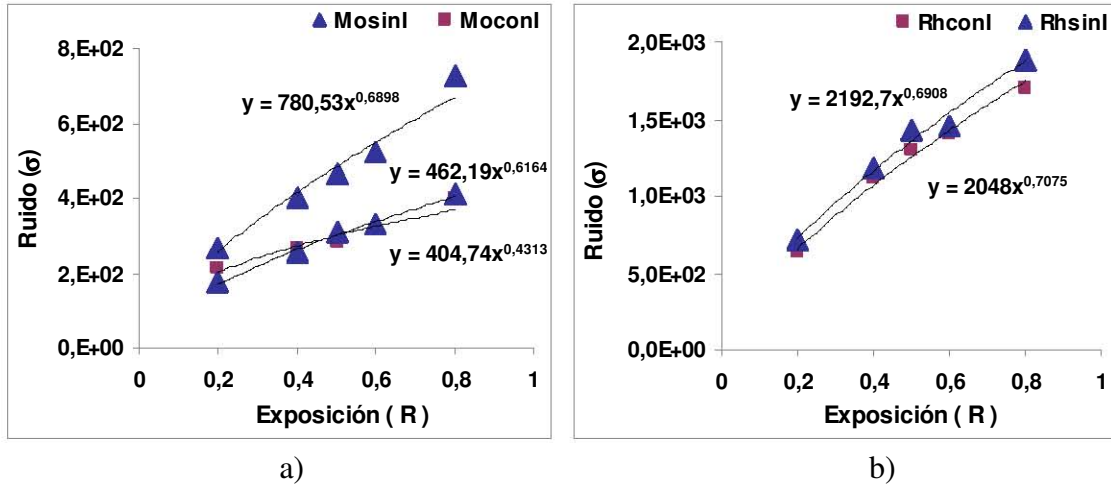
## B.6. Estudio del Ruido

La discrepancia entre los resultados del CNR calculado y el medido, presentados en la sección B.3., despertaron el interés por realizar un estudio más detallado del ruido de las imágenes tanto individuales como sustraídas, con la finalidad de entender la diferencia en la inversión de las curvas DEPP. A partir de los datos de la Tabla 3. 21 a Tabla 3. 24, se observa la relación lineal entre la señal detectada y la exposición. Esto se cumple para todas las imágenes, confirmando lo apropiado de la técnica de irradiación. En la Fig. 3. 23 se encuentran graficados los valores del ruido de algunas de las imágenes individuales obtenidas durante este trabajo. Las imágenes de baja energía emplearon Mo/Mo 25 y las de alta energía, Rh/Rh 40. La connotación de conI y sinI, se refiere a las imágenes de los tubos con y sin medio de contraste respectivamente.

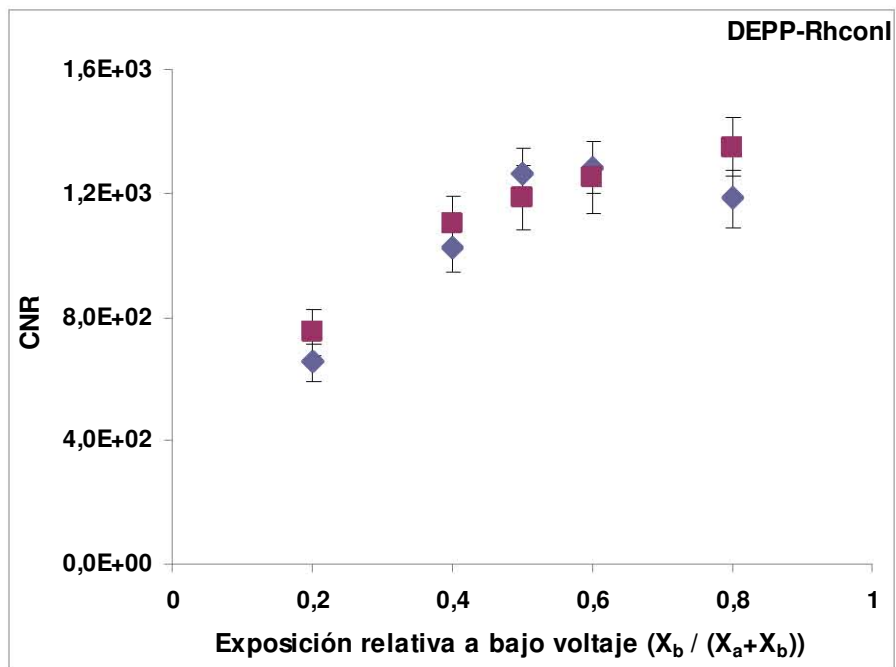
En la Fig. 3. 23 se observa que para la baja energía dos conjuntos de datos son consistentes entre sí, y la relación es la esperada para un ruido puramente estocástico (exponentes cercanos a 0.5). Uno de estos conjuntos se mostró en la Fig. 3.7. Sin embargo, el otro de los casos Mo/Mo25 presenta valores de ruido superiores a las medidas recién mencionadas, y un exponente mayor que los anteriores; éste es el conjunto que se usó para obtener los datos de CNR reportados hasta ahora (en casos de Mo/Mo 25 sin I). En los casos de alta energía, hay coincidencia entre los dos conjuntos de datos y el exponente es aproximadamente igual a 0.7.

Los resultados con exponentes superiores a 0.5 pueden estar indicando la presencia de otras fuentes de ruido en las imágenes, más allá de la fluctuación en el proceso de detección (ruido electrónico, que sería independiente de la exposición, y ruido “estructurado” asociado con el objeto de interés, proporcional a la exposición). Hemos evaluado el posible efecto sobre el CNR causado por la elección de una imagen específica para la baja energía.

La Fig. 3.24 muestra el CNR en la imagen restada, para dos combinaciones en que el yodo se aplica en la alta energía. En una de ellas, la imagen de baja energía fue la de “bajo ruido” en 3.23.a) y en la otra, fue la de “alto ruido” en 3.23.a). Los valores de CNR coinciden dentro de las incertidumbres.



**Fig. 3. 23.** Ruido medido en el fondo de las imágenes individuales para a) baja energía (Mo/Mo a 25 kV) y b) alta energía (Rh/Rh a 40 kV). La connotación conI y sinI se refiere a la presencia o ausencia de yodo en los tubos, respectivamente.



**Fig. 3. 24.** CNR para la resta de imágenes Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40, con el yodo en la de alta energía, usando dos juegos diferentes de imágenes a baja energía.

**Tabla 3. 15.** Valores de carga del tubo de rayos X y exposición. La carga sólo puede tomar valores predeterminados por el equipo.

Espectros (ánodo/filtro)	kV	Carga del tubo (mAs)	Exposición $\pm 0.002(R)$
Mo/Mo	25	25	0.200
		50	0.402
		63	0.507
		71	0.572
		100	0.806
	28	18	0.209
		36	0.420
		45	0.526
		50	0.584
		71	0.831
Rh/Rh	40	9	0.215
		18	0.430
		22,5	0.538
		25	0.598
		32	0.765
	45	6,3	0.199
		12,5	0.394
		16	0.504
		20	0.628
		25	0.787
40D	63	0.496	

**Tabla 3. 16.** Muestra de los factores de peso y CNR para las sustracciones realizadas empleando la combinación Mo25/Rh40 y una concentración de yodo igual a 300 mg/mL.

Técnica	Combinación	Yodo	Xb / Xa (mR)	Factor de peso $\alpha$	CNR
DEPP	Mo25 / Rh40	sin / con	200 / 800	1.6562	704
			400 / 600	1.3981	1052
			500 / 500	1.3219	1132
			600 / 400	1.2562	1204
			800 / 200	1.0727	1308
PP	Mo25 / Mo25	sin / con	200 / 800	1.2934	1100
			400 / 600	1.0636	1500
			500 / 500	0.9987	1616
			600 / 400	0.9379	1604
			800 / 200	0.7719	1120
DE	Mo25 / Rh40	con / con	200 / 800	1.6576	624
			400 / 600	1.3394	836
			500 / 500	1.3242	916
			600 / 400	1.2582	820
			800 / 200	1.074	580

**Tabla 3. 17.** Contraste, ruido y cociente contraste/ruido (CNR), para las tres diferentes modalidades de sustracción de imágenes. DE, PP, DEPP-MoconI y DEPP-RhconI se realizaron empleando, como espectros de bajo y alto voltaje, Mo/Mo/25 kV y Rh/Rh/40 kV, respectivamente. El MC fue aplicado en la imagen obtenida con alto voltaje para DEPP-RhconI y en la de bajo voltaje para DEPP-MoconI. DEPP-Mo28, se refiere a la aplicación de la modalidad DEPP empleando como espectro de alto voltaje Mo/Mo/28 kV en lugar del espectro de Rh/Rh/40 kV, con el MC aplicado a la imagen obtenida con Mo/Mo/28 kV es DEPP-Mo28conI, y con el MC en la imagen obtenida con el espectro de baja es DEPP-Mo28sinI.

$X_{rel}$	DE			PP		
	Contraste	Ruido	CNR	Contraste	Ruido	CNR
<b>0.2</b>	1953.6	3.1	620 ± 130	2329.1	2.1	1100 ± 100
<b>0.4</b>	1428.8	1.7	840 ± 120	2310.4	1.5	1500 ± 100
<b>0.5</b>	1278.4	1.4	920 ± 120	2287.0	1.4	1620 ± 140
<b>0.6</b>	1145.6	1.4	820 ± 130	2274.6	1.4	1600 ± 200
<b>0.8</b>	713.6	1.2	600 ± 100	2257.9	2.0	1120 ± 140

$X_{rel}$	DEPP-Mo con I			DEPP-Rh con I		
	Contraste	Ruido	CNR	Contraste	Ruido	CNR
<b>0.2</b>	2304.1	1.9	1240 ± 150	1897.6	2.9	650 ± 70
<b>0.4</b>	2268.4	1.2	1900 ± 200	1900.8	1.9	1020 ± 80
<b>0.5</b>	2333.9	1.1	2177 ± 173	1896.0	1.5	1300 ± 100
<b>0.6</b>	2330.9	1.1	2087 ± 156	1822.4	1.4	1280 ± 110
<b>0.8</b>	2322.1	1.2	1992 ± 163	1881.6	1.6	1180 ± 90

$X_{rel}$	DEPP-Mo28 sin I			DEPP-Mo28 con I		
	Contraste	Ruido	CNR	Contraste	Ruido	CNR
<b>0.2</b>	3012.6	2.6	1178 ± 145	1951.2	2.6	763 ± 77
<b>0.4</b>	2536.2	1.6	1630 ± 140	2015.7	1.6	1270 ± 110
<b>0.5</b>	2417.9	1.4	1749 ± 139	2033.3	1.3	1531 ± 126
<b>0.6</b>	2275.8	1.4	1638 ± 132	2075.2	1.3	1568 ± 137
<b>0.8</b>	1878.7	1.4	1316 ± 115	2034.3	1.6	1279 ± 115

**Tabla 3. 18.** Cociente contraste a ruido (CNR), dosis glandular promedio ( $D_g$ ) y figura de mérito (FOM) calculados a partir de los datos experimentales obtenidos para las diferentes técnicas como función de la exposición relativa a bajo voltaje ( $X_{rel}$ ), para un tubo de 0.203 cm de diámetro y un espesor de yodo igual a 48mg/cm<sup>2</sup>. La modalidad DEPP-RhconI se refiere a la aplicación de la modalidad DEPP empleando MC en la imagen adquirida con el espectro de Rh de alto voltaje (40 kV), y DEPP-MoconI a la misma modalidad empleando el MC en la imagen adquirida con el espectro de Mo a bajo voltaje (25 kV).

	$X_{rel}$	$D_g$ (mGy)			CNR				FOM ( $\times 10^5$ )			
		Bajo voltaje	Alto voltaje	Total	DE	DEPP-RhconI	DEPP-MoconI	PP	DE	DEPP-RhconI	DEPP-MoconI	PP
<b>Mo25/Rh40</b>	0.2	0.3	2.2	2.5	624 ± 128	651 ± 71	1237 ± 153		1.5 ± 0.3	1.6 ± 0.2	5.9 ± 7.3	
	0.4	0.7	1.7	2.4	840 ± 120	1023 ± 85	1902 ± 158		2.9 ± 0.4	4.4 ± 0.4	15.1 ± 1.3	
	0.5	0.8	1.6	2.4	916 ± 116	1300 ± 100	2177 ± 173		3.6 ± 0.5	6.9 ± 0.5	20.6 ± 1.6	
	0.6	1	1.2	2.2	820 ± 130	1284 ± 108	2087 ± 156		3.1 ± 0.5	7.5 ± 0.6	19.8 ± 1.5	
	0.8	1.3	0.6	1.9	600 ± 100	1183 ± 94	1992 ± 163		1.8 ± 0.3	7.4 ± 0.6	20.9 ± 1.7	
<b>Mo25/Mo25</b>	0.2	0.3	1.3	1.6				1100 ± 100				7.6 ± 0.7
	0.4	0.7	1	1.7				1500 ± 100				13.2 ± 1.2
	0.5	0.8	0.8	1.6				1616 ± 136				15.4 ± 1.3
	0.6	1	0.7	1.7				1604 ± 156				15.1 ± 1.5
	0.8	1.3	0.3	1.6				1120 ± 140				7.4 ± 0.9

**Tabla 3. 19.** CNR,  $D_g$  y FOM calculados a partir del formalismo teórico para las diferentes técnicas como función de la exposición relativa a bajo voltaje ( $X_{rel}$ ), para un tubo de 0.203 cm de diámetro y un espesor de yodo igual a 48mg/cm<sup>2</sup>.

	$X_{rel}$	$D_g$ (mGy)			CNR				FOM ( $\times 10^5$ )			
		Bajo voltaje	Alto voltaje	Total	DE	DEPP-RhconI	DEPP-MoconI	PP	DE	DEPP-RhconI	DEPP-MoconI	PP
<b>Mo25/Rh40</b>	0.2	0.3	2.3	2.6	210	1821	819		0.17	12.8	2.58	
	0.4	0.7	1.7	2.4	277	2107	1125		0.32	18.5	5.27	
	0.5	0.8	1.4	2.3	295	2095	1229		0.38	19.1	6.57	
	0.6	1	1.2	2.2	302	2002	1303		0.41	18.2	7.72	
	0.8	1.3	0.6	1.9	274	1561	1313		0.39	12.8	9.07	
<b>Mo25/Mo25</b>	0.2	0.3	1.3	1.7				998				5.85
	0.4	0.7	1	1.7				1293				9.83
	0.5	0.8	0.8	1.7				1388				11.3
	0.6	1	0.7	1.7				1298				9.91
	0.8	1.3	0.3	1.7				891				4.70

**Tabla 3. 20.** Valores de CNR para las técnicas PP, DE, DEPP y DEPP-40D. Ésta última se refiere a la aplicación de la técnica DEPP empleando como espectro de alto voltaje, el espectro de Rh40 endurecido (Rh40D). Los valores se presentan como función del espesor de yodo ( $\text{mg}/\text{cm}^2$ ) y del diámetro del tubo para las diferentes concentraciones de yodo.

Concentración de I ( $\text{mg}/\text{mL}$ )	Diámetro de tubo (cm)	Espesor de I ( $\text{mg}/\text{cm}^2$ )	DEPP	DEPP - 40D	PP	DE
37	0.203	6	300	276	360	140
	0.1	3	58.8	86.8	176.4	294
	0.0762	2.25	28.8	36	57.6	12
	0.0508	1.5	22	24	36	2.8
	0.0254	0.75	4.2	11.2	18.2	0.84
75	0.203	12	400	364	516	240
	0.1	6	86.8	50.4	288.4	218.4
	0.0762	4.5	52.8	40.8	93.6	50.4
	0.0508	3	34	30	62	28
	0.0254	1.5	2.8	2.8	30.8	2.8
150	0.203	24	644	592	928	452
	0.1	12	207.2	221.2	193.2	316.4
	0.0762	9	158.4	177.6	177.6	112.8
	0.0508	6	94	68	86	70
	0.0254	3	18.2	46.6	62.6	11.4
300	0.203	48	1132		1616	916
	0.1	24	249.2		414.4	417.2
	0.0762	18	201.6		379.2	242.4
	0.0508	12	116		194	132
	0.0254	6	32.2		78.4	40.6



**Tabla 3. 21.** Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad DE, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de bajo voltaje y alto voltaje respectivamente. Se presentan los valores calculados y los medidos.

		Imágenes individuales					
		Cálculo			Experimento		
kVp	Xrel	Señal	Ruido	SNRj	Señal	Ruido	SNRj
25	0.2	3.77E+08	6.08E+05	620.2	4.95E+04	2.11E+02	234.8
	0.4	7.54E+08	8.60E+05	877.0	9.95E+04	2.66E+02	374.4
	0.5	9.43E+08	9.62E+05	980.6	1.26E+05	2.82E+02	447.6
	0.6	1.13E+09	1.05E+06	1074.1	1.42E+05	3.12E+02	455.9
	0.8	1.51E+09	1.22E+06	1240.3	2.05E+05	4.01E+02	511.0
40	0.2	2.01E+10	5.18E+06	3884.7	1.73E+06	1.70E+03	1022.1
	0.4	1.51E+10	4.49E+06	3364.2	1.33E+06	1.40E+03	947.9
	0.5	1.26E+10	4.10E+06	3071.1	1.21E+06	1.29E+03	932.0
	0.6	1.01E+10	3.67E+06	2746.9	9.55E+05	1.12E+03	853.2
	0.8	5.03E+09	2.59E+06	1942.3	4.71E+05	6.37E+02	740.2

Imagen Restada						
		Cálculo			Experimento	
Xrel	Señal	Ruido ( $\sigma$ )	CNR	Contraste	Ruido ( $\sigma$ )	CNR
0.2	9.74E-03	4.63E-05	210.10	1953.60	3.10	625
0.4		3.52E-05	276.97	1428.80	1.70	834
0.5		3.31E-05	294.59	1278.40	1.40	915
0.6		3.22E-05	301.93	1145.60	1.40	832
0.8		3.56E-05	273.65	713.60	1.20	586

**Tabla 3. 22.** Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad PP, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25. Se presentan los valores calculados y los medidos.

		Imágenes individuales							
		Cálculo				Experimento			
kVp	Xrel	Señal	Ruido	SNRsinl	SNRconl	Señal	Ruido	SNRsinl	SNRconl
25	0.2	1.54E+09	1.21E+06	1275.9		2.24E+05	2.69E+02	832.8	
	0.4	3.08E+09	1.71E+06	1804.4		4.50E+05	3.98E+02	1129.8	
	0.5	3.85E+09	1.91E+06	2017.4		5.68E+05	4.65E+02	1220.6	
	0.6	4.62E+09	2.09E+06	2209.9		6.41E+05	5.24E+02	1222.6	
	0.8	6.16E+09	2.41E+06	2551.8		9.08E+05	7.27E+02	1249.2	
40	0.2	1.51E+09	1.22E+06		1240.3	2.05E+05	4.01E+02		511.0
	0.4	1.13E+09	1.05E+06		1074.1	1.42E+05	3.12E+02		455.9
	0.5	9.43E+08	9.62E+05		980.6	1.26E+05	2.82E+02		447.6
	0.6	7.54E+08	8.60E+05		877.0	9.95E+04	2.66E+02		374.4
	0.8	3.77E+08	6.08E+05		620.2	4.95E+04	2.11E+02		234.8

Imagen Restada						
		Cálculo			Experimento	
Xrel	Señal	Ruido ( $\sigma$ )	CNR	Contraste	Ruido ( $\sigma$ )	CNR
0.2	9.74E-03	8.13E-06	1197.50	2329	2.10	1098.13
0.4		7.83E-06	1242.80	2310	1.50	1499.84
0.5		8.20E-06	1187.50	2287	1.40	1614.05
0.6		8.87E-06	1097.70	2275	1.40	1605.18
0.8		1.20E-05	811.44	2258	2.00	1120.01

**Tabla 3. 23.** Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad DEPP-RhconI, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de bajo voltaje y alto voltaje respectivamente. El medio de contraste se administra en la imagen de alto voltaje Se presentan los valores calculados y los medidos.

Imágenes individuales									
		Cálculo				Experimento			
kVp	Xrel	Señal	Ruido	SNRsinI,b	SNRconI,a	Señal	Ruido	SNRsinI,b	SNRconI,a
25	0.2	1.54E+09	1.21E+06	1275.9		2.24E+05	2.69E+02	832.8	
	0.4	3.08E+09	1.71E+06	1804.4		4.50E+05	3.98E+02	1129.8	
	0.5	3.85E+09	1.91E+06	2017.4		5.68E+05	4.65E+02	1220.6	
	0.6	4.62E+09	2.09E+06	2209.9		6.41E+05	5.24E+02	1222.6	
	0.8	6.16E+09	2.41E+06	2551.8		9.08E+05	7.27E+02	1249.2	
40	0.2	2.01E+10	5.18E+06		3884.7	1.73E+06	1.70E+03		1022.1
	0.4	1.51E+10	4.49E+06		3364.2	1.33E+06	1.40E+03		947.9
	0.5	1.26E+10	4.10E+06		3071.1	1.21E+06	1.29E+03		932.0
	0.6	1.01E+10	3.67E+06		2746.9	9.55E+05	1.12E+03		853.2
	0.8	5.03E+09	2.59E+06		1942.3	4.71E+05	6.37E+02		740.2

Imagen Restada						
		Cálculo			Experimento	
Xrel	Señal	Ruido ( $\sigma$ )	CNR	Contraste	Ruido ( $\sigma$ )	CNR
0.2	9.74E-03	5.35E-06	1821.2	1898	2.91	651.34
0.4		4.62E-06	2107.2	1901	1.86	1023.87
0.5		4.65E-06	2095.0	1896	1.50	1263.56
0.6		4.86E-06	2002.2	1822	1.42	1283.71
0.8		6.24E-06	1560.7	1882	1.59	1183.13

**Tabla 3. 24.** Valores de señal, ruido y SNRj para las imágenes individuales e imagen restada obtenida mediante la modalidad DEPP-MoconI, para un tubo de 0.203 cm de diámetro y 48 mg/cm<sup>2</sup> de espesor másico de yodo, empleando Mo/Mo 25 y Rh/Rh 40 como espectros de bajo voltaje y alto voltaje respectivamente. El medio de contraste se administra en la imagen de bajo voltaje. Se presentan los valores calculados y los medidos.

		Imágenes individuales							
		Cálculo				Experimento			
kVp	Xrel	Señal	Ruido	SNRsinI,a	SNRconI,b	Señal	Ruido	SNRsinI,a	SNRconI,b
25	0.2	3.77E+08	6.08E+05		620.2	4.95E+04	2.11E+02		234.8
	0.4	7.54E+08	8.60E+05		877.0	9.95E+04	2.66E+02		374.4
	0.5	9.43E+08	9.62E+05		980.6	1.26E+05	2.82E+02		447.6
	0.6	1.13E+09	1.05E+06		1074.1	1.42E+05	3.12E+02		455.9
	0.8	1.51E+09	1.22E+06		1240.3	2.05E+05	4.01E+02		511.0
40	0.2	5.17E+10	8.28E+06	6238.0		4.89E+06	1.89E+03	2591.7	
	0.4	3.88E+10	7.17E+06	5402.3		3.82E+06	1.45E+03	2633.6	
	0.5	3.23E+10	6.55E+06	4931.6		3.42E+06	1.43E+03	2387.9	
	0.6	2.58E+10	5.86E+06	4411.0		2.72E+06	1.18E+03	2299.7	
	0.8	1.29E+10	4.14E+06	3119.0		1.35E+06	7.11E+02	1901.1	

Imagen Restada						
		Cálculo			Experimento	
Xrel	Señal	Ruido ( $\sigma$ )	CNR	Contraste	Ruido ( $\sigma$ )	CNR
0.2	9.74E-03	1.19E-05	819.4	2304	1.86	1236.90
0.4		8.66E-06	1124.5	2268	1.19	1901.70
0.5		7.92E-06	1228.9	2334	1.07	2177.40
0.6		7.47E-06	1303.3	2331	1.12	2087.30
0.8		7.41E-06	1313.1	2322	1.17	1991.50



### Discusión de los Resultados

---

La caracterización del equipo mamográfico empleado en la parte experimental, realizada a grosso modo a partir de la determinación de los valores de capa hemirreductora y de la energía efectiva (Tabla 3. 3), permitió verificar que los espectros de rayos X proporcionados por el equipo tuvieran características similares a los empleados en el formalismo de cálculo. Los valores de CHR y  $E_{CHR}$  medidos experimentalmente, fueron cercanos a los valores calculados, con una máxima desviación del 8%, lo que da confianza en lo apropiado de este aspecto de los cálculos.

La señal detectada que forma la imagen RAW del mastógrafo mostró ser lineal con respecto de la carga del tubo, para un conjunto de parámetros técnicos constantes. Esto confirma una de las características básicas de un sistema digital, en particular una de las suposiciones del formalismo matemático usado para los cálculos.

Otra de las suposiciones del formalismo teórico es considerar al sistema de detección caracterizado por ruido estocástico, descrito por la distribución de Poisson, cuya varianza es igual al valor promedio del número de fotones detectados. La Fig. 3. 7 b) aparentemente confirmó esta propiedad de las señales individuales, así como el análisis de las señales en forma logarítmica. Más adelante se discute este punto con detalle.

En cuanto a las propiedades básicas de las imágenes de objetos contrastantes, se comprobó que el grosor de yodo atenuaba al haz de manera exponencial, que la detección de fotones de diferente energía correspondía con lo calculado numéricamente, y que el contraste mostraba una relación lineal con el espesor de yodo. Todo esto confirma que la señal de las imágenes individuales es una base apropiada para el estudio posterior de sustracción.

Se aplicó un método directo y sencillo para la sustracción de las imágenes individuales. Las pruebas aplicadas indicaron que el contraste obtenido después de sustraer las imágenes con cualquiera de las modalidades estaba relacionado linealmente con el grosor del yodo, tal como se espera. Los valores promedio del fondo, en la imagen sustraída, fueron siempre cercanos a cero, confirmando, una aplicación correcta del método de sustracción.

Este amplio conjunto de medidas experimentales ha puesto a prueba el formalismo de Lemacks, y las adaptaciones hechas en este trabajo de tesis para restas de imágenes con medio de contraste con carácter temporal. Las dependencias del CNR respecto del parámetro  $X_{rel}$  muestran la tendencia predicha, con máximos generalmente cercanos a  $X_{rel}=0.5$ . La coincidencia numérica en los valores de CNR predichos y calculados resultó ser sorprendente. Nuestro objetivo inicial incluía la validación del formalismo, pero esperábamos que los acuerdos (de darse) se limitaran al nivel cualitativo. Las predicciones

generales del formalismo, respecto de la ventaja de las modalidades que incluyen sustracción temporal (PP y DEPP) con respecto de sólo energía dual (DE) se confirmaron experimentalmente.

Algunos aspectos del formalismo, por otro lado, no fueron observados experimentalmente. Por ejemplo, la relación 2.3 en que se define CNR como el cociente de una señal constante (determinada por el grosor del medio de contraste) y el ruido del fondo, supone que la dependencia del CNR respecto de  $X_{rel}$  proviene del ruido. Nuestras medidas en la Fig. 3. 13 muestran que esta hipótesis falla precisamente para la modalidad DE (estudiada por la propuesta original de Lemacks). PP y DEPP, modalidades que combinan la energía dual y/o la resta temporal, parecen cumplir con la suposición del modelo. También, la predicción de un mejor CNR para el haz de Rh/Rh 40 kV endurecido externamente no fue comprobada experimentalmente, a pesar de que las medidas de CHR para los haces con y sin endurecimiento nos dan confianza ya que el haz endurecido tiene una energía efectiva mayor que la del no endurecido.

La discrepancia más notable entre datos y modelo se refiere a la modalidad DEPP que, teóricamente, debería mostrar un CNR claramente superior cuando el medio de contraste se aplica en la imagen de alta energía. La observación es la inversa. Un factor particularmente desconcertante fue la similitud entre la predicción para el escenario invertido (aplicando yodo en la imagen de menor energía) y la observación. Esto nos llevó a un cuidadoso trabajo de verificación de los resultados teóricos y experimentales. Se analizaron posibles causas de un cálculo que no correspondería a la situación experimental, tales como la sustitución de tejido mamario por lucita en el maniquí, el efecto reductor de la rejilla antidispersora del mastógrafo en la intensidad de rayos X sobre el detector y una posible composición tisular diferente en la mama supuesta. Ninguna de estas modificaciones invirtió los resultados de CNR para DEPP, los efectos de estos cambios en las predicciones fueron mínimos, o bien los esperados.

Un análisis detallado del cumplimiento de las hipótesis del formalismo de Lemacks, para comprender este desacuerdo cualitativo entre predicciones y medidas, permitió identificar variaciones en el patrón del ruido del fondo en las imágenes individuales. El caso escogido originalmente (Fig. 3. 7 b), en que el ruido cumplía la distribución de Poisson, no es representativo de la totalidad de las medidas. Las imágenes individuales parecen incluir contribuciones adicionales al ruido originado en las fluctuaciones del proceso de detección. Se intercambiaron juegos de imágenes con patrones diferentes de ruido, y el CNR resultante en las imágenes sustraídas fue igual al reportado, dentro de las incertidumbres experimentales. Es decir, no se puede asignar al ruido la causa de la discrepancia entre cálculos y medidas.

Con respecto de la factibilidad de utilizar cualquiera de las modalidades estudiadas en la clínica, las características del mastógrafo disponible y los valores de FOM indicarán las ventajas globales de una u otra elección. En cuanto a la dosis, el escenario supuesto, con 1 R de exposición total, sugiere que la técnica se puede aplicar impartiendo dosis que pueden ser aceptables en comparación con los límites para una mamografía simple. Hay que recordar que la técnica no se aplicaría a población abierta, sino en caso de diagnóstico.

Los resultados de límites de visualización son extremadamente auspiciosos ya que la mayoría de los casos estudiados corresponden a CNR por encima del criterio de Rose. Sin embargo, el valor absoluto del CNR evaluado en esta tesis requiere un comentario. El formalismo de Lemacks [Ref. 19] nos ofrece un método para incorporar en el CNR el efecto visual de un objeto extendido, en este caso, un vaso circulatorio. A través de un factor de origen geométrico, se obtienen valores de CNR para una imagen superior a los de un píxel. Es así como se ha trabajado con valores numéricos relativamente grandes. Aplicamos la misma relación a los valores experimentales, y se podría pensar entonces que los altos valores de CNR medidos se deben a esta corrección. Sin embargo, nuestra capacidad visual permitió distinguir todos los vasos con medio de contraste en las imágenes restadas. Incluso se pudo distinguir más allá de los tamaños señalados en las referencias [Ref. 14], [Ref. 15], [Ref. 16], probablemente debido a la forma lineal de nuestros objetos de interés (en oposición a los círculos de P. Baldelli y Martin J. Yaffe). De acuerdo con trabajos anteriores [Ref. 12], [Ref. 14], los espesores máxicos de yodo encontrados en este trabajo como factibles de visualizar son clínicamente posibles de obtener, por lo que los resultados son clínicamente relevantes.





### Conclusiones

---

Uno de los objetivos de este trabajo fue optimizar los parámetros radiológicos (kV, mAs, combinación ánodo/filtro) de un mastógrafo comercial, con el fin de obtener una calidad óptima de las imágenes restadas de un cilindro delgado que contiene medio de contraste en su interior considerando el valor de la dosis. El parámetro empleado para evaluar la calidad de las imágenes restadas fue el cociente contraste/ruido, y la dosis fue evaluada a partir de los valores de dosis glandular promedio. El trabajo se realizó a partir de predicciones originadas en un formalismo que fue validado con medidas experimentales.

El formalismo teórico aplicado se basó en el trabajo desarrollado por Lemacks *et al.* [Ref. 19] para el cálculo del cociente señal/ruido (SNR) en imágenes sustraídas de microcalcificaciones cúbicas. El formalismo fue adaptado para el caso en que se tienen objetos no cúbicos, alargados, que contienen yodo como medio de contraste. Se consideraron tres modalidades de sustracción de imágenes mamográficas: energía dual con medio contraste siempre presente (DE), energía dual pre-post medio de contraste (DEPP) e imágenes pre-post medio de contraste con una sola energía (PP). El formalismo predijo la ventaja de las técnicas que usan sustracción temporal por sobre aquella en que el medio de contraste está siempre presente.

El trabajo experimental utilizó imágenes de un mastógrafo Senographe DS de la General Electric, propiedad del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN). Se diseñó y construyó un maniquí modular para simular una mama de 4.5 cm, que contiene tubos de plástico de diferentes diámetros, en los que se puede introducir cantidades variables de líquido contrastante. Se usaron diferentes concentraciones de yodo. Las imágenes del maniquí se restaron de acuerdo con las modalidades descritas y se evaluó el CNR de la imagen sustraída para una variedad de combinaciones de técnicas radiológicas disponibles.

Las predicciones generales del formalismo fueron validadas y se encontraron discrepancias en aspectos específicos. Se confirmó la técnica DEPP como la óptima para conseguir un CNR alto, aunque no se cumplen precisamente las propiedades de las imágenes individuales supuestas en el formalismo. El patrón de ruido observado en las imágenes del fondo del maniquí amerita un estudio más detallado para evaluar su impacto en el éxito de la técnica de sustracción. Se determinaron un conjunto de parámetros técnicos que entregarían una óptima imagen sustraída, con dosis aceptables.

Estos aportes originales, tanto en el aspecto formal del cálculo, como en la validación experimental de la técnica, apoyan la factibilidad de la sustracción de imágenes para observar vasos del sistema circulatorio usando medio de contraste basado en yodo.

La aplicación de la sustracción de imágenes usando un medio de contraste al caso de linfangiogénesis es una tarea nueva con proyección a un trabajo futuro.

# Anexo 1. Conceptos básicos de física de radiaciones y dosimetría

El contenido de los Anexos 1 y 2, está basado principalmente en las referencias: [Ref. 27] y [Ref. 34].

## I. Atenuación exponencial

El concepto de atenuación exponencial se refiere a la disminución en la intensidad del número de fotones ( $N_0$ ), de una energía dada, al atravesar un medio de grosor  $L$ , debido a las interacciones entre los fotones y la materia que lo componen (Fig. A. 1).

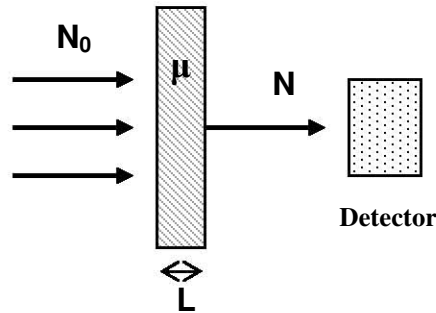


Fig. A. 1. Atenuación del haz de fotones.

La penetración de los fotones en la materia está cuantificada por la probabilidad de interacción por unidad de distancia recorrida. Esta probabilidad se conoce como coeficiente lineal de atenuación, denotado por  $\mu$  [ $\text{cm}^{-1}$ ].

Sea  $\mu dl$  la probabilidad de que un fotón interactúe con un grosor infinitesimal  $dl$  del medio, y  $N$  el número de fotones incidentes, entonces el cambio en el número de fotones  $dN$  debido a la absorción en el medio estará dado por:

$$(I. 1) \quad dN = -\mu N dl \Rightarrow \frac{dN}{N} = -\mu dl$$

Integrando a lo largo del grosor del medio, de 0 a  $L$ , para un número de fotones desde  $N_0$  hasta  $N$ , se tiene que:

$$(I. 2) \quad \int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\int_0^L \mu dl$$
$$\ln N - \ln N_0 = \ln \frac{N}{N_0} = -\mu L$$
$$\frac{N}{N_0} = e^{-\mu L} \Rightarrow N = N_0 e^{-\mu L}$$

Esta última expresión es la ley de atenuación exponencial, la cual se aplica para el caso ideal en que se tiene un haz monoenergético con geometría de haz angosto, es decir, cuando solo la radiación primaria incide en el detector.

Los coeficientes lineales de atenuación dependen de la energía de los fotones incidentes y del grosor, densidad y composición física del material que atraviesan. Cuando el coeficiente lineal de atenuación se divide por la densidad del medio que atraviesa, se le conoce como coeficiente másico de atenuación  $\mu/\rho$  [ $\text{cm}^2/\text{g}$ ]. El coeficiente másico de atenuación es la suma de las contribuciones debidas a los efectos fotoeléctrico  $\left(\frac{\tau}{\rho}\right)$ , Compton  $\left(\frac{\sigma}{\rho}\right)$ ,

producción de pares  $\left(\frac{\kappa}{\rho}\right)$  y dispersión Rayleigh  $\left(\frac{\sigma_R}{\rho}\right)$ :

$$(I. 3) \quad \frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho}$$

La dependencia de los coeficientes másicos de atenuación respecto del número atómico  $Z$  del material y la energía  $h\nu$  del fotón para cada interacción está dada por las siguientes relaciones:

$$(I. 4) \quad \begin{aligned} \frac{\tau}{\rho} &\propto \left(\frac{Z}{h\nu}\right)^3 \\ \frac{\sigma}{\rho} &= \frac{N_A}{A} \cdot Z \cdot \epsilon \sigma \\ \frac{\kappa}{\rho} &\propto N_A \cdot Z \\ \frac{\sigma_R}{\rho} &\propto \frac{Z}{(h\nu)^2} \end{aligned}$$

en que  $N_A$  es el número de Avogadro,  $A$  el número de gramos por mol del material, y  $\epsilon \sigma$  la sección eficaz de interacción para el efecto Compton.

## II. Exposición y Kerma

La exposición, representada por  $X$ , ha sido definida por el ICRU (1980) como “el cociente de  $dQ/dm$ , en que  $dQ$  es la suma de todas las cargas de un signo producidas en aire cuando todos los electrones liberados por fotones en una masa de aire  $dm$  son frenados completamente en aire”. La carga involucrada en esta definición de exposición incluye tanto a los iones producidos directamente por los fotones incidentes como los iones producidos por los electrones secundarios, esto es:

$$(I. 5) \quad X = \frac{dQ}{dm}$$

La unidad de exposición es el roentgen (R), el cual se define como la exposición que produce  $3.336 \times 10^{-10}$  C de carga de cualquier signo en  $1.293 \times 10^{-6}$  kg de aire (masa contenida en  $1 \text{ cm}^3$  de aire a 760 Torr y  $0^\circ \text{ C}$ ), lo que implica que  $1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ .

El kerma representado por K, se define como el valor esperado de la energía transferida ( $E_{tr}$ ) a partículas cargadas por radiación ionizante de partículas no cargadas, por unidad de masa. Incluye las pérdidas por energía radiativa y excluye la energía transferida de una partícula cargada a otra. La unidad del kerma es J/kg [Gy]. El kerma se puede expresar como:

$$(I. 6) \quad K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Recordando que las interacciones de tipo coulombiano de las partículas cargadas producen ionizaciones y excitaciones en el medio (poder de frenado colisional) y que las interacciones radiativas de las partículas cargadas con los núcleos de los átomos producen radiación de frenado (poder de frenado radiativo), el kerma puede escribirse como:

$$(I. 7) \quad K = K_c + K_r$$

en que  $K_c$  se denomina Kerma colisional y  $K_r$ , Kerma radiativo.

La exposición se relaciona con el Kerma de colisiones en aire mediante la siguiente expresión:

$$(I. 8) \quad X[\text{C/kg}] = \left( \frac{e}{W} \right)_{\text{aire}} (K_c)_{\text{aire}} = \left( \frac{e}{W} \right)_{\text{aire}} \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,\text{aire}} \Psi$$

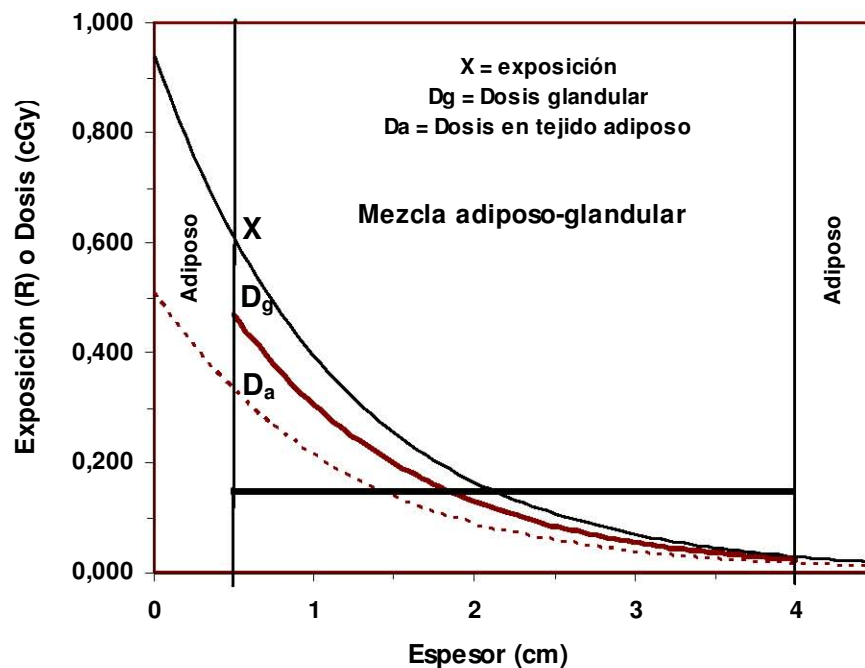
en que  $\left( \frac{e}{W} \right)_{\text{aire}} = (1/33.97) \text{ C/J}$ ,  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,\text{aire}}$  es el coeficiente másico de absorción de energía en aire expresado en  $\text{m}^2/\text{kg}$  y  $\Psi$  es la fluencia en energía de un haz de fotones monoenergéticos, expresada en  $\text{J/m}^2$ .

### III. Dosis en mamografía

La mamografía es hasta ahora la única técnica validada para la detección temprana del cáncer de mama, sin embargo, el riesgo de carcinogénesis debido a la dosis de radiación que recibe la mama podría estar presente. La preocupación acerca del balance riesgo/beneficio de este uso de la radiación ionizante (riesgo de inducción de un cáncer en comparación con el beneficio de detectar una patología temprana) se debe a que la mamografía es empleada como método de tamizaje en un gran número de mujeres

asintomáticas. Por esto se ha comprendido la necesidad particular de reducir la dosis a niveles tan bajos como sean compatibles con la calidad de imagen requerida para la detección.

El tejido glandular es en la mayoría de los casos el sitio más sensible a la carcinogénesis, por esa razón el índice de dosis más importante es el de la dosis glandular promedio ( $D_g$ ). En la Fig. A. 2 se muestran la exposición y la dosis para los tejidos adiposo y glandular como función del espesor de la mama. Se observa que tanto la exposición como la dosis disminuyen conforme aumenta la profundidad (ambos son proporcionales a la fluencia de rayos X en regiones con equilibrio de partícula cargada). Las curvas muestran además que para una misma exposición la dosis glandular es mayor que la dosis recibida por el tejido adiposo.



**Fig. A. 2.** Exposición y dosis para los tejidos adiposo y glandular como función del espesor de la mama.

La dosis glandular promedio se define (de manera operacional) como:

$$(I. 9) \quad D_g [\text{Gy}] = D_{gN} \cdot X$$

en que  $D_{gN}$  [mGy/R] es un factor calculado numéricamente que depende del valor de la CHR y del voltaje de operación, y X es la exposición a la entrada de la piel expresada en R. Los coeficientes  $D_{gN}$  se obtienen de tablas, en este caso, de las tablas presentadas en el trabajo de Wu. *et al.*, [Ref.28] y [Ref.29].

De acuerdo con la Norma Oficial Mexicana, NOM-041-SSA2-2002 [Ref.31], la dosis glandular promedio no debe exceder los 3 mGy por exposición para una mamografía de tamizaje.

## **Anexo 2. Mamografía Digital**

---

### **I. Sistema de detección de rayos X**

En mamografía digital, el sistema de detección película-pantalla de la mamografía convencional se sustituye por detectores que generan señales eléctricas proporcionales a la intensidad de rayos X que incide en ellos. Estas señales eléctricas transformadas en números (digital) se reconstruyen para producir la imagen mamográfica que puede visualizarse en un monitor o imprimirse en película radiográfica como una mamografía convencional.

Una de las principales características de la mamografía digital es que la adquisición de la imagen, el despliegue y el almacenamiento de la misma son operaciones desacopladas, lo que permite la optimización individual de cada procedimiento. El sistema digital permite además la manipulación de las imágenes, el almacenamiento y envío de imágenes a través de un sistema de comunicación denominado PACS por sus siglas en inglés (Picture Archiving and Communication System) y la detección asistida por computadora (CAD). Sin embargo, la principal ventaja del uso de la mamografía digital es la relación lineal entre la dosis y la señal del detector con la posibilidad de optimizar el contraste de la imagen [Ref. 35].

Existen diferentes sistemas de detección los cuales pueden agruparse a grosso modo en detectores de conversión directa e indirecta.

#### **i) Detectores digitales de Rayos X de conversión directa**

Los detectores de modo directo emplean fotodiodos (semiconductores detectores de luz), usualmente de silicio amorfo (a-Se), los cuales convierten directamente los rayos X detectados en una señal eléctrica. Los fotodiodos generan una corriente o voltaje proporcional al número de pares electrón-hueco (P-N) que se producen al ser iluminados con luz. Esta corriente es colectada por electrodos y almacenada en capacitores acoplados a un arreglo de transistores de película delgada (TFT). El sistema lector es un circuito de barrido que genera pulsos para encender todos los TFT y transferir las cargas almacenadas por fila y después por cada columna de salida. La carga total es recolectada y amplificada. Dicha carga representa la señal detectada.

#### **ii) Detectores digitales de Rayos X de conversión indirecta**

Los detectores de modo indirecto emplean un material centellador como por ejemplo cristales de yoduro de cesio dopado con talio (CsI:Tl) los cuales están acoplados a arreglos de dispositivos de carga acoplada CCD. Los rayos X son capturados por los cristales de

CsI:Tl y son convertidos en luz, posteriormente la luz generada es convertida en señal eléctrica en los CCD.

Los CCD son superficies de silicio fotosensibles. Cuando la luz visible incide en ellos se liberan electrones, a mayor intensidad de luz incidente mayor cantidad de electrones es liberada. La cantidad de electrones liberados se mantiene en cada píxel debido a barreras de voltaje. Una vez que los CCD han sido expuestos, la carga electrónica es leída por columnas, de forma simultánea, en paralelo.

Los CCD detectan niveles de luz con cociente señal a ruido y rango dinámico altos. Los detectores de CCD son comúnmente empleados en imaginología médica para fluoroscopia y cineradiografía debido a la alta calidad de la imagen que proporcionan.

## **II. Características técnicas de los detectores digitales: Eficiencia cuántica, resolución espacial, contraste, y ruido.**

El funcionamiento del detector es un factor clave en la producción de imágenes de calidad. Algunas de las características técnicas que determinan su buen funcionamiento son: la eficiencia cuántica del detector, la sensibilidad a los rayos X, su linealidad, el rango dinámico y la uniformidad. En mamografía es de gran importancia tener una alta resolución espacial, debido a que los objetos que se desean observar en la mama son pequeños, del orden de micras, tales como microcalcificaciones y fibras delgadas características del tumor [Ref. 36]. Una desventaja de la mamografía digital es la menor resolución espacial en comparación con la mamografía convencional, limitada por las características mismas del sistema de detección, pero como contraparte, presenta un mayor contraste en la imagen debido al amplio intervalo dinámico y a la manipulación que puede hacerse con el mismo. La cuantificación del contraste o del cociente contraste a ruido es empleada en la imaginología médica como una forma de determinar la calidad de las imágenes. En las siguientes secciones se describirán algunas de las características técnicas mencionadas.

### **i) Eficiencia cuántica**

La probabilidad de interacción o eficiencia cuántica para una energía  $E = hv$  está dada por:

$$(II. 1) \quad A = 1 - e^{-\mu(E)T}$$

en que  $\mu(E)$  es el coeficiente lineal de atenuación del material del detector y  $T$  es el grosor activo del detector. La eficiencia cuántica puede maximizarse aumentando el grosor del detector o usando un material de alto número atómico ( $Z$ ) o alta densidad electrónica ( $\rho_e$ ). Debido a que el efecto fotoeléctrico predomina en el intervalo de energías empleado para radiodiagnóstico es recomendable emplear materiales de  $Z$  y  $\rho_e$  altos, ya que el incremento en el grosor del detector disminuye la resolución espacial debido a la difusión lateral entre los puntos de creación y colección de la luz.



## ii) Sensibilidad

La sensibilidad del detector depende del producto de  $A$ , la eficiencia de conversión del detector y la eficiencia de colección de la señal. El factor de conversión puede expresarse como la energía  $w$  necesaria para liberar un fotón de luz en el material del detector. Se requiere que la sensibilidad sea constante en toda el área de la imagen para que la función de dispersión puntual sea invariante a corrimientos.

## iii) Resolución espacial

En general, los detectores digitales están compuestos por elementos discretos de tamaño constante, espaciados de forma constante también. Las dimensiones de la porción activa de cada elemento del detector definen la apertura, y la apertura determina la frecuencia espacial de respuesta del detector. La función de transferencia de modulación (MTF) es una medida de la pérdida de contraste en el proceso de formación de la imagen como función de la frecuencia espacial y cuantifica la resolución espacial.

## iv) Cociente contraste a ruido

El contraste en una imagen es la diferencia entre los tonos de gris que la conforman. En radiografía, el contraste es producido por las diferencias entre los coeficientes de absorción de rayos X de los diferentes tejidos (hueso, aire, tejido blando etc.). Los coeficientes de absorción dependen de la densidad y del número atómico efectivo de los tejidos, así como de la energía del haz de rayos X, por lo que estos factores afectan a su vez el contraste de la imagen.

El contraste se define como la diferencia entre la intensidad de píxel medida en el fondo ( $I_f$ ) y la intensidad medida en el objeto de interés ( $I_o$ ):

$$(II. 2) \quad C = |I_f - I_o|$$

El ruido en una imagen puede deberse al sistema detector y/o al objeto. Si no hay objeto, probablemente la contribución más importante provenga del proceso de detección, del denominado ruido "cuántico", el cual está gobernado por una distribución de Poisson. El ruido cuántico es proporcional al número de fotones detectados a la potencia 0.5, es decir, para  $N_0$  número de fotones incidentes, el ruido cuántico (por píxel) está dado por:

$$(II. 3) \quad \sigma = \sqrt{N_0}$$

El sistema (mastógrafo) también puede generar ruido que es proporcional a la intensidad de radiación detectada. El ruido del objeto proviene de las variaciones estructurales en el mismo y también dependen linealmente de la intensidad detectada.

El cociente contraste a ruido (CNR) está dado por la siguiente relación:

(II. 4) 
$$\text{CNR} = \frac{|I_f - I_o|}{\sigma}$$

De esta última expresión se observa que en el caso de la sustracción de imágenes en que el valor de fondo de la imagen resultante es igual a cero ( $I_f = 0$ ), el cociente contraste a ruido es igual al cociente señal a ruido ( $\text{SNR} = I_o / \sigma$ ).

Las características técnicas descritas son aplicables a cualquier sistema de detección digital, en la siguiente sección se encuentran las características físicas del equipo de mamografía digital empleado para la realización de este trabajo.

### v) Características del equipo Senographe DS

El mastógrafo digital de campo completo Senographe DS de la General Electric (GE) fue aceptado por la Food and Drug administration (FDA) en febrero del 2004. El equipo cuenta con dos ánodos para la producción de rayos X: Molibdeno (Mo) dopado con Vanadio y Rodio (Rh). Además cuenta con dos filtros, uno de Mo de 30  $\mu\text{m}$  de grosor y otro de Rh de 25  $\mu\text{m}$ . El intervalo de voltajes y corrientes aplicables es de 22 a 49 kV y de 35 a 100 mA. El equipo Senographe DS, al igual que el Senographe 2000D, opera con un sistema de detección indirecta, el cual consiste de un detector de 19 x 23 cm conformado por un cristal centellador de yoduro de cesio dopado con talio (CsI:Tl), con una capa de fotodiodos de silicio amorfo y un circuito lector de TFT. El cristal CsI:Tl crece en columnas lo que funciona como una fibra óptica. Otras características del equipo se muestran en la Tabla II. 1.

**Tabla II. 1.** Características generales del mastógrafo digital de campo completo Senographe DS de la General Electric.

	<b>GE Healthcare</b> www.ge.healthcare.com
Equipo Modelo	Senographe DS 2323449-1
Tubo de rayos X	Maxiray 100TH-M1
Material del detector Tamaño del detector	CsI 19x23 cm
kW kV	5 max 22 a 49
mA	Mo 40-100 Rh 35-62
Ventana de Be	0.69 mm
Tamaño de mancha focal (mm) SID (cm) Resolución ( $\mu\text{m}$ )	DS: 0.1/0.3 66 100
Tamaño promedio de la imagen	<9 MB

## Anexo 3. Códigos de MATLAB

---

### I. Cálculo del SNR para imágenes restadas (modalidad DE)

```
close all
kVp1=25
kVp2=40
x=3.5:0.5:kVp1;
z=3.7:0.5:(kVp2+0.2);
V1=[1
    kVp1
    kVp1^2
    kVp1^3];
V2=[1
    kVp2
    kVp2^2
    kVp2^3];

% Densidades (g/cm^3): mama (50/50) 0.982 glandular 1.040 adiposo 0.930 Yodo 4.93 CsI
4.51

Q=50*x'; %Ganancia del detector para energías del Mo en # de fotones/keV
S=50*z'; %Ganancia del detector para energías del Rh en # de fotones/keV
T2=4.5; %Espesor total de la mama T (cm)
diam=0.203; % Diámetro interno del vaso sanguíneo (cm)
tc=0.79*diam; %Tamaño del lado del paralelepípedo (cm)
RMo=0.8; %Exposición relativa a baja energía (R)
RRh=1-RMo; %Exposición relativa a alta energía (R)
d=sqrt(tc*1); % cantidad de píxeles que forman la imagen en (cm)
conI=0.048; %concentración de yodo en g/cm^2
tcI=(conI)/4.93; %Espesor de I debido a la concentración elegida (cm)
T=T2-tc;
pa=0.5; %porcentaje de tejido adiposo
pb=0.5; %porcentaje de tejido glandular
ta=pa*T; %Espesor de tejido adiposo (cm) de acuerdo a la composición elegida.
tb=pb*T; %Espesor de tejido glandular (cm) de acuerdo a la composición elegida.

%Espectro de Boone para Mo (25 keV)(fotones/cm2)
a=(kVp1^2)-6;
MoA=MoB(1:a,1:4);
EMo=(MoA*V1).*100;

%Espectro de Boone para Rh (40 keV)(fotones/cm2)
b=(kVp2^2)-6;
RhA=RhB(1:b,1:4);
ERh=(RhA*V2).*100;

%Espectro filtrado Mo/Mo
```

```
%r1= espesor másico del filtro Mo= densidad (10.22 g/cm3)*0.003cm
r1=[0.03066];
FMo=(exp(-BMo(1:a,1).*r1)).*EMo;
```

```
%Espectro filtrado Rh/Rh
%s1= espesor másico del filtro Rh= densidad (12.41 g/cm3)*0.0025cm
s1=[0.031025];
FRh=(exp(-BRh(1:b,1).*s1)).*ERh;
```

```
%FAiM es el Espectro filtrado Mo/Mo(25 kVp) + 60 cm de aire
%FAiR es el Espectro filtrado Rh/Rh (40 kVp) + 60 cm de aire
%r2= espesor másico de 60cm de aire = densidad (0.001205g/cm3)*60cm
r2=[0.0723];
FAiM=(exp(-BAiMo(1:a,1)*r2)).*FMo;
FAiR=(exp(-BAiRh(1:b,1)*r2)).*FRh;
```

```
%r3= espesor másico de 0.3cm de lexano = densidad (1.2g/cm3)*0.3cm
r3=[0.36];
%FLM es el Espectro filtrado Mo/Mo(25 kVp) + 60 cm de aire + 0.3 cm de Lexano
%FLRh es el Espectro filtrado Rh/Rh (40 kVp) + 60 cm de aire + 0.3 cm de Lexano
FLM=(exp(-BLMo(1:a,1)*r3)).*FAiM(1:a,1);
FLRh=(exp(-BLRh(1:b,1)*r3)).*FAiR(1:b,1);
fc=(1.6e-13*3876)/33.97;
```

```
xMo=(Aien(1:a,1).*((FLM).*x')).*fc;
```

```
xRh=(AienRh(1:b,1).*((FLRh).*z')).*fc;
```

```
%Exposición (R)
XMo=sum(xMo)*0.5
XRh=sum(xRh)*0.5
%%
```

```
% Fluencia de fotones normalizada
```

```
NOMo=(FLM)/XMo;
NORh=(FLRh)/XRh;
```

```
%Para una exposición total de 1R -> RMo+RRh= 1R
```

```
NFotMo=RMo*sum(NOMo)*0.5
NFotRh=RRh*sum(NORh)*0.5
```

```
%Exposición con fluencia normalizada
```

```
xMo2=(Aien(1:a,1).*(NOMo).*x').*(fc);
xRh2=(AienRh(1:b,1).*(NORh).*z').*(fc);
```

```
%Energía promedio antes de la mama
EnMo = sum(x.*NOMo)*0.5;
EpromMo=EnMo/(NFotMo/RMo)
```

EnRh=sum(z.\*NORh')\*0.5;  
EpromRh=EnRh/(NFotRh/RRh)

% Verificación de normalización (integral igual a 1)  
INOMo=sum(xMo2)\*0.5;  
INORh=sum(xRh2)\*0.5;

% Fluencia através de mama sin calcificaciones  
d1=pa\*T2\*0.930; %espesor másico tejido adiposo  
d2=pb\*T2\*1.040; %espesor másico tejido glandular

FdmMo=RMo\*NOMo.\*exp(-(VAMo(1:a,1)\*d1 + VGMO(1:a,1)\*d2));

NdmMo=sum(FdmMo)\*0.5

FdmRh=RRh\*NORh.\*exp(-(VARh(1:b,1)\*d1 + VGRh(1:b,1)\*d2));

NdmRh=sum(FdmRh)\*0.5

% Energía promedio después de la mama  
EFdmMo=x.\*FdmMo';  
EndmMo = sum(EFdmMo)\*0.5;  
EpromdmMo=EndmMo/(NdmMo)

EFdmRh=z.\*FdmRh';  
EndmRh=sum(EFdmRh)\*0.5;  
EpromdmRh=EndmRh/(NdmRh)

% Fluencia através de mama con yodo  
d1c=ta\*0.930; %espesor másico tejido adiposo  
d2c=tb\*1.040; %espesor másico tejido glandular  
d3c=(tc-tcI)\*1; %espesor másico de agua contenida dentro del vaso

FdmMoca=RMo\*NOMo.\*exp(-(VAMo(1:a,1)\*d1c + VGMO(1:a,1)\*d2c + H2OMo(1:a,1)\*d3c));

NdmMoca=sum(FdmMoca)\*0.5;

FdmRhca=RRh\*NORh.\*exp(-(VARh(1:b,1)\*d1c + VGRh(1:b,1)\*d2c + H2ORh(1:b,1)\*d3c));

NdmRhca=sum(FdmRhca)\*0.5;

% Fluencia através de mama con yodo  
d3=conI; %espesor másico yodo

FdmCaMo=FdmMoca.\*exp(-(IMo(1:a,1)\*d3));

NdmCaMo=sum(FdmCaMo)\*0.5

FdmCaRh=FdmRhca.\*exp(-(IRh(1:b,1)\*d3));

NdmCaRh=sum(FdmCaRh)\*0.5

%Fluencia detectada através de mama sin yodo

%Fluencia (FdmMo)\* Eficiencia A(E)

%r4 = espesor másico: densidad(4.51 g/cm3)\*0.028 cm de CsI

r4=[0.12628];

%Eficiencia cuántica de detección A(E)

A= 1-exp(-ACsIMo(1:a,1)\*r4);

B= 1-exp(-ACsIRh(1:b,1)\*r4);

AdmMo=FdmMoca.\*A;

NAdmMo=sum(AdmMo)\*0.5

AdmRh=FdmRhca.\*B;

NAdmRh=sum(AdmRh)\*0.5

%Fluencia detectada através de mama con yodo

%Fluencia (FdmMo)\* Eficiencia A(E)

AdmCaMo=FdmCaMo.\*A;

NAdmCaMo=sum(AdmCaMo)\*0.5

AdmCaRh=FdmCaRh.\*B;

NAdmCaRh=sum(AdmCaRh)\*0.5

%Deltas de coeficientes de atenuación lineales Db=glandular-adiposo, Dc=yodo-adiposo

%Ma= coeficiente lineal del tejido adiposo

DbMo=(VGMo(1:a,1).\*1.040)- (VAMo(1:a,1).\*0.930);

DcMo2=(IMo(1:a,1).\*conI)- (VAMo(1:a,1).\*0.930\*tc);

DcMo=(IMo(1:a,1).\*4.93)- (VAMo(1:a,1).\*0.930);

MaMo=VAMo(1:a,1).\*0.930;

EMaMo=exp(-MaMo.\*T2); %T2 es el grosor total de 5 cm de mama

EDbMo=exp(-DbMo.\*tb);

EDcMo=exp(-DcMo2);

Eh2oMo=exp(-H2OMo(1:a,1).\*d3c);

%Para obtener la Mu promedio:

%para delta mu Db (glandular-adiposo)

Mun1Mo=Q.\*EDcMo.\*Eh2oMo.\*EDbMo.\*EMaMo.\*NOMo.\*DbMo.\*A\*RMo\*(d^2);

%numerador

%para delta mu Dc (calcio-adiposo)

$Mun2Mo = Q \cdot EDcMo \cdot Eh2oMo \cdot EDbMo \cdot EMaMo \cdot NOMo \cdot DcMo \cdot A \cdot RMo \cdot (d^2)$ ;  
 %numerador

$MudMo = Q \cdot EDcMo \cdot Eh2oMo \cdot EDbMo \cdot EMaMo \cdot NOMo \cdot A \cdot RMo \cdot (d^2)$ ; %denominador

$MudMo2 = EDcMo \cdot Eh2oMo \cdot EDbMo \cdot EMaMo \cdot NOMo$ ; %para verificar que la atenuación es %correcta, comparar con NdmCaMo.

$IMun1Mo = \text{sum}(Mun1Mo) \cdot 0.5$ ;  
 $IMun2Mo = \text{sum}(Mun2Mo) \cdot 0.5$ ;  
 $IMudMo = \text{sum}(MudMo) \cdot 0.5$ ;

$Muprom1Mo = IMun1Mo / (IMudMo)$  %Delta Mu promedio de DbMo=Mu(breast)-Mu(adipose)  
 $Muprom2Mo = IMun2Mo / (IMudMo)$  %Delta Mu promedio de DcMo=Mu(CaCo39-Mu(adipose))

%Deltas de coeficientes de atenuación lineales Db=glandular-adiposo, Dc=yodo-adiposo  
 %Ma= coeficiente lineal del tejido adiposo

$DbRh = (VGRh(1:b,1) \cdot 1.040) - (VARh(1:b,1) \cdot 0.930)$ ;  
 $DcRh2 = (IRh(1:b,1) \cdot conI) - (VARh(1:b,1) \cdot 0.930 \cdot tc)$ ;  
 $DcRh = (IRh(1:b,1) \cdot 4.93) - (VARh(1:b,1) \cdot 0.930)$ ;  
 $MaRh = VARh(1:b,1) \cdot 0.930$ ;  
 $EMaRh = \exp(-MaRh \cdot T2)$ ; %T es el grosor de mama menos el grosor del calcio  
 $EDbRh = \exp(-DbRh \cdot tb)$ ;  
 $EDcRh = \exp(-DcRh2)$ ;  
 $Eh2oRh = \exp(-H2ORh(1:b,1) \cdot d3c)$ ;

%Para obtener la Mu promedio:  
 %para delta mu Db (glandular-adiposo)  
 $Mun1Rh = S \cdot EDcRh \cdot Eh2oRh \cdot EDbRh \cdot EMaRh \cdot NORh \cdot DbRh \cdot B \cdot RRh \cdot (d^2)$ ;  
 %numerador

%para delta mu Dc (calcio-adiposo)  
 $Mun2Rh = S \cdot EDcRh \cdot Eh2oRh \cdot EDbRh \cdot EMaRh \cdot NORh \cdot DcRh \cdot B \cdot RRh \cdot (d^2)$ ;  
 %numerador

$MudRh = S \cdot EDcRh \cdot Eh2oRh \cdot EDbRh \cdot EMaRh \cdot NORh \cdot B \cdot RRh \cdot (d^2)$ ; %denominador  
 $MudRh2 = EDcRh \cdot Eh2oRh \cdot EDbRh \cdot EMaRh \cdot NORh$ ; %para verificar que la atenuación es %correcta, comparar con NdmCaRh.

$IMun1Rh = \text{sum}(Mun1Rh) \cdot 0.5$ ;  
 $IMun2Rh = \text{sum}(Mun2Rh) \cdot 0.5$ ;  
 $IMudRh = \text{sum}(MudRh) \cdot 0.5$ ;

$Muprom1Rh = IMun1Rh / (IMudRh)$  %Delta Mu promedio de DbMo=Mu(breast)-Mu(adipose)  
 $Muprom2Rh = IMun2Rh / (IMudRh)$  %Delta Mu promedio de DcMo=Mu(CaCo39-Mu(adipose))

%Señal Mo  
 $SNRnMo = MudMo$ ;  
 $SNRdMo = Q \cdot MudMo$ ;

```

ISNRnMo=sum(SNRnMo)*0.5; %numerador
ISNRdMo=sum(SNRdMo)*0.5; %denominador
ISNRnMo2=RMo*sum(MudMo2)*0.5; %para verificar que la atenuación es correcta, comparar con
NdmCaMo.

```

```

SNRFMo=ISNRnMo/(sqrt(ISNRdMo)) %SEÑAL Mo

```

```

%Señal Rh
SNRnRh=MudRh;
SNRdRh=S.*MudRh;

```

```

ISNRnRh=sum(SNRnRh)*0.5; %numerador
ISNRdRh=sum(SNRdRh)*0.5; %denominador

```

```

ISNRnRh2=RRh*sum(MudRh2)*0.5; %para verificar que la atenuación es
%correcta, comparar con NdmCaRh.

```

```

SNFRh=ISNRnRh/(sqrt(ISNRdRh)) %SEÑAL Rh

```

```

%coeficientes k's
kcb=Muprom1Rh/((Muprom2Mo*Muprom1Rh)-(Muprom1Mo*Muprom2Rh))
kca=-Muprom1Mo/((Muprom2Mo*Muprom1Rh)-(Muprom1Mo*Muprom2Rh))

```

```

%SNR de la imagen dual sustraida
SNRtcd=sqrt(((kcb^2)/(SNRFMo^2))+((kca^2)/(SNFRh^2)))

```

```

SNRtc=tcI/((SNRtcd))

```

## II. Determinación del factor de peso y resta de imágenes individuales.

```

infoA=dicominfo('Mo25-500mR');
infoB=dicominfo('Rh40-500mR');

```

```

Ia=dicomread(infoA);
Ib=dicomread(infoB);

```

```

A1=double(Ia);
B1=double(Ib);

```

```

%Para corregir por desplazamiento las imágenes individuales se introducen u=diferencia
%de píxeles en filas y v=diferencia de píxeles en columnas de Mo con respecto al Rh (el
%cual se mantiene fijo) y se desplaza únicamente la imagen de Mo

```

```

u=1; %Desplazamiento en y número de filas
v=7; %Desplazamiento en x número de columnas

```



```
[w z]=size(Ib);  
C1=ones(u,z);  
C2=ones(w+u,v);
```

```
Da=[C1  
    A1];  
Ea=[C2 Da];
```

```
Db=[B1  
    C1];  
Eb=[Db C2];
```

```
A2=log(Ea);  
B2=log(Eb);
```

```
% %(720:820,200:700) coordenadas para evaluar fondo (maniquí) para C y D
```

```
C=[A2(720:820,200:700)];  
meanC=mean(mean(C));  
maxC=max(max(C));  
minC=min(min(C));
```

```
D=[B2(720:820,200:700)];  
meanD=mean(mean(D));  
maxD=max(max(D));  
minD=min(min(D));
```

```
%Factor de peso (a), determinado a partir de los valores promedio meanC y meanD  
a=(meanD)/meanC  
Isub=B2-a*A2;
```

```
% %Para obtener el histograma y la desviación estándar de la ROI del fondo  
A=Isub;  
H=abs(A);  
ROI=H(720:820,200:700);
```

```
[m n]=size(ROI);  
P=reshape(ROI,1,m*n);  
std(P)
```

### III. Evaluación de la ROI: Tono de gris promedio y desviación estándar.

i=40; %Desplazamiento del ROI fondo con respecto del ROI vaso  
j=30; %Desplazamiento del ROI fondo con respecto del ROI vaso  
b=0; %Desplazamiento de las ROI para diferentes combinaciones

A=Ea; %Imagen a evaluar

i1=881;

j1=21;

%%ROI correspondiente al vaso 1 (más grueso ~ 2 mm)

ROI1=[A(i1+b:i1+15+b,j1:j1+99)];

meanR1=mean(mean(ROI1));

maxR1=max(max(ROI1));

minR1=min(min(ROI1));

BNUR1=(maxR1-minR1)/meanR1;

ROI1100=ROI1+100.; %Se desplazó la imagen +100 para tener sólo valores positivos en una distribución normal

%y obtener la desviación estándar (std)

[m n]=size(ROI1);

P=reshape(ROI1100,1,m\*n);

DV1=std(P)

%ROI correspondiente al fondo cerca del vaso 1 (más grueso ~ 2 mm)

fROI1=[A((i1-i+b):(i1-i+15+b),j1:j1+99)];

fmeanR1=mean(mean(fROI1));

fmaxR1=max(max(fROI1));

fminR1=min(min(fROI1));

fBNUR1=(fmaxR1-fminR1)/fmeanR1;

fROI1100=fROI1+100.; %Se desplazó la imagen +100 para tener sólo valores positivos en una distribución normal

%y obtener la desviación estándar (std)

fP=reshape(fROI1100,1,m\*n);

fDV1=std(fP)

## Referencias

---

[Ref. 1] <http://www-dep.iarc.fr/>, Globocan 2002.

[Ref. 2] M.E. Brandan y Y. Villaseñor, **Detección del cáncer de mama: Estado de la mamografía en México**, *Cancerología* 1 (2006) 147-162.

[Ref.3] INEGI, Anuario de estadísticas por entidad federativa, 2007.

[http://www.inegi.gob.mx/prod\\_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/in\\_tegracion/pais/aepef/aepef071.pdf](http://www.inegi.gob.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/in_tegracion/pais/aepef/aepef071.pdf)

[Ref. 4] Kirby I. Bland, **La Mama**, Tomo I; Ed. Panamericana, 1998.

[Ref. 5] Armstrong K. *et al.*, **Assessing the risk of breast cancer**. *The New England Journal of Medicine* 342.8 (2000) 564-571.

[Ref. 6] C.D. Arvanitis *et al.*, **Dual energy contrast enhanced breast imaging optimization using contrast to noise ratio**, *Medical Imaging 2007, Proc. of SPIE Vol. 6510, 65102Y-1*.

[Ref. 7] Eric A. Berns *et al.*, **Performance comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography in clinical practice**, *Med. Phys.* 29 (2002) 830-834.

[Ref. 8] John M. Lewin *et al.*, **Comparison of Full-Field Digital Mammography with Screen-Film Mammography for Cancer Detection: Results of 4,945 Paired Examinations**, *Radiology* 218 (2001) 873-880.

[Ref. 9] Etta D. Pisano *et al.*, **State of the Art Digital Mammography**, *Radiology* 234 (2005) 353-362.

[Ref. 10] Ramin Shayan *et al.*, **Lymphatic vessels in cancer metastasis: bridging the gaps**, *Carcinogenesis* 27.9 (2006) 1729-1738.

[Ref. 11] John M. Lewin *et al.*, **Dual-energy contrast enhanced-digital subtraction mammography: feasibility**, Radiology 229 (2003) 261-268.

[Ref. 12] Jong R A, Jaffe M *et al.*, **Contrast enhanced digital mammography: initial clinical experience**, J. Radiol 228 (2003) 842-50.

[Ref. 13] F. Diekmann *et al.*, **Use of Iodine-based Contrast Media in Digital Full-Field Mammography-Initial Experience**, Radiology 175 (2003)342-345

[Ref. 14] Mia Skarpathiotakis, Martin J. Yaffe *et al.*, **Development of contrast digital mammography**, Med. Phys. 29-10 (2002)2419-2426.

[Ref. 15] P. Baldelli, A Bravin *et al.*, **Evaluation of the minimum iodine concentration for contrast-enhanced subtraction mammography**, Phys. Med. Biol. 51 (2006) 4233-4251.

[Ref. 16] Gustaf Ullman *et al.*, **A search for optimal x-ray spectra in iodine contrast media mammography**, Phys. Med. Biol. 50 (2005) 3143-3152.

[Ref. 17] **ACR Mammography Quality Control Manual**. American College of Radiology (1999).

[Ref. 18] John M. Boone *et al.*, **Dual-Energy mammography: A detector analysis**, Med. Phys 71.4 (1990) 665-675.

[Ref. 19] Michael R. Lemacks *et al.*, **A dual-energy subtraction technique for microcalcification imaging in digital mammography- A signal-to-noise analysis**, Med. Phys. 29.8 (2002) 1739-1751.

[Ref. 20] Verónica Ramírez. **Tesis: Factibilidad de la sustracción de imágenes utilizando la técnica de energía dual en un sistema comercial de mamografía digital**. PCF UNAM, México, Septiembre 2004.

[Ref. 21] M.E. Brandan and V. Ramírez-R, **Evaluation of dual-energy subtraction of digital mammography images under conditions found in a commercial unit**, Phys. Med. Biol. 51 (2006) 2307-2320

[Ref. 22] John M. Boone *et al.*, **Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography**, *Med. Phys.* 24 .12 (1997) 1863-1874.

[Ref. 23] [www.ge.healthcare.com](http://www.ge.healthcare.com)

[Ref. 24] Hubbell J H and Seltzer S M 2004, **Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients**, (version 1.4) (Gaithersburg, MD: NIST) <http://physics.nist.gov/xaamdi>

[Ref.25] R. Hammerstein *et al.*, **Absorbed dose in mammography**. *Radiology* 130 (1979), 485-491.

[Ref.26] Nagarkar V V *et al.*, **Structured CsI(Tl) scintillators for X-ray imaging applications**, *IEE Trans. Nucl Sci* 45.3 (1998) 492-496.

[Ref. 27] J.T. Bushberg *et al.*, **The Essential Physics of Medical Imaging**, Lippincott W&W, second edition, USA, 2002.

[Ref.28] Xizeng Wu *et al.*, **Normalized Average Glandular Dose in Molybdenum Target/Rhodium Filter and Rhodium Target/Rhodium Filter Mammography**, *Radiology* 193 (1994) 83-89.

[Ref.29] Xizeng Wu *et al.*, **Spectral Dependence on Glandular Tissue Dose in Screen-Film Mammography**, *Radiology* 179 (1991) 143-148.

[Ref.30] Rose A, **Vision: Human and Electronic**, New York: Plenum, 1973.

[Ref.31] NORMA Oficial Mexicana **NOM-041-SSA2-2002**, para la prevención, diagnóstico, tratamiento, control y vigilancia epidemiológica del cáncer de mama.

<http://www.salud.gob.mx/unidades/cdi/nom/041ssa202.html>

[Ref.32] **Dosimetry in Diagnostic Radiology, An international Code of practice Part 1**, IAEA (2006).

**[Ref.33]** GE Healthcare Senographe DS Acquisition System, Revision 1, **QC Manual 5133453-2-100, 2006.**

**[Ref. 34]** Herbert Attix, **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, John Wiley & Sons, USA, 1986.

**[Ref. 35]** U Bick, La Charité, **Full-field digital mammography**, Fortschr Röntgenstr (RöFo), 172.12 (2000) 957-964.

**[Ref. 36]** Martin J. Yaffe, **Digital mammography-detector considerations and new applications**, Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res., A. 471 (2001), 6-11.