

ANÁLISIS DE PARÁMETROS FÍSICOS QUE INFLUYEN EN LA CALIDAD DE LAS PLACAS RADIOGRÁFICAS OBTENIDAS EN SERVICIOS DE RADIODIAGNÓSTICO EN PARAGUAY*.

ANALYSIS OF PHYSICAL PARAMETERS THAT AFFECT THE QUALITY OF THE RADIOGRAPHIC FILMS OBTAINED BY DIAGNOSTIC RADIOLOGY SERVICES IN PARAGUAY.

F. J. GÓMEZ GRANCE¹, O. A. VELAZQUEZ¹, J. TONINA², C. PEREIRA², O. VUKUJEVIC²

¹Laboratorio de Ciencia Radiológica e Imagenología-FaCEN-UNA

²Imagen Médica SRL, 5 Hospital Nacional de Itaugua Guazú MSP y BS.

*Publicación Financiada por Facultad de Ciencias Exactas y Naturales (FaCEN) y el Ministerio de Salud Pública y Bienestar Social (MSP y BS) –Instituto Nacional del Cáncer- Imagen Médica SRL.

Resumen: En este trabajo se verificó las variaciones de temperatura de los componentes del proceso de revelado de la placa radiográfica y su influencia en la calidad de la imagen obtenida, manteniendo constante el contraste del sujeto y los valores óptimos de la técnica de obtención de imagen, como ser la distancia placa-fuente, los KVp y mAs, tamaño de campo, etc. Para lograr dicho objetivo se fabricó una cuña de aluminio con 21 escalones, utilizado como objeto de prueba para obtener la curva de ennegrecimiento de las placas radiográficas, además se fabricó un Densitómetro para determinar las Densidades Ópticas de las imágenes radiográficas, calibrando dicho equipo con otro densitómetro estándar. Las medidas de las temperaturas de los líquidos del revelador y la temperatura del cuarto oscuro fueron correlacionadas con las curvas de ennegrecimiento obtenidas durante 20 días en tres clínicas diferentes. Uno de los resultados más importantes es la verificación de la influencia de las condiciones ambientales en la calidad del proceso de obtención de la imagen y la versatilidad de las pruebas. Además, las correcciones derivadas de los datos obtenidos, han aumentado la calidad diagnóstica de la imagen, sin recurrir al reemplazo de método convencional revelador-cuarto oscuro por el de una imagen digital. Otro aspecto importante, es la interacción de los técnicos radiólogos en un proceso de control de calidad y aplicación de garantía de calidad, con lo cual adquieren el conocimiento de la importancia del trabajo que realizan y del cuidado que deben tener en un marco de Cultura de la Calidad.

Palabras clave: Radiología, Controles de Calidad, Radiación ionizante, Densitometría.

Abstract: In this work we observed temperature variations in the components of the developing process of radiographic films and their effects on the quality of the image, keeping the contrast of the subject and the optimal values of the image acquisition technique such as the source-plate distance, the kVp and mAs, field size, etc. To achieve this goal an aluminum wedges with 21 steps was made as the test object to obtain the curve of blackening of the x-rays. A densitometer was built to determine the optical densities of the radiographic images, calibrating the equipment with another standard densitometer. The measurement of the temperature of the liquid developer and darkroom temperature were correlated with the blackening curves obtained during 20 days in three different clinics. One of the most important results is the verification of the influence of environmental conditions on the quality of the process of obtaining the image and the versatility of the tests. In addition, the corrections derived from the data obtained, have increased the diagnostic quality of the image, without resorting to the replacement of conventional developer-darkroom by a digital image. Furthermore, an important aspect is the interaction of radiological technicians in a quality control process and the implementation of quality assurance, thus acquiring the knowledge of the importance of their work and care that they should have in a framework of Quality Culture.

Key words: Radiology, Quality Control, Ionizing radiation, Densitometry.

INTRODUCCIÓN

Los procesos convencionales de obtención de imágenes radiográficas son utilizados desde hace más de un siglo en la medicina. Las imágenes radiográficas surgen a pocos meses después de haberse descubierto los rayos X por William Honrad Roentgen (1895).

Los rayos X son ondas electromagnéticas que transportan momentum y energía, y en sus procesos de interacción con la materia ionizan los átomos, es decir, produce la liberación de electrones de los átomos, los cuales salen impulsados a gran velocidad [Efecto Fotoeléctrico y efecto Compton]. (RODRÍGUEZ y MARTÍNEZ, 1995)

Los rayos X constituyen una herramienta ideal para estudiar de manera no invasiva, el interior de la anatomía humana. Sin embargo, durante la formación de la imagen, existen procesos de deposición de energía en el paciente. Estos procesos llevan asociado un cierto daño biológico que en algunos casos puede afectar la salud del paciente.

En países desarrollados, aproximadamente el 90% del total de dosis que recibe la población, es debida a radiación ionizante causada por el hombre, se debe al uso de los rayos X para diagnóstico. (RODRÍGUEZ Y MARTÍNEZ, 1995)

Aunque las dosis de radiaciones ionizantes asociadas a este tipo de exámenes son relativamente pequeñas, la frecuencia con que estos se llevan a cabo ocasiona, que el impacto social sea estadísticamente considerable. (ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, 1997)

Debido a esto la justificación de una práctica diagnóstica se sustenta, en la consideración de que la información obtenida, contribuirá a confirmar un diagnóstico u orientar la estrategia terapéutica, es decir, el beneficio esperado debe ser superior al que aportaría otra técnica alternativa que involucre menores dosis o que no implique exposición a radiación ionizante. (ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, 1997)

En toda práctica médica de carácter diagnóstico o terapéutico, hay una etapa de justificación genérica del procedimiento por parte del médico, ante las autoridades reguladora. Una vez recono-

cida como una práctica rutinaria, se impone la justificación de cada caso individual por parte del médico solicitante y de los especialistas que van a efectuar dicho procedimiento. (ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, 1997)

La siguiente etapa, en el ámbito de Protección Radiológica, importante para el paciente es la Optimización, que conjuntamente con la Justificación hacen posible la inexistencia de límites de dosis al paciente, con excepción de las dosis determinísticas y accidentales. (ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, 1997)

La Calidad Radiográfica es un factor importante de la Optimización de la práctica médica, ya que se define como la fidelidad de representación de la estructura anatómica en la placa radiográfica, dentro de un intervalo de densidad óptica útil. (STERWART Y BUSHONG, 1998)

Se puede decir que la densidad óptica es el grado de ennegrecimiento de una placa Radiográfica, por ejemplo un área clara de la radiografía posee densidad óptica baja y un área negra densidad óptica alta, de tal manera que la densidad óptica tiene un valor numérico preciso, que se puede calcular a partir de la Intensidad de la luz incidente [I_o] en una película revelada y el nivel de Intensidad de luz transmitida [I_t] a través de la misma película. De este modo la densidad óptica [DO] se define como (CARRIZALES Y COZMAN, 1992):

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_o}{I_t} \right) \quad \text{Ec-1}$$

La temperatura del liquido revelador, la del fijador, la del agua y del cuarto de revelado son factores del sistema de obtención de imagen radiográfica, que al variar, modifican las DO influyendo en los valores de los siguientes parámetros: el contraste o diferencia de DO, velocidad de la película que representa la capacidad de una película radiográfica para responder a cantidades mínimas de exposición a los rayos X, base + velo que constituye la densidad óptica de fondo de la película radiográfica. Estos factores influyen de manera relativa en la calidad radiográfica. (CARRIZALES

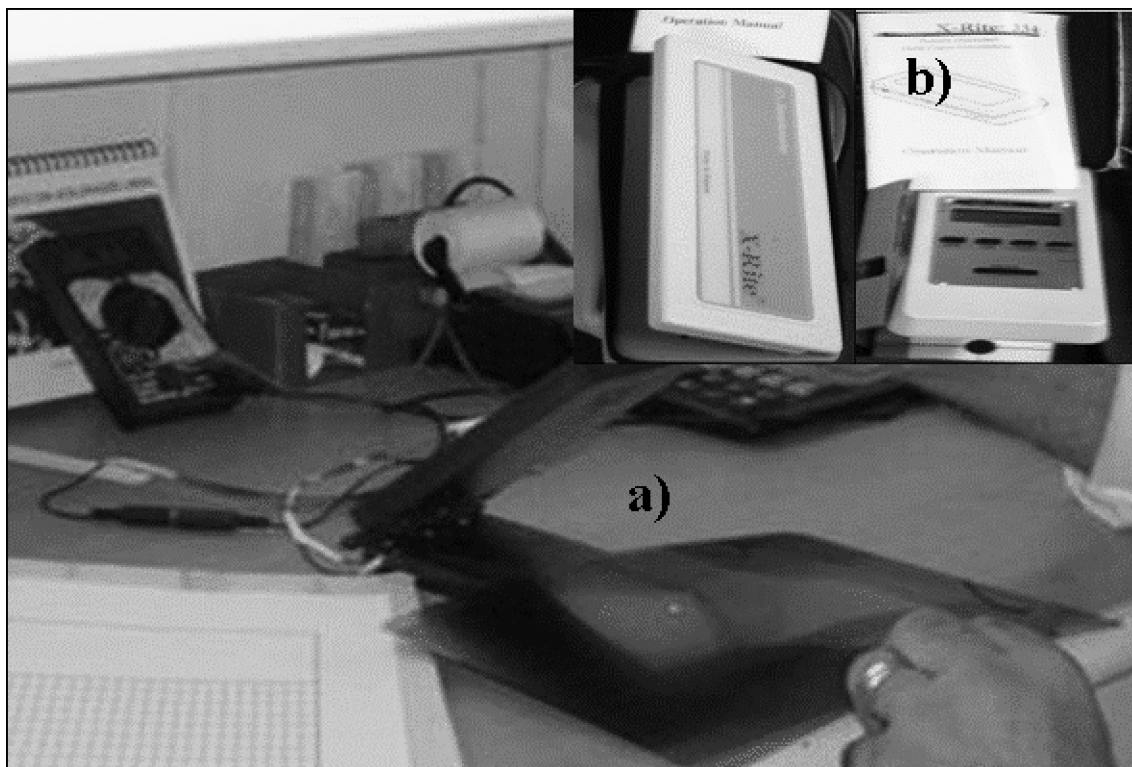


Fig. 1. a) Densitómetro fabricado en la FaCEN, b) Sensitómetro y Densitómetro de la X-Rite.

Y COZMAN, 1992)

Los controles del sistema de obtención de imagen son indispensables cuando se persigue un diagnóstico óptimo, pues no cabe lugar a duda, que para un paciente es perjudicial un estudio radiológico [imagen radiológica] que por su mala calidad tenga que repetirse, o bien conduzca a un diagnóstico errado. (CARRIZALES Y COZMAN 1992; ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, 1997)

Además este trabajo pretende determinar el grado de influencia de la fluctuación de la temperatura de los líquidos del revelador automático y del cuarto de revelado, en la calidad de la imagen y demostrar la aplicabilidad de procedimientos de Controles de Calidad sencillos con equipos disponibles y diseñados en el Laboratorio de Ciencias Radiológicas e Imagenología [LCRI], dependiente de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales [FaCEN] que permite la utilización de los sistemas de revelado convencionales frente a los digitales.

La calidad radiográfica, posee tres factores principales que la afectan: factores de la película, factores geométricos y factores del sujeto. Los factores de la película en el presente trabajo son estudiados mediante: la curva característica, el tiempo, y la temperatura. Los factores geométricos y del sujeto lo consideramos estables. (CARRIZALES Y COZMAN 1992)

MATERIALES Y MÉTODOS

Para evaluar la influencia de la temperatura del cuarto de revelado y de los líquidos en la calidad de la imagen se procedió a:

1. Desarrollo del densitómetro y su calibración mediante un sistema densitométrico de referencia.
2. Fabricación de la cuña de aluminio con 21 escalones.
3. Elaboración del protocolo de adquisi-

ción de datos.

4. Toma de datos, de tres clínicas participantes del estudio.

Estos procedimientos se detallan a continuación:

I- Desarrollo de un densitómetro y su calibración mediante un sistema densitométrico y sensitométrico de referencia.

Para la obtención de la curva de ennegrecimiento de una placa radiográfica es necesaria la medición de las densidades ópticas de cada tono de gris. Estas medidas se realizan en forma rutinaria con un densitómetro, cuyo principio físico de funcionamiento se basa en la transmisión de la luz por un medio translucido. (Stewart y Bushong, 1998)

De manera a contar con un densitómetro versátil y de bajo costo se desarrollo un densitómetro (Fig. 1a) en la FaCEN-UNA, dicho densitómetro fue calibrado con un sistema de referencia que incluye un Sensitómetro (X- Rite® Incorporated 334, 1995) y Densitómetro (X- Rite® Incorpora-

ted 331, 1995) de la marca X-Rite. (Fig. 1b).

Los componentes básicos del densitómetro desarrollado son:

- Foto-resistor LDR (Light Dependent Resistor)-Modelo: 3190.
- Fuente de luz pequeña de 6V.
- Multímetro Digital-Modelo: DT-830B
- Fuente de alimentación de entrada 100-240 V~50/60 Hz. 0,1 A y salida de 6,25 V-350 mA.
- Soportes para las placas radiográficas.

Se mide el valor de la resistencia que presenta el LDR, cuando es iluminado con luz tenue debido al ennegrecimiento de la placa, estos valores de resistencia son directamente proporcionales a los valores de intensidad de luz transmitida por lo que podemos escribir que la densidad óptica es:

$$DO = \log_{10} \left(\frac{R_t}{R_o} \right) \tag{Ec-2}$$

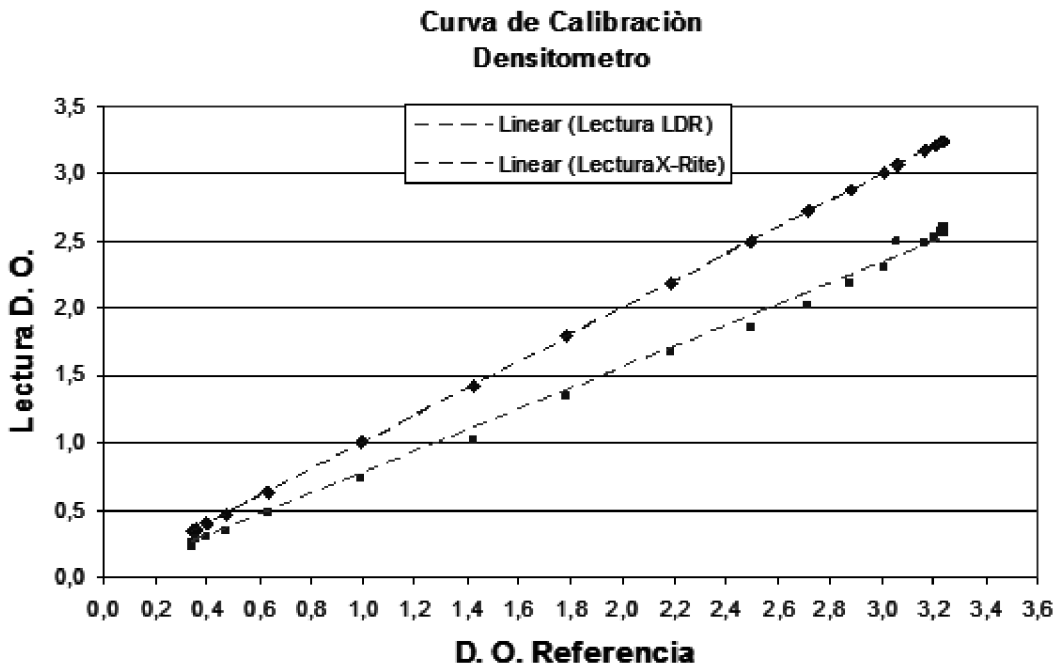


Fig. 2. Los valores en el eje x son los valores de referencia, en el eje y se muestran las lecturas para cada densitómetro.

Donde R_0 es la resistencia inicial asociada a la intensidad de luz incidente (sin atenuación) y R_t la resistencia asociada a la luz transmitida a través de la película radiográfica. A efectos de ajustar las medidas obtenidas con el DLDR, se utilizó el siguiente procedimiento:

La imagen radiográfica utilizada fue obtenida tras la exposición con el sensitómetro estándar, X-Rite, modelo 334, luego se midió los valores de la densidad óptica de las distintas escalas de ennegrecimiento con el densitómetro X-Rite modelo 331, procediéndose de la misma manera con el densitómetro DLDR.

Los datos obtenidos son utilizados para encontrar un factor que ajuste las medidas realizadas con el densitómetro DLDR.

El factor de ajuste fue determinado mediante la **Fig. 2**, en donde se establece las correspondencias biunívocas entre los valores de referencia y los medidos con el densitómetro.

La gráfica obtenida con los datos de DO medidos con el X-Rite representa la recta con 45° de inclinación, esto indica que la pendiente vale 1 (uno) y no existe factor de corrección, sin embargo los valores obtenidos con el DLDR forman una recta que difiere de la anterior en la pendiente, como se muestra en la **Fig. 2**. Si observamos las curvas en forma analítica obtendremos dos ecuaciones, en donde la variable dependiente es la densidad óptica, por tanto la ecuación de la recta para cada instrumento es:

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_t}{I_o} \right) = y = x \quad \text{Ec-3}$$

(Instrumento de Referencia)

$$DO' = \log_{10} \left(\frac{R_t}{R_o} \right) = y = mx + b \quad \text{Ec-4}$$

(Instrumento a calibrar DLDR)

El valor de densidad se puede calcular de con la siguiente ecuación:

$$DO = x = \frac{(y-b)}{m} = \left(\frac{y}{m} \right) - \left(\frac{b}{m} \right) = y(m') + C \quad \text{Ec-5}$$

$$\text{tag}(\theta) = m = \frac{1}{m'} \quad \text{Ec-6}$$

De este modo se estimó dos factores de ajuste, el que corresponde a la pendiente con un valor de 1,7 y el correspondiente al desplazamiento de la recta de 0,12. Con lo cual la ecuación que determina la DO esta dado por:

$$D.O = 1,7 \log \left(\frac{R_t}{R_o} \right) + 0,12 \quad \text{Ec-7}$$

II- Fabricación de la cuña de aluminio con 21 escalones.

Se fabricó el instrumento de prueba, de modo a obtener 21 densidades ópticas diferentes tras la exposición a radiaciones de RX, caracterizados por una técnica fija para todas las clínicas.

Dicho instrumento lo denominamos escalímetro o cuña escalonada de aluminio, con un peso aproximado de 0,996 Kg y las dimensiones de cada escalón son, ancho: 12 mm, largo: 70 mm. Altura: 2 mm, como muestra en la **Fig. 3(a)**

Durante la construcción se afrontó varios problemas, en especial en lo referente al quiebre del material, debido a las tensiones y temperaturas, sin embargo tras varios ensayos se consiguió un nivel homogéneo de cepillado, que pulió lo suficiente las superficies del escalón para ser expuestas a la radiación, sin disminución apreciable de DO.

La cuña puede ser radiografiada con un chasis y placa de tamaño 12 x 21 limitando el tamaño de campo a los bordes de la cuña, como se muestra en la **Fig. 3(b)**.

III- Elaboración del protocolo de adquisición de datos.

En el estudio se utilizan técnicas sencillas de ejecutar de forma diaria, establecidas en indicativos entregados al técnico radiólogo. El control requiere aproximadamente 20 minutos para realizar los siguientes procedimientos:

Sensitometría: se obtiene una imagen radiográfica, por día, de la cuña de aluminio, manteniendo constante los factores geométricos, del sujeto, el

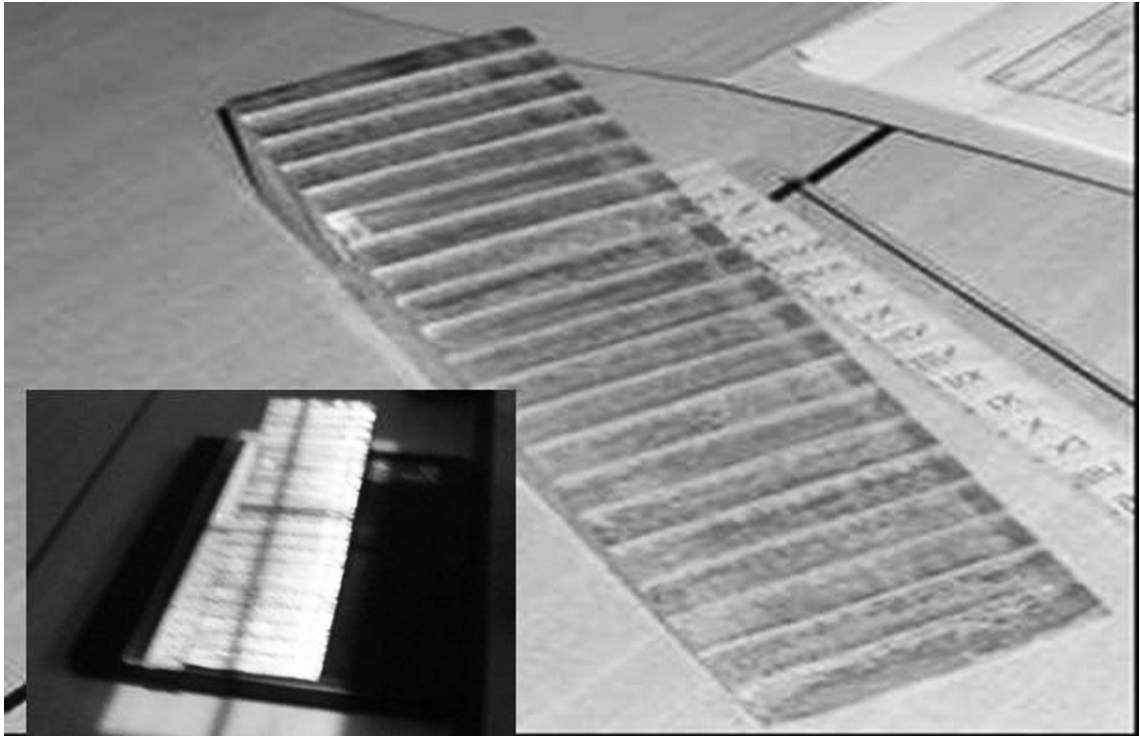


Fig. 3. a) Cuña de aluminio. b) Colimación del haz de Rx para la obtención de la imagen radiológica.

kVp y el mAs.

Medición de temperatura:

- Temperatura ambiente del cuarto de revelado.
- Temperatura del líquido Revelador.
- Temperatura del líquido Fijador.
- Temperatura del agua.

Densitometría: se mide y registra los valores de resistencia relacionados con la densidad óptica para cada escalón de la imagen radiográfica que haya sido obtenida por sensitometría con ayuda del densitómetro DLDR.

IV- Toma de datos, de tres clínicas participantes del estudio.

Para la obtención de datos, en cada clínica se entrega los materiales necesarios para la realización de la práctica por el técnico radiólogo, ejecutando los controles de calidad siguiendo una guía o protocolo de medición. Una vez terminada las mediciones, los valores obtenidos se anotan en las

planillas habilitadas para el efecto, las cuales son recogidas de las clínicas semanalmente y analizadas en el LCRI de la FaCEN.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Presentamos los resultados de las mediciones de temperatura de los químicos utilizados por el Procesador Automático (la temperatura del Fijador, Revelador y Agua), además se presentara los valores de temperatura del Cuarto Oscuro, también discutiremos los valores D.O., obtenidos con la cuña escalonada.

Para analizar y discutir los resultados referentes a la calidad radiológica de las placas se presentaran los valores de densidades ópticas en función de la exposición relativa, en la curva de ennegrecimiento.

El **Cuadro I** muestra los valores de temperatura medidas del Revelador y del Fijador, además en el **Cuadro II** se muestran las temperaturas del Agua y del Cuarto Oscuro.

El comportamiento de la temperatura de los lí-

Monitoreo de temperatura (°C)						
	Líquido revelador			Líquido fijador		
Día	Clínica A	Clínica B	Clínica C	Clínica A	Clínica B	Clínica C
1	34,2	33,3	32,0	41,6	30,1	33,2
2	34,3	33,1	32,3	41,8	27,8	33,0
3	34,2	33,1	31,7	41,8	29,8	33,4
4	33,8	33,3	32,1	39,7	29,8	33,1
5	34,2	33,0	32,2	38,1	29,5	33,2
6	34,2	33,0	32,0	38,1	29,8	33,0
7	34,3	33,1	32,1	39,1	26,2	33,2
8	34,2	33,0	32,2	39,8	29,2	33,4
9	34,2	33,1	31,8	42,3	29,6	33,7
10	34,2	33,0	32	42,3	29	33,2
11	34,2	33,1	32,1	41,2	29,6	33,3
12	34,1	33,0	32,2	42,3	29,1	33,1
13	34,2	33,1	31,7	41,2	28,5	32,9
14	34,3	33,0	32,0	40,1	29,1	33,3
15	34,2	33,1	32,4	41,2	29,2	33,7
16	34,2	33,0	32,2	40,1	29,8	33,7
17	34,1	33,1	32,4	39,9	26,2	33,8
18	34,1	33,0	32,3	39,4	28,5	33,6
19		33,1	32,2		29,6	33,2
20		32,7			29,0	

Cuadro I. Valores de temperatura del líquido revelador y fijador en °C, medidos con el termómetro digital marca Mimipa-MV-362.

quidos y del cuarto oscuro durante los 20 días de muestreo, se presentan en las siguientes figuras, las cuales se construyeron con los valores de los **Cuadros I y II**.

En la **Fig. 4** se puede observar que la dispersión de la temperatura del revelador de la Clínica B se encuentra dentro de $\pm 0,5$ °C sugerido por el protocolo normalizado (CARRIZALES y COZMAN, 1992), mientras que en las demás clínicas están fuera de tolerancia, en especial en la Clínica C; sin embargo en esta clínica la temperatura del Fijador (**Fig. 3**) se encuentra dentro de los límites

de tolerancia ± 2 °C (CARRIZALES y COZMAN, 1992), de la temperatura del revelador, se nota que la mejor combinación de temperatura Fijador-Revelador está dada por la Clínica A.

Observando la **Fig. 6** se puede notar que la temperatura del agua tiene valores de ± 3 °C por debajo de la temperatura del revelador.

La temperatura del Cuarto de revelado se encuentra fuera de tolerancia por estar más de 5°C por encima de la recomendación del rango de 15 a 21 °C (Carrizales y Cozman, 1992), como se puede observar en la **Figura 7**.

Monitoreo de temperatura (°C)						
	Agua			T. Ambiente		
Día	Clínica A	Clínica B	Clínica C	Clínica A	Clínica B	Clínica C
1	32,5	27,4	30,7	26,9	31,1	31,2
2	29,9	26	31,4	26,9	31,2	31,1
3	29,6	26,8	31,5	26,5	28,9	31,4
4	34,2	26,9	31	28,6	32	31,8
5	31,3	26,8	30,6	27,7	31	29,3
6	31,3	26,6	30,1	27,7	31,2	29,6
7	31,6	26,4	30,2	29,6	28,3	29,8
8	33,1	26,9	29,9	29,9	31,2	27,6
9	31,2	26,5	29	28,1	30,5	28,2
10	31,2	27,2	29,3	28,1	31,1	28,6
11	34,2	26,8	29,1	25,6	32	28,5
12	34,1	27,1	28,8	25,8	30,5	30,8
13	31,4	26,9	31,9	26,5	31,1	29,8
14	34,2	27,2	28,1	26,9	30,5	26,6
15	33,1	26,9	29,9	28,6	31,1	27,2
16	31,2	31	29,7	28,3	32	27,1
17	30,1	29	29,1	29,1	32,1	27,1
18	34,3	29,8	29,2	27,6	31	27,8
19		27,8	28,1		31,1	27
20		27			30,8	

Cuadro II. Valores de temperatura del líquido revelador y fijador en °C, medidos con el termómetro digital marca Mimipa-MV-362.

Las variaciones de temperatura observadas se correlacionan con los parámetros de calidad diagnóstica, para ello realiza el estudio densitométrico de las placas radiográficas obtenidas con la cuña escalonada, de las imágenes de cada día, se midieron valores de densidad óptica en cada clínica, con el densitómetro-DLDR.

Los valores se presentan en las **Cuadros III, IV y V** para las clínicas A, B y C respectivamente y seguidamente se presentan las figuras de las curvas características o de ennegrecimiento, de cuyo análisis se determinan los parámetros de calidad, como ser: Fondo, Latitud y Velocidad o Sensibi-

lidad.

Los parámetros de calidad se muestran en el **Cuadro VI**, y se grafican sus variaciones en función de los días de muestreo en las clínicas.

En las **Figs. 11, 12, 13** se puede observar las variaciones de cada parámetro en las tres clínicas, como ser: el fondo, latitud y velocidad, los cuales bajo las mismas condiciones de exposición a los Rx, no deberían, idealmente variar, sin embargo se observa variaciones relativamente altas, debido a los efectos de la temperatura y estabilidad de los equipos de Rx.

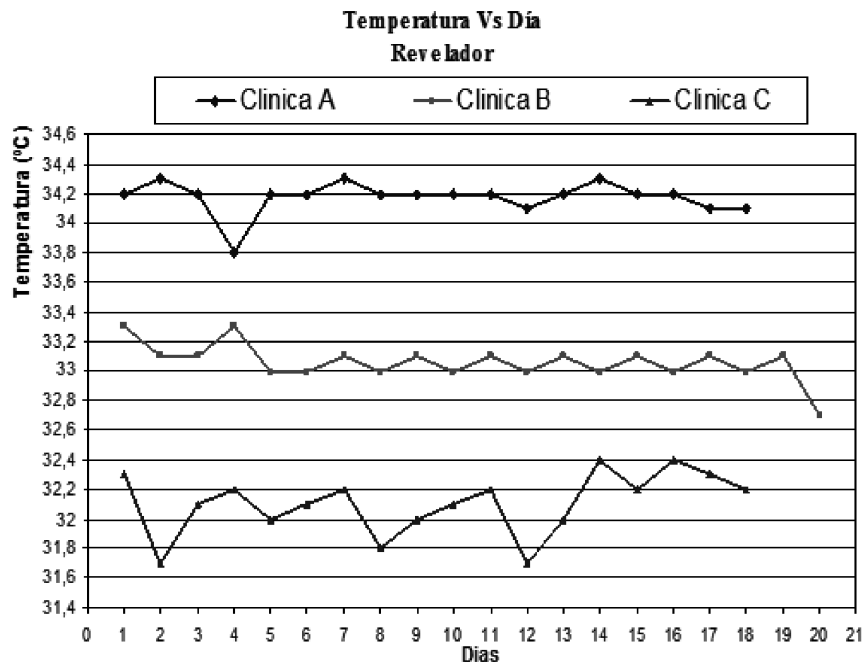


Fig. 4. Se puede observar los valores de temperatura del Revelador en la Clínica A mayores que en las demás.

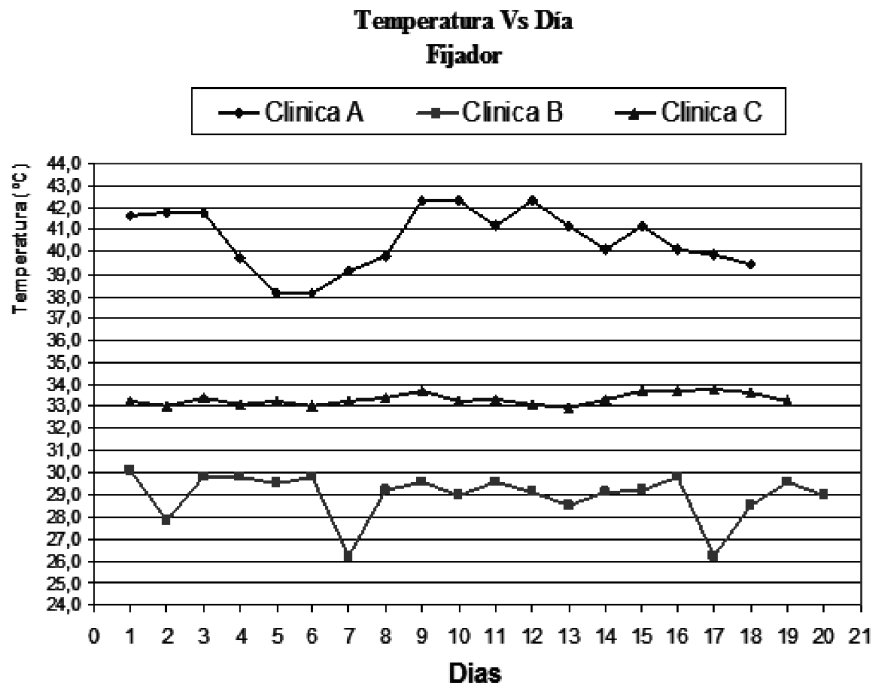


Fig. 5. Los valores de temperatura del fijador en la Clínica A son mayores que en las demás.

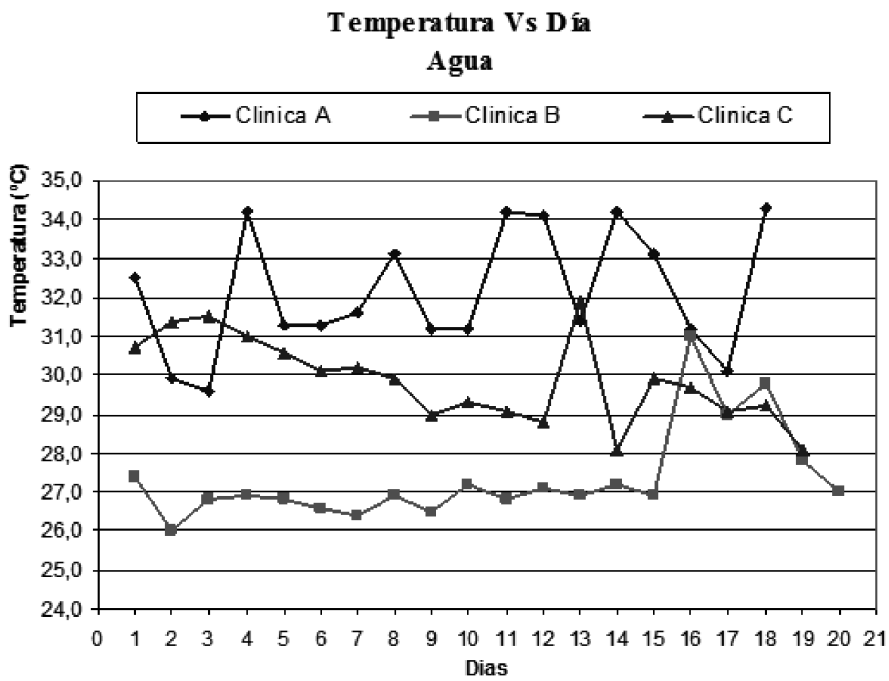


Figura 6: Los valores de temperatura del agua posee mayor fluctuación que las temperaturas de los demás líquidos.

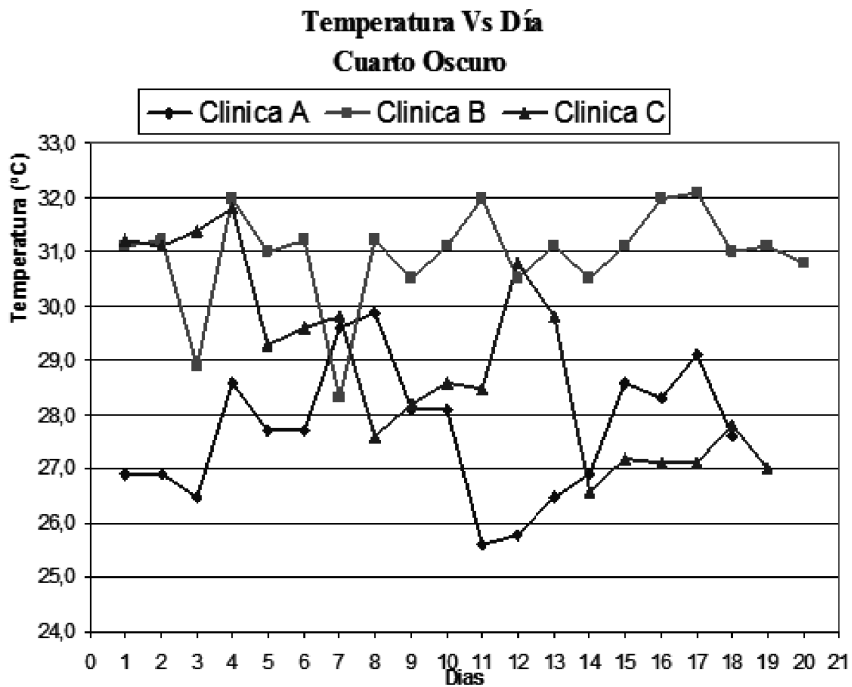


Figura 7: La variabilidad de la temperatura del cuarto oscuro en las tres clínicas.

Fecha		Clínica A																		Media
		D 1	D 2	D 3	D 4	D 5	D 6	D 7	D 8	D 9	D 10	D 11	D 12	D 13	D 14	D 15	D 16	D 17	D 18	
0,15	0,30				0,28				0,12	0,34	0,40		0,17						0,27	0,39
0,30	0,29	0,29	0,27	0,28	0,35	0,32	0,28	0,20	0,37	0,40	0,17	0,17	0,31	0,38	0,28	0,46	0,15	0,38	0,30	
0,45	0,29	0,29	0,28	0,28	0,35	0,34	0,39	0,22	0,40	0,48	0,22	0,28	0,39	0,46	0,32	0,53	0,28	0,47	0,35	
0,60	0,30	0,29	0,28	0,31	0,38	0,34	0,51	0,23	0,60	0,58	0,32	0,32	0,44	0,54	0,39	0,59	0,38	0,54	0,41	
0,75	0,30	0,29	0,29	0,27	0,40	0,38	0,52	0,26	0,76	0,75	0,44	0,39	0,55	0,59	0,45	0,67	0,63	0,67	0,48	
0,90	0,29	0,31	0,29	0,28	0,44	0,41	0,69	0,30	0,83	0,96	0,51	0,47	0,60	0,67	0,54	0,75	0,91	0,90	0,56	
1,05	0,30	0,34	0,30	0,28	0,50	0,47	0,73	0,37	1,00	1,30	0,63	0,53	0,62	0,70	0,73	1,02	1,06	1,12	0,67	
1,20	0,31	0,37	0,34	0,26	0,57	0,57	0,75	0,53	1,23	1,48	0,65	0,64	0,75	0,78	0,91	1,17	1,24	1,40	0,78	
1,35	0,34	0,43	0,39	0,29	0,73	0,75	0,85	0,70	1,42	1,73	0,77	0,67	0,81	0,99	1,26	1,56	1,74	1,67	0,95	
1,50	0,39	0,49	0,48	0,32	0,93	0,91	1,03	0,89	1,69	1,97	0,99	0,82	0,85	1,41	1,55	2,09	2,35	1,93	1,17	
1,65	0,46	0,60	0,60	0,36	1,21	1,11	1,20	1,07	1,95	2,21	1,33	1,08	1,20	1,52	1,86	2,32	2,78	2,17	1,39	
1,80	0,57	0,76	0,80	0,44	1,54	1,50	1,55	1,45	2,21	2,35	1,48	1,38	1,51	1,73	2,14	2,62	2,97	2,40	1,63	
1,95	0,73	0,95	1,03	0,58	1,83	1,84	1,85	1,73	2,43	2,44	1,69	1,63	1,76	1,89	2,36	2,88	3,12	2,62	1,85	
2,10	0,95	1,20	1,32	0,81	2,15	2,12	2,14	2,02	2,68	2,70	1,94	1,94	1,98	2,09	2,63	3,03	3,18	2,81	2,09	
2,25	1,19	1,16	1,63	1,12	2,40	2,33	2,42	2,29	2,85	2,81	2,21	2,21	2,21	2,41	2,84	3,14	3,21	2,96	2,36	
2,40	1,44	1,70	1,98	1,49	2,64	2,59	2,56	2,55	3,07	2,91	2,47	2,44	2,54	2,57	2,99	3,21	3,26	3,10	2,53	
2,55	1,71	1,95	2,52	1,92	2,85	2,66	2,79	2,75	3,20	3,00	2,67	2,68	2,73	2,73	3,07	3,27	3,35	3,20	2,72	
2,70	1,96	2,16	2,76	2,33	3,04	2,82	2,99	2,97	3,32	3,06	2,81	2,87	2,87	2,81	3,11	3,30	3,37	3,28	2,88	
2,85	2,18	2,38	2,95	2,65	3,14	3,00	3,13	3,10	3,36	3,16	2,89	3,01	3,06	2,93	3,13	3,36	3,40	3,34	3,01	
3,00	2,36	2,52	3,07	2,84	3,22	3,14	3,20	3,18	3,37	3,17	2,95	3,11	3,10	2,96	3,15	3,37	3,45	3,37	3,08	
3,15	2,55	2,69	3,18	2,97	3,30	3,26	3,27	3,24	3,39	3,19	3,09	3,14	3,15	3,08	3,19	3,44	3,48	3,33	3,16	

Cuadro III. Valores de exposición relativa de cada placa radiográfica obtenida en la clínica A.

Fecha		Clínica B																				Media
		D 1	D 2	D 3	D 4	D 5	D 6	D 7	D 8	D 9	D 10	D 11	D 12	D 13	D 14	D 15	D 16	D 17	D 18	D 19	D 20	
0,15	0,12	0,21	0,26	0,24	0,28	0,24	0,25	0,27	0,28	0,22	0,32	0,60	0,30	0,28	0,27	0,16	0,43	0,04	0,24	0,27	0,26	
0,30	0,26	0,21	0,26	0,29	0,27	0,28	0,24	0,27	0,28	0,20	0,33	0,62	0,31	0,29	0,29	0,18	0,58	0,15	0,24	0,27	0,29	
0,45	0,28	0,22	0,28	0,25	0,27	0,29	0,25	0,29	0,29	0,22	0,35	0,64	0,31	0,28	0,29	0,22	0,46	0,17	0,23	0,28	0,29	
0,60	0,28	0,23	0,26	0,29	0,27	0,28	0,23	0,27	0,29	0,23	0,40	0,62	0,32	0,31	0,30	0,28	0,56	0,29	0,25	0,28	0,31	
0,75	0,33	0,24	0,28	0,26	0,28	0,29	0,29	0,27	0,28	0,26	0,42	0,61	0,32	0,35	0,32	0,30	0,44	0,46	0,26	0,27	0,33	
0,90	0,37	0,28	0,30	0,32	0,31	0,32	0,31	0,28	0,29	0,34	0,45	0,62	0,34	0,38	0,35	0,56	0,61	0,55	0,31	0,28	0,38	
1,05	0,37	0,33	0,31	0,59	0,36	0,32	0,35	0,29	0,31	0,44	0,53	0,70	0,45	0,47	0,39	0,57	0,62	0,56	0,35	0,29	0,43	
1,20	0,43	0,42	0,45	0,51	0,44	0,39	0,43	0,31	0,34	0,53	0,66	0,65	0,61	0,78	0,47	0,64	0,69	0,58	0,49	0,31	0,51	
1,35	0,56	0,66	0,60	0,80	0,80	0,47	0,40	0,36	0,41	0,55	0,85	0,77	0,71	0,99	0,59	0,74	0,73	0,74	0,51	0,35	0,60	
1,50	0,73	0,81	0,82	0,82	0,75	0,59	0,36	0,45	0,48	0,70	1,10	0,93	0,90	1,23	0,74	0,85	0,57	0,80	0,53	0,40	0,73	
1,65	0,98	1,11	1,07	0,83	1,03	0,74	0,69	0,40	0,66	0,85	1,37	1,33	1,16	1,53	0,95	1,09	0,72	0,93	0,58	0,52	0,93	
1,80	1,36	1,47	1,44	1,11	1,31	0,92	0,90	0,53	0,86	1,08	1,92	1,62	1,35	1,56	1,18	1,19	0,86	0,97	0,79	0,73	1,16	
1,95	1,79	1,87	1,83	1,77	1,61	1,15	1,30	0,78	1,20	1,78	2,05	1,95	1,40	1,20	1,42	1,32	0,94	1,03	0,84	1,03	1,46	
2,10	2,21	2,30	1,87	2,06	1,98	1,49	1,71	1,33	1,59	1,84	2,42	2,29	2,01	2,33	1,70	1,73	1,07	1,05	1,01	1,41	1,77	
2,25	2,61	2,67	2,20	2,40	2,35	1,86	2,07	2,30	1,99	2,18	2,72	2,65	2,32	2,56	1,95	2,02	1,15	1,11	1,08	1,84	2,10	
2,40	3,02	2,96	2,61	2,84	2,65	2,16	2,58	2,58	2,28	2,46	2,96	3,10	2,61	2,74	2,19	1,91	1,25	1,66	1,80	2,28	2,43	
2,55	3,35	3,25	2,94	3,05	2,98	2,77	2,83	2,85	2,68	2,98	3,21	3,27	2,74	2,75	2,46	2,00	1,33	2,02	2,01	2,71	2,71	
2,70	3,61	3,46	3,22	3,22	3,24	2,85	2,96	3,45	2,96	3,24	3,29	3,41	2,90	2,93	2,69	2,29	1,87	2,12	2,25	3,12	2,95	
2,85	3,75	3,54	3,39	3,38	3,42	3,15	3,24	3,59	3,24	3,48	3,22	3,45	2,97	3,08	2,98	2,21	2,17	2,17	2,45	3,46	3,11	
3,00	3,88	3,56	3,40	3,45	3,50	3,33	3,41	3,64	3,40	3,58	3,46	3,56	3,14	3,23	3,19	2,59	2,27	2,21	2,57	3,65	3,25	
3,15	3,88	3,65	3,64	3,56	3,59	3,48	3,68	3,66	3,53	3,72	3,62	3,61	3,29	3,24	3,27	2,55	2,42	2,40	2,67	3,80	3,36	

Cuadro IV. Valores de exposición relativa de cada placa radiográfica obtenida en la clínica B.

Fecha		Clínica C																				Media
		D 1	D 2	D 3	D 4	D 5	D 6	D 7	D 8	D 9	D 10	D 11	D 12	D 13	D 14	D 15	D 16	D 17	D 18	D 19		
0,15	0,27	0,30	0,29	0,28	0,29	0,29	0,28	0,28	0,30	0,30	0,29	0,28	0,28	0,27	0,27	0,31	0,33	0,28	0,28	0,29		
0,30	0,28	0,30	0,29	0,28	0,29	0,29	0,28	0,28	0,31	0,31	0,29	0,28	0,28	0,27	0,27	0,31	0,32	0,28	0,29	0,29		
0,45	0,28	0,31	0,30	0,29	0,29	0,30	0,28	0,29	0,31	0,32	0,30	0,29	0,28	0,27	0,27	0,33	0,32	0,29	0,29	0,29		
0,60	0,28	0,33	0,31	0,30	0,30	0,31	0,29	0,29	0,33	0,32	0,30	0,29	0,29	0,28	0,27	0,34	0,31	0,29	0,30	0,30		
0,75	0,29	0,34	0,31	0,31	0,31	0,32	0,30	0,30	0,34	0,33	0,31	0,32	0,30	0,29	0,27	0,36	0,31	0,31	0,30	0,31		
0,90	0,30	0,39	0,33	0,33	0,33	0,35	0,31	0,32	0,38	0,35	0,33	0,32	0,31	0,31	0,27	0,39	0,31	0,33	0,31	0,33		
1,05	0,34	0,44	0,37	0,39	0,39	0,40	0,37	0,35	0,43	0,38	0,36	0,35	0,33	0,35	0,28	0,43	0,31	0,37	0,33	0,37		
1,20	0,40	0,46	0,45	0,48	0,45	0,48	0,44	0,42	0,51	0,43	0,40	0,41	0,36	0,40	0,29	0,50	0,33	0,44	0,35	0,42		
1,35	0,51	0,56	0,58	0,62	0,58	0,59	0,56	0,50	0,67	0,50	0,48	0,51	0,41	0,49	0,31	0,58	0,37	0,56	0,39	0,51		
1,50	0,64	0,70	0,72	0,77	0,69	0,73	0,66	0,58	0,81	0,58	0,56	0,62	0,48	0,61	0,33	0,70	0,42	0,67	0,45	0,62		
1,65	0,82	0,87	0,94	0,98	0,86	0,94	0,83	0,78	1,06	0,71	0,68	0,81	0,60	0,77	0,39	0,89	0,50	0,82	0,56	0,78		
1,80	1,06	1,09	1,20	1,23	1,05	1,18	1,04	0,99	1,39	0,87	0,84	1,04	0,73	0,99	0,47	1,11	0,61	1,00	0,71	0,98		
1,95	1,29	1,34	1,55	1,55	1,27	1,46	1,29	1,22	1,77	1,07	1,02	1,28	0,93	1,23	0,58	1,36	0,74	1,22	0,91	1,21		
2,10	1,56	1,63	1,92	1,83	1,62	1,82	1,52	1,51	2,22	1,37	1,25	1,60	1,15	1,49	0,73	1,72	0,90	1,47	1,15	1,49		
2,25	1,82	1,91	2,25	2,12	1,75	2,16	1,80	1,81	2,60	1,67	1,48	1,90	1,44	1,78	0,91	2,06	1,10	1,67	1,46	1,77		
2,40	2,10	2,19	2,68	2,39	2,00	2,42	2,06	2,10	2,87	1,98	1,69	2,18	1,75	2,03	1,07	2,39	1,32	1,87	1,84	2,05		
2,55	2,32	2,48	3,01	2,67	2,21	2,66	2,34	2,44	3,10	2,29	2,00	2,54	2,18	2,35	1,35	2,67	1,55	2,11	2,25	2,34		
2,70	2,55	2,71	3,26</																			

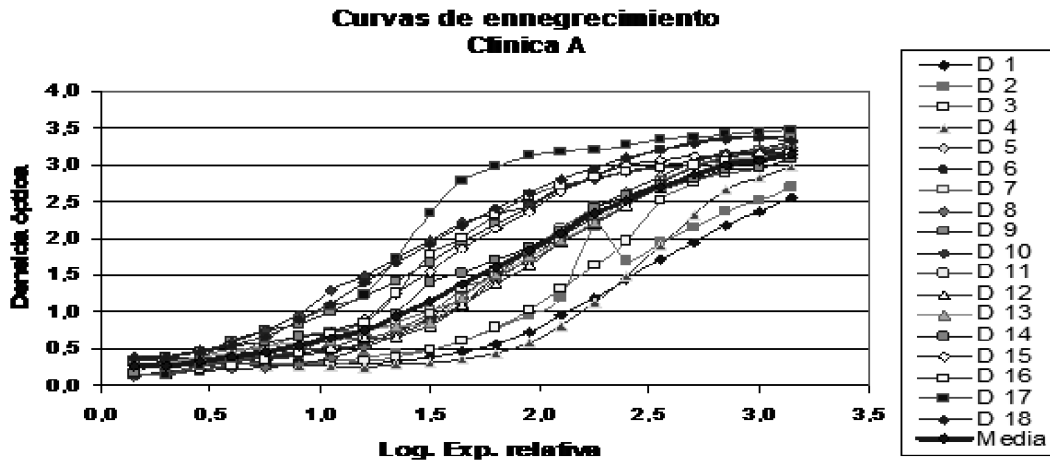


Fig. 8. Curvas de ennegrecimiento de cada placa obtenida en la clínica A.

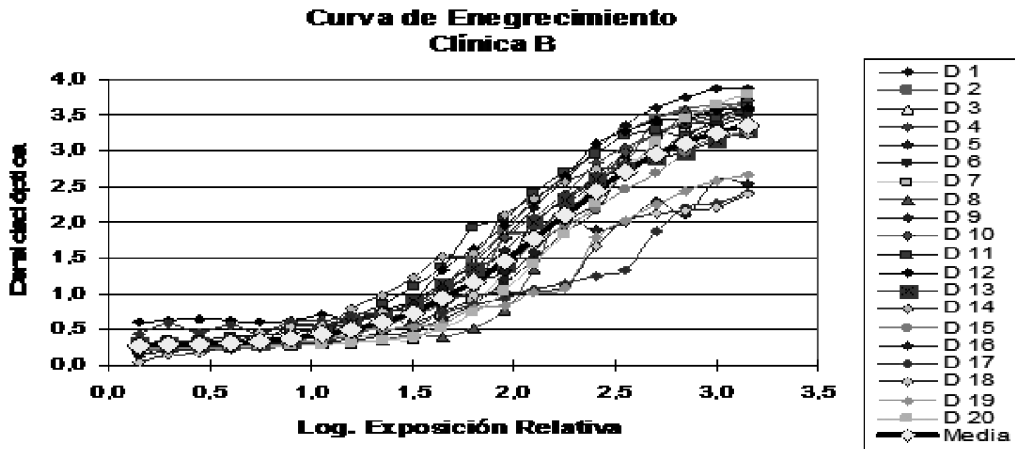


Fig. 9. Curvas de ennegrecimiento de cada placa obtenida en la clínica B.

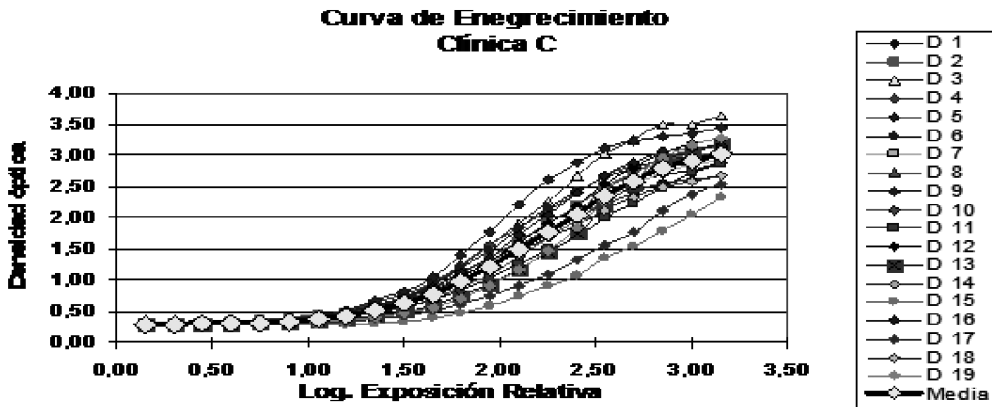


Fig. 10. Curvas de ennegrecimiento de cada placa obtenida en la clínica C.

	Fondo			Latitud			Velocidad		
	Clínica			Clínica			Clínica		
Día	A	B	C	A	B	C	A	B	C
1	0,30	0,26	0,27	1,48	0,82	2,12	2,12	1,65	1,75
2	0,30	0,21	0,3	1,45	0,83	2,10	2,00	1,63	1,74
3	0,28	0,26	0,29	1,90	1,02	1,71	1,93	1,63	1,69
4	0,28	0,24	0,28	2,24	1,20	1,45	2,20	1,78	1,66
5	0,35	0,27	0,29	1,92	0,94	1,86	1,54	1,65	1,77
6	0,30	0,24	0,29	1,66	1,04	1,68	1,62	1,81	1,69
7	0,25	0,23	0,28	1,10	0,74	2,36	1,47	1,86	1,76
8	0,20	0,27	0,28	1,63	0,98	1,78	1,59	1,97	1,81
9	0,35	0,28	0,3	1,35	0,84	2,08	1,05	1,87	1,76
10	0,40	0,20	0,3	1,43	1,20	1,45	0,92	1,78	1,89
11	0,17	0,29	0,29	1,15	0,92	1,90	1,50	1,48	1,95
12	0,20	0,57	0,28	1,25	0,95	1,84	1,60	1,46	1,8
13	0,36	0,30	0,28	1,36	1,10	1,59	1,56	1,57	1,99
14	0,20	0,28	0,27	1,01	0,99	1,76	1,35	1,37	1,8
15	0,27	0,27	0,27	1,71	1,19	1,47	1,22	1,69	2,4
16	0,45	0,16	0,31	1,94	1,80	0,97	1,00	1,60	1,73
17	0,15	0,43	0,31	2,08	1,37	1,27	0,98	2,00	2,17
18	0,40	0,15	0,28	1,63	2,05	0,85	0,97	1,90	1,8
19		0,26	0,28		1,35	1,29		2,10	2
20		0,27			0,75			1,94	

Cuadro VI. Valores fondo, latitud y velocidad, para cada clínica visitada.

La variación de los parámetros de calidad, indican un cambio en la imagen radiológica de un mismo sujeto expuesto, teóricamente a las mismas condiciones. Sin embargo existe una correlación de estos parámetros con la temperatura, que puede predecir las variaciones en la calidad de la imagen.

Las variaciones de la temperatura del revelador, fijador y agua, ocasionan un aumento de la Latitud en el caso de una variación positiva y una disminución de la Latitud cuando la variación es negativa, sin embargo la variación de la temperatura del cuarto oscuro no demuestra un efecto apreciable sobre la Latitud.

En cuanto a la Sensibilidad, no se distingue una relación directa con la variación de temperatura

del revelador, fijador o el agua, pero las variaciones ambientales de la temperatura del cuarto oscuro aumentan la Sensibilidad de las placas a medida que aumenta la temperatura de dicho cuarto.

Por último la característica de base + velo de las placas radiográficas se ven directamente afectadas al aumentar la temperatura del fijador, revelador y agua.

Así también una disminución de la temperatura en el cuarto de revelado produce una pequeña disminución del Fondo, sin embargo las altas temperaturas frente a las temperaturas recomendadas, hacen que las placas posean un fondo superior, ocasionando menor escala de grises disponibles para un mejor diagnóstico.

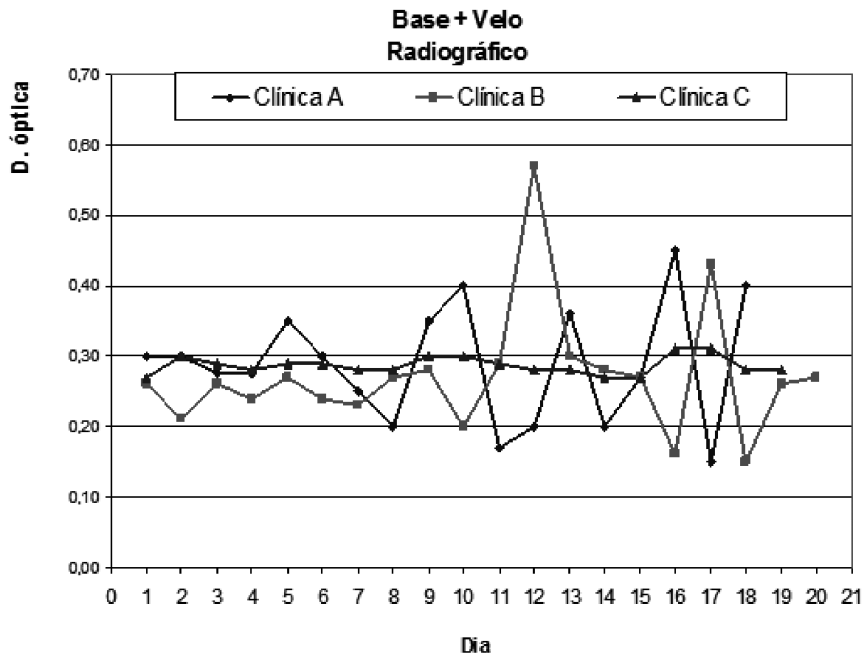


Fig. 11. Valores del Fondo (base+velo) para las tres clínicas visitadas.

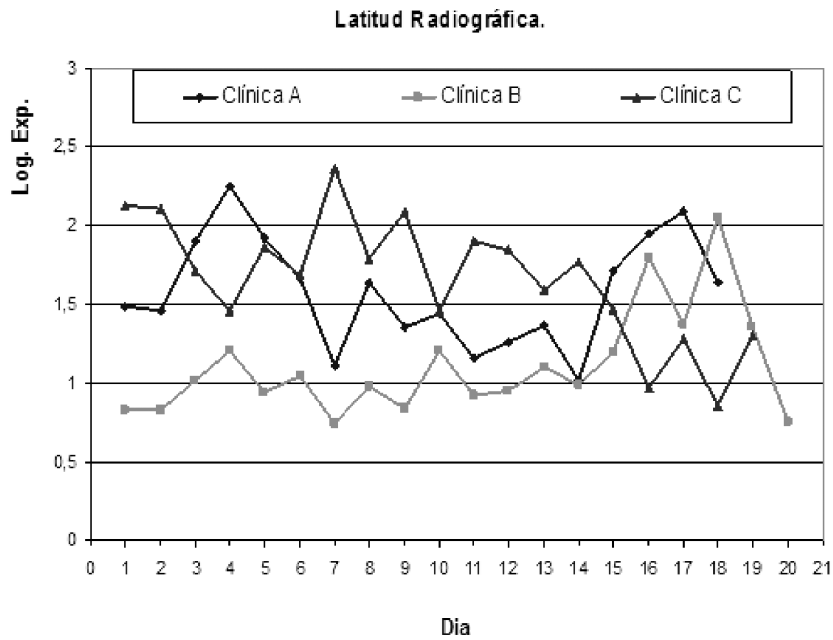


Fig. 12. Valores del inverso del Contraste para las tres clínicas visitadas.

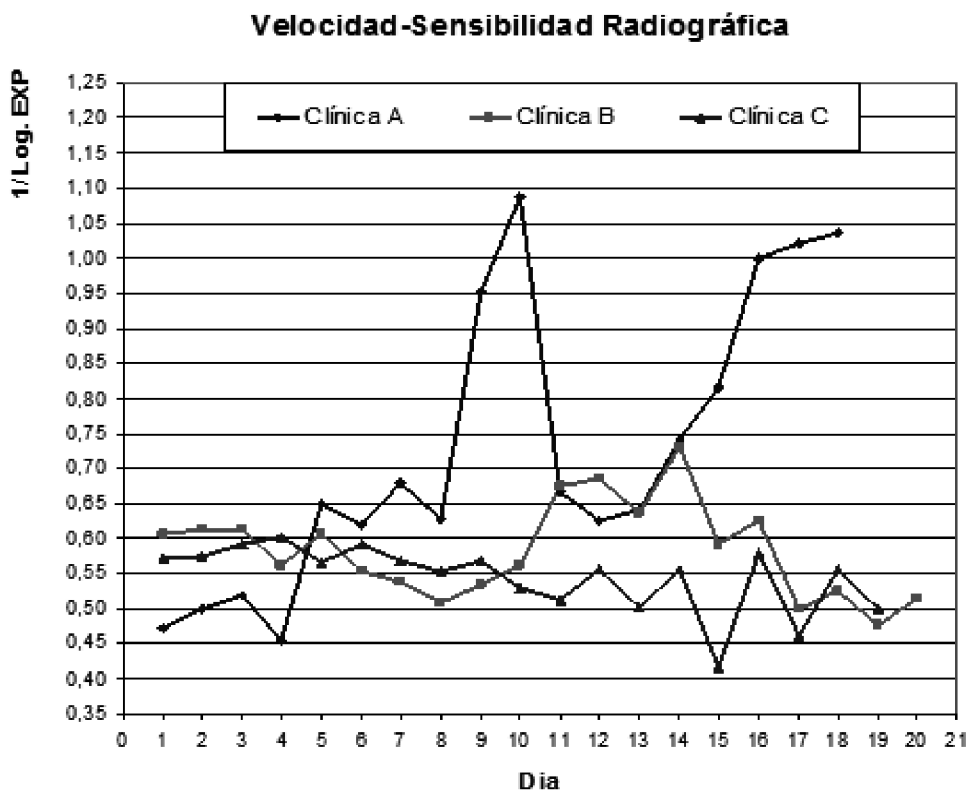


Fig. 13. Valores de la sensibilidad a las dosis de radiación de Rx para las tres clínicas visitadas.

Por lo que los datos demuestran que el cuarto de almacenamiento y procesado de la imagen debe estar a una temperatura constante de modo que minimice las variaciones de temperatura de los líquidos del revelado automático, y se observa que los parámetros que denotan la calidad radiográfica son muy sensibles a la variación de temperatura de los líquidos reveladores, por lo que los controles de temperatura ayudan a diagnosticar cambios en el contraste de la imagen, la sensibilidad de la película y mantener constante el fondo radiográfico.

Los equipos desarrollados en la FaCEN en el Laboratorio de Ciencias Radiológicas e Imagenología han demostrado ser de suma importancia y eficacia en el momento de evaluar los parámetros de calidad de una placa radiográfica.

Por lo que el procedimiento sencillo de control de calidad propuesto por este trabajo, ofrece

a las clínicas de Radiodiagnóstico, la posibilidad de aplicar procedimientos correctivos de modo a mantener constante los parámetros de calidad, en este caso corrigiendo las variaciones de las temperaturas, es posible mejorar la calidad diagnóstica de la imagen.

LITERATURA CITADA

- CARRIZALES L, COZMAN A. 1992. Manual para control de calidad del cuarto de revelado. Venezuela: Instituto Venezolano de Investigación Científica (IVIC)-Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD). 20 p.
- ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. 1997. Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección Contra la Radiación Ionizante y para

- la Seguridad de las Fuentes de Radiación. Colección de Seguridad. Viena-Austria: OIEA. 366 p. N° 115.
- RODRÍGUEZ M, MARTÍNEZ A. 1995. El uso de los tubos de rayos X en la medicina. Instituto de Física, UNAM: <http://www.buenastareas.com/ensayos/El-Uso-De-Las-Rayos-X/113378.html>. 26 de enero de 2009, 8:00 AM.
- STERWART C, BUSHONG. 1998. Manual de Radiología para Técnicos. 6ta Ed. España: Harcourt Brace. 586 p.
- X- RITE® Incorporated. 1995. Operation Manual of Densitometer X-Rite®. U.S.A.: Michigan. 17p. N° 331
- X- RITE® Incorporated. 1995. Operation Manual of Sensitometer X-Rite® U.S.A.: Michigan. 23p. N° 334.