



**Herramienta Informática para la Implementación de Niveles de Referencia en
Diferentes Procedimientos Médicos con Rayos X**

Autor:

Crista Joan Vega Sanmartín

Trabajo de grado para la obtención del grado de Tecnología en Electromedicina

Director:

Gisella Borja Roncallo

Asesor Metodológico

Claudia Milena Basto

Carlos Alberto Vega Pacheco

Facultad de Ingenierías

Programa de Ingeniería Biomédica

Barranquilla

2021



**Herramienta Informática para la Implementación de Niveles de Referencia en
Diferentes Procedimientos Médicos con Rayos X**

Crista Joan Vega Sanmartín

Director:

Gisella Borja Roncallo

Asesor Metodológico

Claudia Milena Basto

Carlos Alberto Vega Pacheco

Facultad de Ingenierías

Programa de Ingeniería Biomédica

Barranquilla

2021

Agradecimientos

El presente artículo no pudo ser escrito sin la ayuda de mis tutores Carlos Vega (como tutor tecnológico) y Claudia Basto (como tutor metodológico), también quiero agradecer a mis compañeros Samir Agudelo, Danna Carrillo y Daniela Barbosa por su apoyo.

Tabla de Contenido

RESUMEN	1
ABSTRACT.....	1
Introducción	2
Metodología	7
Diseño de la herramienta	7
Determinación de la dosis	7
Calidad de la imagen	8
Determinación de los niveles de referencia.....	8
Esquema de la herramienta	9
Desarrollo de la herramienta	11
Pruebas de calidad	13
Resultados	17
Análisis de resultados	20
Conclusión	22
Referencias.....	23
Anexos	25

Lista de Figuras

Figura 1. <i>Desviación Del Haz Útil Desde El Campo De Luz</i>	14
Figura 2. <i>Comparación De La Dosis Antes Y Después Del Cambio</i>	20
Figura 3. <i>Variación De Las Dosis Efectivas Entre Ambos Períodos</i>	21

Lista de Tablas

Tabla 1. <i>Tabla exactitud y repetibilidad</i>	10
Tabla 2. <i>Tabla linealidad y repetibilidad</i>	10
Tabla 3. <i>Tabla tiempo, exactitud y repetibilidad</i>	10
Tabla 4. <i>Tabla Para El Cálculo De Los NDR</i>	11
Tabla 5. <i>Estudio De Tórax De 51 Pacientes De Tamara</i>	17

Herramienta Informática para la Implementación de Niveles de Referencia en Diferentes Procedimientos Médicos con Rayos X

Computer Tool for the Implementation of Reference Levels in Different Medical X-ray Procedures

Crista Joan Vega Sanmartin

VI semestre de Ingeniería Biomédica / Corporación Universitaria Reformada / Carrera 38 No. 74 -179

crista.vega@unireformada.edu.co

RESUMEN

Existe la limitación de la dosis con radiación para los trabajadores ocupacionalmente expuestos y el público con el propósito de proteger la salud de estos; para los pacientes sometidos a procedimientos con rayos x, en algunas prácticas no es posible restablecer una limitación de dosis, por ejemplo en hemodinamia, radiología intervencionista y procedimientos de cirugía ortopédica. El objetivo del proyecto es desarrollar una herramienta informática que facilite la implementación de los niveles de referencia de dosis de radiación en procedimientos con rayos x. Para el diseño de la herramienta informática se debe tener en cuenta los criterios de determinación de la dosis y calidad de la imagen tales como la prueba de levantamiento radiométrico, radiación de fuga, perpendicularidad de rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación, exactitud y repetibilidad del valor nominal, rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición, exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición y niveles de referencia. Los niveles de referencia no son límites de dosis, ni aplican para pacientes individuales, los niveles de referencia son una guía para aplicar medidas que permitan asegurar la exposición de radiación ionizante a los pacientes sometidos a procedimientos con rayos x y mediante éstos iniciar un proceso de optimización, con el objetivo de obtener una calidad de imagen aceptable para el diagnóstico.

Palabras clave: Niveles de referencia, dosis de radiación, mediciones, datos.

ABSTRACT

There is a radiation dose limitation for exposed occupational workers and the public for the purpose of protecting their health; For patients undergoing x-ray procedures, in some practices it is not possible to reestablish a dose limitation, for example in hemodynamics, interventional radiology and orthopedic surgical procedures. The objective of the project is to develop a computer tool that facilitates the implementation of radiation dose reference levels in x-ray procedures. For the design of the computer tool, the criteria for determining the dose and image quality must be taken into account, such as the radiometric survey test, leakage radiation, perpendicularity of the central beam and coincidence of the light field with the radiation field. , accuracy and repeatability of the nominal value, performance, repeatability and linearity of the exposure, accuracy and repeatability of the exposure time and reference levels. The reference levels are not dose, nor do they apply to individual patients, the reference levels are a guide to apply measures to ensure the exposure of ionizing radiation to patients undergoing x-ray procedures and by initiating an optimization process, with the objective of obtaining an acceptable image quality for diagnosis.

Keywords: Reference levels, radiation dose, measurements, data.

Introducción

La exposición humana a la radiación en grandes cantidades puede dañar los tejidos, cambiar la estructura celular y dañar el ADN. Esto puede causar serios problemas de salud, incluyendo el cáncer. Generalmente se mide la dosis del trabajador ocupacional expuesto pero no se mide la dosis que recibe el paciente durante los procedimientos con rayos x. Por lo tanto es necesario el desarrollo de una herramienta capaz de darnos el valor de la dosis correcta para disminuir la exposición de radiación para los pacientes sometidos a procedimientos con rayos x.

Uno de los propósitos de establecer los niveles de referencia, es para contribuir a la reducción de la dosis recibida por los pacientes, ya que, estos deben ser evaluados continuamente y entrar en el ciclo de mejora continua PHVA (planear, hacer, verificar y actuar).

Los niveles de referencia de dosis son un requisito legal exigido por la resolución 482 de 2018 del Ministerio de Salud y Protección Social para solicitar licencia de práctica médica con rayos X, a la vez que, las recomendaciones emitidas por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) requieren que cada país debe establecer dichos niveles, ya que su aplicación, redundará en beneficio del paciente irradiado y el personal sanitario involucrado en la práctica. (OIEA, 1997, N°115).

Las recomendaciones internacionales de protección radiológica han establecido niveles de dosis de radiación para los trabajadores ocupacionalmente expuestos con el propósito de salvaguardar la salud de estos y jamás deben ser sobrepasados en circunstancias normales o planificadas, también se ha establecido límites de dosis para personas del público,

entendiéndose con público cualquier persona trabajadora o ajena a la instalación radiológica que no ha sido clasificada como ocupacionalmente expuesto a radiaciones (TOE).

La mayoría de los efectos adversos para la salud por exposición a la radiación se agrupan en 2 categorías generales:

Efectos deterministas: se da debido principalmente a la muerte y/o defectos en el funcionamiento de las células por dosis elevadas. Si el efecto aparece sólo cuando mueren numerosas células en un órgano o tejido, el efecto será sólo observable clínicamente si la dosis de radiación está por encima de un valor umbral. La magnitud de ese umbral dependerá de la tasa de dosis y la transferencia lineal de energía de la radiación, el órgano o tejido irradiado, el volumen de la parte irradiada del órgano o tejido, y el efecto clínico de interés. Con dosis altas, por encima del umbral, la probabilidad de ocurrencia se elevará abruptamente al 100 % (es decir, toda persona expuesta mostrará el efecto) y la severidad del mismo aumentará con la dosis. Tales efectos pueden ocurrir en la aplicación de la radiación ionizante en radioterapia, y en los procedimientos intervencionistas guiados fluoroscópicamente. (ICRP, 1999, pag28).

Efectos estocásticos (cáncer y efectos hereditarios): la evidencia celular y molecular en la biología celular y molecular demuestra que el daño por radiación al ADN en una célula puede conducir a una célula transformada, con la capacidad de reproducirse. A pesar de las defensas del cuerpo, existe una pequeña probabilidad que este tipo de daño, pueda llevar a una condición maligna (efecto somático), esta probabilidad es baja, lo cual sólo ocurrirá en algunas de las células expuestas. Si el daño inicial se da en células

germinales en las gónadas, pueden ocurrir efectos hereditarios. La probabilidad de un efecto estocástico atribuible a la radiación aumenta con la dosis. Cuando la radiación ionizante es utilizada en procedimientos médicos la probabilidad de tales efectos aumenta. (ICRP, 1999, pag28).

Existen otros tipos de efectos como:

Efectos de la irradiación en útero: Existen riesgos relacionados con la irradiación del embrión/feto durante el embarazo, que están relacionados con el estado del embarazo y la dosis absorbida por el embrión/feto. Más adelante son mencionados brevemente al tratar los temas de efectos letales, malformaciones, efectos en el sistema nervioso central, y leucemia y cáncer infantil. (ICRP, 2003, pag33).

Efectos letales: Existe sensibilidad embrionaria a los efectos letales de la irradiación en el período de pre implantación del desarrollo embrionario. A una dosis por debajo de 100 mGy, tales efectos letales serán muy infrecuentes y no existe razón alguna para creer que después del nacimiento se expresarán riesgos significativos para la salud. (ICRP, 2003, pag33).

Malformaciones: Durante el período de organogénesis principal, convencionalmente considerado desde la tercera a la octava semana después de la concepción, pueden producirse malformaciones, en especial, en los órganos en desarrollo en el momento de la exposición. Estos efectos tienen un umbral de alrededor de 100 mGy. (ICRP, 2005, pag35).

Sistema nervioso central: A partir de la 8a a la 25a semana después de la concepción, el sistema nervioso central es particularmente sensible a la radiación. A dosis fetales por

debajo de 100 mGy, clínicamente, no puede ser identificada una reducción del cociente intelectual. Durante el mismo período, dosis fetales del orden de 1 Gy resultan en una alta probabilidad de retraso mental severo. La mayor sensibilidad es a partir de la 8a y hasta la 15a semana después de la concepción, y menor a partir de la 16a a la 25a semana de edad gestacional. (ICRP, 2007, pag36).

Leucemia y cáncer infantil: Se ha mostrado que la radiación aumenta la probabilidad de leucemia y de numerosos tipos de cáncer tanto en adultos como en niños. Durante la mayor parte del embarazo, se supone que el embrión/feto tiene aproximadamente el mismo riesgo de efectos carcinogénicos potenciales que los niños (es decir, aproximadamente tres veces más que la población en su conjunto). (ICRP, 2006, pag36).

Dada las implicaciones en la salud que la radiación puede tener, conviene también tener en cuenta las dosis entregadas a los pacientes en los diversos procedimientos con rayos x, especialmente en aquellos donde se expone prolongadamente a los pacientes a radiación.

Los niveles orientativos están basados en la observación de la distribución de la dosis en pacientes en los procedimientos diagnósticos, en estudios a gran escala en un país o en una región. Asimismo el procedimiento debe incluir la estimación de la calidad de las imágenes obtenidas al efectuar la dosimetría.

El conocimiento de los efectos de la radiación ha aumentado de acuerdo al paso del tiempo mediante seguimientos epidemiológicos y establecimiento de procedimientos que permitan el reporte de incidentes y eventos adversos a la exposición a la radiación.

Históricamente encontramos que:

1896 se dan las primeras recomendaciones de protección radiológica por el ingeniero Wolfram Fuchs.

1897 se reporta los primeros casos de daños en piel.

1898 se confirma el origen radiológico de las lesiones reportadas.

1902 se reporta el primer caso de cáncer inducido por radiaciones.

1911 se reporta el primer caso de leucemia y cáncer de pulmón por exposición ocupacional.

1911 se reporta en Alemania 94 casos de tumores (50 casos eran de radiólogos).

Hay tres principios básicos del sistema de protección radiológica recomendado por la ICRP, son la justificación de la práctica y la optimización de la protección y la aplicación de límites individuales de dosis a los trabajadores y miembros del público (ICRP, 1996, pag26).

Para los pacientes no aplican los límites de dosis, pero se definieron niveles orientativos, con la finalidad ser una guía para que se apliquen todas las medidas que aseguren que la exposición del paciente sean las mínimas necesarias para lograr el objetivo diagnóstico.

Como objetivo general tenemos el desarrollar una herramienta informática que facilite la implementación de los niveles de referencia de dosis de radiación en procedimientos con rayos x.

Para llevar a cabo el desarrollo del objetivo general implementaremos las siguientes actividades:

1. Diseñar una herramienta informática para obtención de los niveles de referencia de dosis de radiación en procedimientos con rayos x.
2. Desarrollar la herramienta en Octave.
3. Comprobar el funcionamiento del sistema mediante la alimentación de datos.

Metodología.

Diseño de la herramienta:

Para el diseño de la herramienta informática se debe tener en cuenta los criterios de determinación de la dosis y calidad de la imagen toda vez que estos deben conjugarse adecuadamente para generar una imagen adecuada con la entrega de dosis al paciente que sea lo más baja razonablemente alcanzable (principio ALARA) esto con el fin de no irradiar de más y de manera innecesaria al paciente.

Determinación de la dosis:

En radiodiagnóstico la magnitud empleada para la estimación de los niveles de referencia es el kerma en aire en superficie de entrada que se define como la energía depositada por la radiación en la superficie del tejido irradiado su unidad es la misma que la de la dosis absorbida representada por la energía depositada en Jules (J) por la masa del tejido irradiado expresado en kilogramos (kgr) dando como resultado de acuerdo a la ICRU (comisión internacional de medidas de la radiación; sigla en inglés) con Grey (Gy).

El equipo a emplear de manera automática entrega el valor del Kerma en aire en superficie de entrada cada vez que incide un haz de rayos x sobre él.

La dosis de entrada se tomará con el instrumento de medida a una distancia de un metro en el eje central del haz de radiación teniendo en cuenta los parámetros de tensión, corriente y tiempo utilizados durante la exposición radiográfica y se ajustará por corrección de la ley del inverso cuadrado de la distancia.

Calidad de la imagen:

Para la determinación de la calidad de la imagen se seguirá el protocolo Arcal XLIX del OIEA para los equipos de radiodiagnóstico, en el que se contempla la realización de pruebas que tiene en cuenta la verificación de diversos parámetros que intervienen en la calidad de la imagen obtenida tales como:

- Radiación de fuga.
- Perpendicularidad del rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación.
- Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo.
- Rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición.
- Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición.
- Capa hemirreductora.
- Punto focal.
- Resolución de alto contraste.
- Resolución de bajo contraste.

Determinación de los niveles de referencia:

Una vez definida la determinación de la dosis y la calidad de la imagen del equipo radiográfico se tendrá en cuenta las siguientes consideraciones:

Se selecciona el tipo de estudio al que se aplicará el procedimiento (Rx de tórax, relevancia por covid 19).

Se seleccionará los pacientes por talla y peso teniendo en cuenta el promedio poblacional para reducir la dispersión de los datos obtenidos.

Se realizará registro de las técnicas radiográficas empleadas para su posterior reproducción y la distancia foco paciente para realizar correcciones por la distancia.

Esquema de la herramienta.

Descripción del equipo: Para realizar las mediciones debemos saber los datos del equipo tales como:

- Marca del equipo
- Modelo del equipo
- Serie del equipo
- Marca del tubo de Rx
- Modelo del tubo de Rx
- Serie del tubo de Rx
- kV máximo
- mA máximo

Calidad de la imagen.

También se debe verificar que la imagen del equipo sea la mejor por los cuales se les realiza las siguientes pruebas:

- Medición de la radiación de fuga (tolerancia 1 mGy/h a un metro de distancia).
- Perpendicularidad del rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación (tolerancia +/- 2%).
- Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo (Tolerancia +/-10%).

Los datos de las pruebas realizadas se colocaran en la tabla.1.

Tabla.1. *Tabla exactitud y repetibilidad.*

kV	kV medido			Exactitud	Repetibilidad
seleccionado	50 mA	100 mA	200 mA	$100 \frac{kV_{ind} - kV_{med}}{kV_{ind}}$	$100 \frac{kV_1 - kV_2}{(kV_1 + kV_2)/2}$

Nota. Esta tabla para evaluar la exactitud y la repetibilidad del indicador de tiempo de exposición.

- Rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición. (Tolerancia +/-5%).

Los datos de las siguientes pruebas realizadas se colocaran en la tabla.2.

Tabla.2. *Tabla linealidad y repetibilidad.*

mAs seleccionado para 80 kV	mAs medido	linealidad	Repetibilidad $100x \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2}$
-----------------------------------	------------	------------	---

Nota. Se evalúa la constancia del kerma en aire para un mAs dado, y la linealidad e intensidad del rendimiento en 80kV.

- Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición (Tolerancia +/- 5%). (Ver tabla.3.).

Los datos de la siguiente prueba realizada se colocaran en la tabla.3.

Tabla.3. *Tabla tiempo, exactitud y repetibilidad.*

T	T medido	Exactitud	Repetibilidad
seleccionado (s)	(s)	$100 \frac{T_{ind} - T_{med}}{T_{ind}}$	$100x \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2}$

Nota. Se evaluar la exactitud y la repetibilidad del indicador de tiempo de exposición por medio del indicador de tiempo de emisión de haz, para esto se realiza una prueba utilizando 3 valores de tiempo comúnmente utilizados.

- Capa hemirreductora. (De 2,1 a 3,5 mm Al dependiendo de la tensión aplicada).
- Punto focal (de acuerdo al fabricante).
- Resolución de alto contraste (número de plmm).
- Resolución de bajo contraste. (Visualización de estructuras del fantom de prueba).

Determinación de la dosis:

- Estudio: Rx de tórax
- Rango de edad: 25-40 años
- Rango de talla: Rango entre 1.6 y 1.7 metros
- Rango de peso: Entre 60 y 65 kg
- Número de estudios evaluados (muestra): 51
- NDR (niveles de referencia). (Ver tabla.4.).

Tabla.4. *Tabla Para El Cálculo De Los NDR.*

kV	mA	T (s)	d (cm)	D (uGy) a 1 m	D (uGy) corregida d
----	----	-------	--------	------------------	------------------------

Nota. Esta tabla nos ayuda a determinar cuáles son los niveles de referencia, para la obtención de la dosis mínima necesaria para los pacientes sometidos a procedimientos con rayos x.

Desarrollar la herramienta en Octave:

Para el desarrollo de esta herramienta nos apoyamos de un Excel armando y/u organizando las tablas para luego ser desarrolladas en Octave o en MATLAB.

GNU Octave es un programa y lenguaje de programación para realizar cálculos numéricos y se considera el equivalente libre de MATLAB. Este programa ofrece un intérprete que

permite ejecutar órdenes de manera interactiva, por lo tanto los 2 programas son útiles para el desarrollo de esta herramienta.

Se utilizaron los siguientes códigos para el desarrollo de la misma en GNU Octave y/o en Matlab:

```
% 1. Levantamiento radiométrico.
```

```
disp('LEVANTAMIENTO RADIOMÉTRICO')
```

```
disp('Ingrese los datos en microsievert hora del levantamiento radiométrico en las siguientes variables: A (zona controlada), B (zona supervisada), C,D,E,F,G (zonas de público), H (trabajadora gestante)'), A=0,B=0,C=0,D=0,E=0,F=0,G=0,H=0
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona controlada A1, aceptable valores menores a 20 mSv'), A1=A/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona supervisada B1, aceptable valores menores a 5 mSv'), B1=B/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público C1, aceptable valores menores a 5 mSv'), C1=C/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público D1, aceptable valores menores a 5 mSv'), D1=D/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público E1, aceptable valores menores a 5 mSv'), E1=E/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público F1, aceptable valores menores a 5 mSv'), F1=F/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público G1, aceptable valores menores a 5 mSv'), G1=G/3600*200*50/1000
```

disp('dosis proyectada a un año en mSv en puesto de trabajo de mujer gestante H1, aceptable valores menores a 1 mSv'), H1=H/3600*200*50/1000

(Ver continuación en la página de anexos)

Los códigos son un formato en blanco que luego será llenado al momento de realizar las mediciones.

Pruebas de calidad:

Prueba de levantamiento radiométrico:

Se realiza para verificar la calidad del equipo. Para la dosis medida, el valor corresponderá al valor detectado con el radiómetro para tener una lectura confiable, se pone al equipo de radiación a irradiar durante un minuto, utilizando un kilovoltaje (kV) y miliamperaje (mA) promedio, generalmente se utilizan 70kV y 100mA.

Para la dosis proyectada en un año se tiene en cuenta el número de placas tomadas durante el año completo que se les realicen las pruebas, para ello se estima primero el número de placas tomadas por semanas y multiplicamos por 52 semanas que correspondería a todo un año completo.

La dosis de radiación para el público no debe exceder los 1mSv (miliSievert), las trabajadoras gestantes presenta un caso especial, ya que, desde el momento que ellas se declaran como embarazadas se recomienda reubicarlas a una zona donde no se exceda dicha medida.

Radiación de fuga:

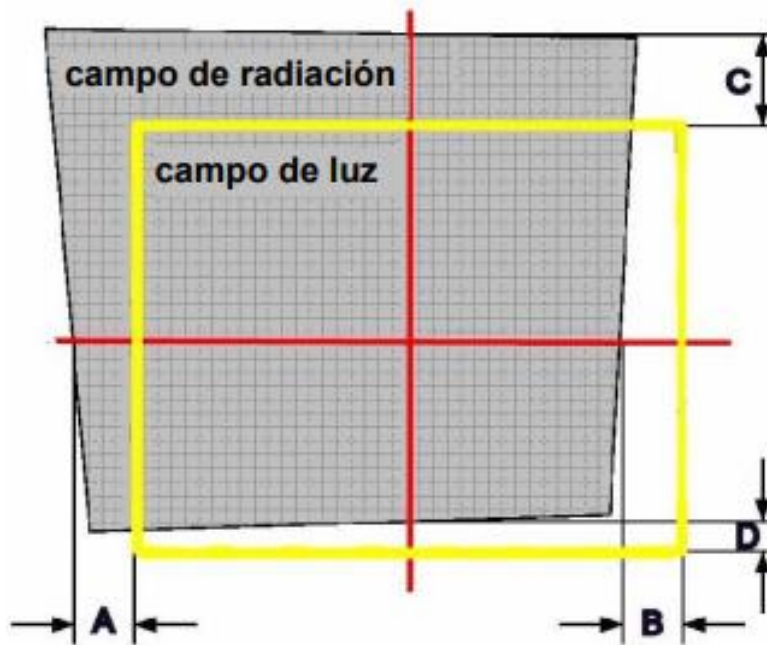
La radiación a través de la carcasa del equipo no debe exceder los 1 miliGray/hora (mGy/h), se realizan las pruebas de medición con el colimador completamente cerrado con el

radiómetro a un metro de distancia en puntos estratégicos para la medición (anodo, cátodo, parte superior, posterior y frontal).

Perpendicularidad de rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación:

Utilizando una placa de cobre con marcadores radio opacos y círculos céntricos y cilindro con marcadores centrales se le realizan pruebas al equipo para verificar que se encuentre irradiando en el ángulo correspondiente, las medidas se toman en los puntos A, B, C y D como se ve en la figura.1.

Figura.1. *Desviación Del Haz Útil Desde El Campo De Luz.*



Nota. La desviación de los campos de radiación y de luz se obtiene sumando A y B y C y D. Tomado de **Controles de calidad sencillos con – Equipos PTW** (pag.13), por Olga Fröscher, 2007, PTW.

Exactitud y repetibilidad del valor nominal: Se evalúa la constancia del kerma en aire para un mAs dado, y la linealidad e intensidad del rendimiento en 80kV. Se analiza la exactitud determinando cada valor de kV seleccionado la desviación máxima obtenida entre los valores nominales y los valores medidos para los 3 valores de mA usando la siguiente formula:

$$Desvio\ Máximo(\%) = 100 \frac{kV_{ind} - kV_{med}}{kV_{ind}}$$

Donde kVind es el valor nominal; kVmed es el valor medido más discrepante. (Se anotan en la tabla.1. los valores obtenidos).

Se analiza la repetibilidad dentro de los valores medidos para un mismo kV, se toman los dos más discrepantes (k1 y k2) y se calcula mediante la siguiente formula:

$$Desvio\ Máximo(\%) = 100 \frac{kV_1 - kV_2}{(kV_1 + kV_2)/2}$$

(Los valores obtenidos se anotan en la tabla.1.).

Rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición: Se evaluar la exactitud y la repetibilidad del indicador de tiempo de exposición por medio del indicador de tiempo de emisión de haz, para esto se realiza una prueba utilizando 3 valores de tiempo comúnmente utilizados.

Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición: Se evalúa la exactitud y la repetibilidad del indicador de tiempo de exposición, el indicador será el tiempo de emisión del haz y para determinar la exactitud de cada valor de tiempo seleccionado el desvío máximo obtenido se calcula por medio de la siguiente formula:

$$Desvio\ Máximo(\%) = 100 \frac{T_{ind} - T_{med}}{T_{ind}}$$

Donde T_{ind} es el valor seleccionado y T_{med} es el valor medido más discrepante. (Los valores obtenidos se anotan en la tabla.3.).

Para la repetibilidad cada valor de tiempo seleccionado, al igual que los demás puntos anteriores se toman las dos más discrepantes (L_{mayor} y L_{menor}) y se calcula la desviación máxima con la siguiente formula.

$$\text{Repetibilidad}(\%) = 100 \times \frac{L_{mayor} - L_{menor}}{(L_{mayor} + L_{menor})/2}$$

(Los valores obtenidos se anotan en la tabla.3.).

Niveles de referencia:

Para los niveles de referencia se toman muestras aleatorias de un algún estudio que implique procedimientos con rayos x, se debe tener en cuenta las variables de talla y peso del paciente, la medida del kerma en el aire (K_a), que la distancia foco paciente sea de 1m y el tiempo irradiado de 100ms.

Resultados.

Los niveles de referencia no son límites de dosis, ni aplican para pacientes individuales, los niveles de referencia son una guía para aplicar medidas que permitan asegurar la exposición de radiación ionizante a los pacientes sometidos a procedimientos con rayos x y mediante éstos iniciar un proceso de optimización, con el objetivo de obtener una calidad de imagen aceptable para el diagnóstico.

Para el levantamiento radiométrico verificamos que no haya fugas de radiación en la instalación, o sea, que al irradiar no haya fugas que me afecten a los operarios, al público o a los pacientes. Con el esquema de la herramienta desarrollada en Excel se pudo calcular algunos valores los cuales son evaluados teniendo en cuenta la carga de trabajo típica de la sala y ese dato que se toma proyectándolo a un año de exposición y que no supere los límites internacionales de dosis.

Con los cálculos en se demostró que si los niveles de radiación superan los $152307\mu\text{Sv/h}$ se recomienda blindar la zona en donde se encuentre la fuga, lo puntos de medición son; las zonas controladas, las zonas supervisada, 5 puntos que son zonas que dan al público.

Se tomaron los siguientes datos de un estudio de tórax de la clínica Tamara de Barranquilla año 2018. (Ver tabla.5. y figura.2.).

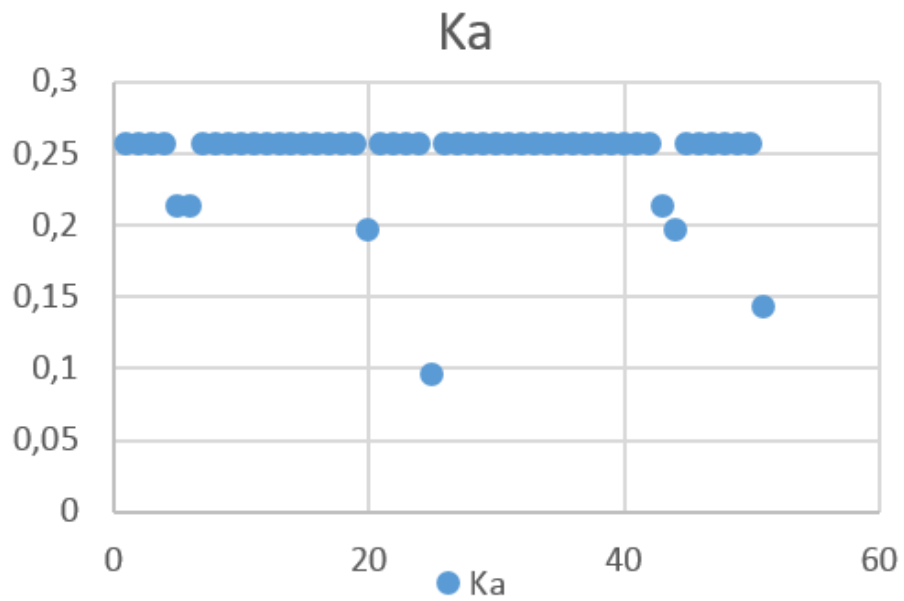
Tabla.5. *Estudio De Tórax De 51 Pacientes De Tamara.*

No	kV	mA	K (mGy)
1	80	200	0,256
2	80	200	0,256
3	80	200	0,256
4	80	200	0,256
5	75	200	0,213
6	75	200	0,213
7	80	200	0,256
8	80	200	0,256
9	80	200	0,256

10	80	200	0,256
11	80	200	0,256
12	80	200	0,256
13	80	200	0,256
14	80	200	0,256
15	80	200	0,256
16	80	200	0,256
17	80	200	0,256
18	80	200	0,256
19	80	200	0,256
20	70	200	0,197
21	80	200	0,256
22	80	200	0,256
23	80	200	0,256
24	80	200	0,256
25	66	100	0,096
26	80	200	0,256
27	80	200	0,256
28	80	200	0,256
29	80	200	0,256
30	80	200	0,256
31	80	200	0,256
32	80	200	0,256
33	80	200	0,256
34	80	200	0,256
35	80	200	0,256
36	80	200	0,256
37	80	200	0,256
38	80	200	0,256
39	80	200	0,256
40	80	200	0,256
41	80	200	0,256
42	80	200	0,256
43	75	200	0,213
44	70	200	0,197
45	80	200	0,256
46	80	200	0,256
47	80	200	0,256
48	80	200	0,256
49	80	200	0,256
50	80	200	0,256
51	72	100	0,143

Nota. kV son los kilovoltios utilizados en la prueba, mA los amperes que se utilizaron para realizar la radiografía y K(mGy) los kermas medidos en miliGray.

Figura.2. *Grafica De Dispersión De Los Datos.*

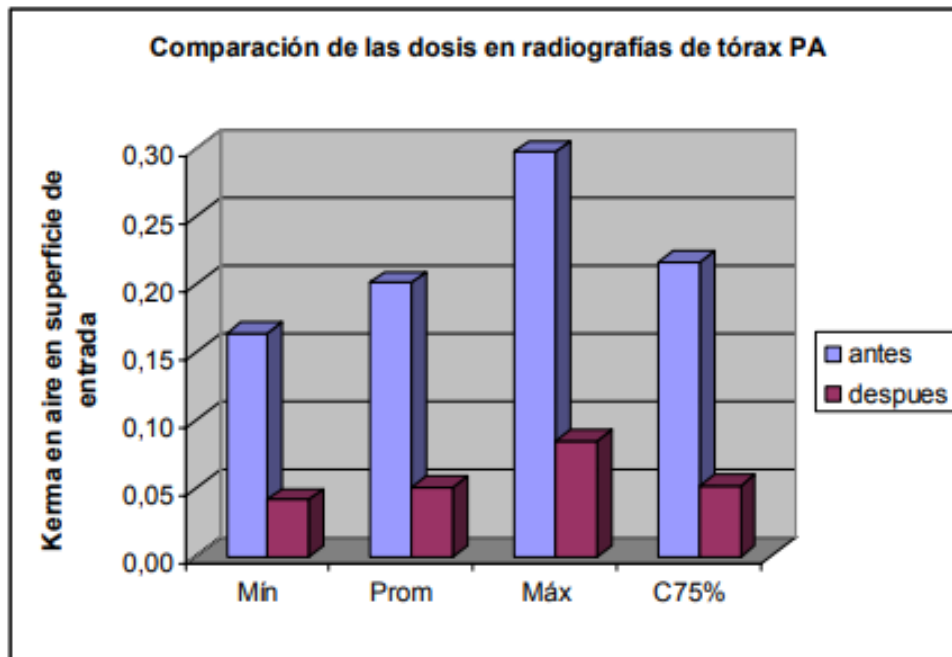


Nota. Ka es el kerma en aire, esta grafica se aprecia que la dosis efectiva se encuentra en 0,25 mGy.

Análisis de resultados

De acuerdo con la Organismo Internacional de Energía Atómica, se realizó un estudio en las mismas condiciones para radiografías de tórax PA y se comprobó que dicho cambio produjo una disminución del valor medio de las dosis en dicha sala de un 75%, sin afectar la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas. (OIEA, pag59, 2010) (Ver figura.3.).

Figura.3. Comparación De La Dosis Antes Y Después Del Cambio.



Nota. Se muestra la estadística de los resultados comparando antes y después de realizado el cambio. Tomado de *Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía* (pag. 59), por Organismo Internacional De Energía Atómica, 2010, ARCAL LXXV- IAEA RLA/9/048.

Por lo cual el Programa Regional del OIEA para América Latina, analizando los valores de las dosis de referencia para América Latina obtenidas en este trabajo, puede apreciarse una disminución respecto de las obtenidas en la muestra del Proyecto ARCAL 75, lo

que sugiere que este tipo de acciones están tendiendo a una disminución de las dosis efectivas recibidas por los pacientes. (PROIEAAL, pag22, 2013). (Ver figura.4.).

Figura.4. *Variación De Las Dosis Efectivas Entre Ambos Períodos*

	Periodo hasta 2009 en mGy	Periodo 2009-2011 en mGy
TORAX	0,38	0,28
COL. AP	5,91	4,76
COL. AL	12,31	10,49

Nota. Se evidencia que la dosis disminuyo en los procedimientos de tórax y columna, siendo la del periodo 2009-2011 la dosis baja más efectiva recibidas por los pacientes de dicho año. Tomado de *Protección Radiológica en las Exposiciones Médicas* (pag. 23), por Programa Regional del OIEA para América Latina, 2013.

Con la herramienta informática se puede calcular los niveles de referencia que sean las más bajas razonables necesarias para que la calidad de la imagen en la radiografía se aprecie con alto contraste. En el estudio tórax realizado con los datos de Tamara nos arrojó resultados similares a los obtenidos por la OIEA.

Conclusión

Con el proyecto se llegó a la conclusión que antes de realizar las pruebas en los pacientes primeros se debe verificar el funcionamiento del equipo y verificar que cumplan con los requisitos de emisión de radiación y que al momento de irradiar la sala no presente fugas, de lo contrario se realiza un informe en el que se manada el equipo a calibra y/o se recomienda blindar las zonas en donde se presenten fugas de radiación, y si se hay una mujer que se encuentra en estado de embarazo y es ocupacionalmente expuesta desde el momento que informe su estado no deberá superar los 1mSv y se debe reubicar trasladándola a otra área donde pueda laborar.

De acuerdo con los resultados para el estudio de tórax obtenidos con la herramienta fueron similares a los de la OIEA.

REFERENCIAS

Agencia para la energía nuclear de la ocde, organismo internacional de energía atómica, organización de las naciones unidas para la agricultura y la alimentación, organización internacional del trabajo, organización mundial de la salud, organización panamericana de la salud, Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, Colección Seguridad, No 115, OIEA, Viena (1997).

Comisión internacional de protección radiológica, Recomendaciones de 1990 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica, Publicación No 60, Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) - EDICOMPLET, S.A. - Madrid (1995).

Comisión internacional de protección radiológica, Radiological Protection and Safety in Medicine, Publication 73, Ann ICRP 26, No 2, Pergamon Press, Oxford, Reino Unido (1996).

ICRP, 1999a. Genetic susceptibility to cancer. ICRP Publication 79. Ann. ICRP 28(1/2).

ICRP, 2003b. Biological effects after prenatal irradiation (embryo and fetus). ICRP Publication 90. Ann. ICRP 33(1/2).

ICRP, 2005c. Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk. ICRP Publication 99. Ann. ICRP 35(4).

ICRP, 2007a. Biological and epidemiological information on health risks attributable to ionising radiation: a summary of judgements for the purposes of radiological protection of humans. Annex A to 2007 Recommendations.

NAS/NRC, 2006. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionising Radiation: BEIR VII Phase 2. Board on Radiation Effects Research. National Research Council of the National Academies, Washington, D.C.

Controles de calidad sencillos con – Equipos PTW Code of Practice - Pruebas de constancia de equipos de rayos X de radiodiagnóstico, PTW, Olga Fröscher, 2007.

Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico, implementación de las normas básicas de seguridad internacionales en las prácticas médicas, IAEA / ARCAL XLIX, 2001

Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía, organismo internacional de energía atómica, ARCAL LXXV- IAEA RLA/9/048, 2010.

Protección Radiológica en las Exposiciones Médicas, Programa Regional del OIEA para América Latina, 2013.

ANEXOS

Códigos para calcular los niveles de referencia en diferentes procedimientos médicos con rayos x, cada “%” es un ítems a medir, y el resultado de la medición deberá colocarse en los “0”.

% 1. Levantamiento radiométrico.

```
disp('LEVANTAMIENTO RADIOMÉTRICO')
```

```
disp('Ingrese los datos en microsievert hora del levantamiento radiométrico en las siguientes variables: A (zona controlada), B (zona supervisada), C,D,E,F,G (zonas de público), H (trabajadora gestante)'), A=0,B=0,C=0,D=0,E=0,F=0,G=0,H=0
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona controlada A1, aceptable valores menores a 20 mSv'), A1=A/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona supervisada B1, aceptable valores menores a 5 mSv'), B1=B/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público C1, aceptable valores menores a 5 mSv'), C1=C/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público D1, aceptable valores menores a 5 mSv'), D1=D/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público E1, aceptable valores menores a 5 mSv'), E1=E/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público F1, aceptable valores menores a 5 mSv'), F1=F/3600*200*50/1000
```

```
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público G1, aceptable valores menores a 5 mSv'), G1=G/3600*200*50/1000
```

disp('dosis proyectada a un año en mSv en puesto de trabajo de mujer gestante H1, aceptable valores menores a 1 mSv'), H1=H/3600*200*50/1000

% 2. Radiación de fuga.

disp('RADIACIÓN DE FUGA')

disp('Ingrese valores (microsivert hora) de radiación de fuga a 1 metro del tubo en las siguientes direcciones anodo, catodo, frontal, posterior, superior'), Anodo=0, Catodo=0, Frontal=0, Posterior=0, Superior=0

disp('Valores en mGy/h, aceptable menor o igual a 1'), AnodoCalculado=Anodo*0.001, CatodoCalculado=Catodo*0.001, FrontalCalculado=Frontal*0.001, SuperiorCalculado=Superior*0.001

% 3. Perpendicularidad de rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación.

disp('PERPENDICULARIDAD DEL RAYO CENTRAL')

disp('Ingrese el ángulo medido, Valor aceptado < 3°'), Angulo=0

disp('COINCIDENCIA DEL CAMPO LUMINOSO CON EL CAMPO DE RADIACIÓN')

disp('ingrese en cm los valores de diferencia de cada campo a los lados'), LadoA=0, LadoB=0, LadoC=0, LadoD=0

disp('Desviación calculada, aceptable valores menores a 2,1'), LadoA+LadoB, LadoC+LadoD

% 4. Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo.

disp('EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL VALOR NOMINAL DE LA TENSIÓN DEL TUBO')

disp('Ingrese el valor más discrepante obtenido para 70 kV en la variable Discrep70')

disp('Ingrese el mayor valor obtenido para 70 kV en la variable Mayor70')

disp('Ingrese el menor valor obtenido para 70 kV en la variable Menor70'),Discrep70=0,Mayor70=0,Menor70=0

disp('Ingrese el valor más discrepante obtenido para 80 kV en la variable Discrep80')

disp('Ingrese el mayor valor obtenido para 80 kV en la variable Mayor80')

disp('Ingrese el menor valor obtenido para 80 kV en la variable Menor80'),Discrep80=0,Mayor80=0,Menor80=0

disp('Ingrese el valor más discrepante obtenido para 100 kV en la variable Discrep100')

disp('Ingrese el mayor valor obtenido para 100 kV en la variable Mayor100')

disp('Ingrese el menor valor obtenido para 100 kV en la variable Menor100'),Discrep100=0,Mayor100=0,Menor100=0

disp('Cálculo de la exactitud, valor aceptable de la desviación menor o igual a 10 %')

disp('Exactitud 70 kV'),100*(70-Discrep70)/70

disp('Exactitud 80 kV'),100*(80-Discrep80)/80

disp('Exactitud 100 kV'),100*(100-Discrep100)/100

disp('Cálculo de la repetibilidad, valor aceptable de la desviación menor o igual a 10 %')

disp('Repetibilidad 70 kV'),100*(Mayor70-Menor70)/((Mayor70+Menor70)/2)

disp('Repetibilidad 80 kV'),100*(Mayor80-Menor80)/((Mayor80+Menor80)/2)

disp('Repetibilidad 100 kV'),100*(Mayor100-Menor100)/((Mayor100+Menor100)/2)

% 5. Rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición.

disp('RENDIMIENTO, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA EXPOSICIÓN')

disp('Ingrese los valores obtenidos de tiempo en ms para cada tiempo programado por mA seleccionado a 80 kV')

```
disp('Tiempos medidos para 200 ms y 50  
mA'),MayorT200=0,MenorT200=0,DiscrepanteT200=0
```

```
disp('Tiempos medidos para 500 ms y 100  
mA'),MayorT500=0,MenorT500=0,DiscrepanteT500=0
```

```
disp('Tiempos medidos para 800 ms y 150  
mA'),MayorT800=0,MenorT800=0,DiscrepanteT800=0
```

```
disp('Cálculo de repetibilidad del mA, valor aceptable de desviación menor o igual a 10 %')
```

```
disp('Repetibilidad para 200 ms y 50 mA'),100*(10/MayorT200-  
10/MenorT200)/((10/MayorT200+10/MenorT200)/2)
```

```
disp('Repetibilidad para 500 ms y 100 mA'),100*(50/MayorT500-  
50/MenorT500)/((50/MayorT500+50/MenorT500)/2)
```

```
disp('Repetibilidad para 800 ms y 150 mA'),100*(120/MayorT800-  
120/MenorT800)/((120/MayorT800+120/MenorT800)/2)
```

```
disp('RENDIMIENTO: Registre el kerma en  $\mu\text{Gy}$  para 50, 100 y 150 mA en las variables  
k50, k100 y k150'),k50=0,k100=0,k150=0
```

```
disp('Los valores aceptables del rendimiento deben ser evaluados de acuerdo con las  
indicaciones del fabricante')
```

```
disp('Rendimiento para 50 mA'),R50=k50/(50*(MayorT200+MenorT200)/2)
```

```
disp('Rendimiento para 100 mA'),R100=k100/(100*(MayorT500+MenorT500)/2)
```

```
disp('Rendimiento para 150 mA'),R150=k150/(150*(MayorT800+MenorT800)/2)
```

```
disp('Cálculo de la linealidad de la exposición, Valor aceptable menor o igual a 10 %')
```

```
disp('Linealidad para 50 mA'),abs(100*(R150-R50)/(R150+R50))
```

% 6. Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición.

```

disp('EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL TIEMPO DE EXPOSICIÓN')
disp('Exactitud del tiempo, desviación aceptada menor o igual a 10 %'),100*(200-
DiscrepanteT200)/200,100*(500-DiscrepanteT500)/500,100*(800-DiscrepanteT800)/800
disp('Repetibilidad del tiempo, desviación aceptada menor o igual a 10%')
disp('Repetibilidad para 200 ms y 50 mA'),100*(MayorT200-
MenorT200)/((MayorT200+MenorT200)/2)
disp('Repetibilidad para 500 ms y 100 mA'),100*(MayorT500-
MenorT500)/((MayorT500+MenorT500)/2)
disp('Repetibilidad para 800 ms y 150 mA'),100*(MayorT800-
MenorT800)/((MayorT800+MenorT800)/2)
% Resultados.
disp('REPORTE FINAL')
disp('Levantamiento radiométrico')
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona controlada A1, aceptable valores menores a
20 mSv'), A1=A/3600*200*50/1000
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona supervisada B1, aceptable valores menores
a 5 mSv'), B1=B/3600*200*50/1000
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público C1, aceptable valores menores a
5 mSv'), C1=C/3600*200*50/1000
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público D1, aceptable valores menores a
5 mSv'), D1=D/3600*200*50/1000
disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público E1, aceptable valores menores a
5 mSv'), E1=E/3600*200*50/1000

```

disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público F1, aceptable valores menores a 5 mSv'), $F1 = F / (3600 * 200 * 50 / 1000)$

disp('dosis proyectada a un año en mSv en zona de público G1, aceptable valores menores a 5 mSv'), $G1 = G / (3600 * 200 * 50 / 1000)$

disp('dosis proyectada a un año en mSv en puesto de trabajo de mujer gestante H1, aceptable valores menores a 1 mSv'), $H1 = H / (3600 * 200 * 50 / 1000)$

disp('Radiación de fuga')

disp('Valores en mGy/h, aceptable menor o igual a 1')

AnodoCalculado

CatodoCalculado

FrontalCalculado

SuperiorCalculado

disp('PERPENDICULARIDAD DEL RAYO CENTRAL')

disp('Valor aceptado < 3°'), Angulo

disp('COINCIDENCIA DEL CAMPO LUMINOSO CON EL CAMPO DE RADIACIÓN')

disp('Desviación calculada, aceptable valores menores a 2,1'), LadoA+LadoB, LadoC+LadoD

disp('EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL VALOR NOMINAL DE LA TENSIÓN DEL TUBO')

disp('Cálculo de la exactitud, valor aceptable de la desviación menor o igual a 10 %')

disp('Exactitud 70 kV'), $100 * (70 - \text{Discrep}70) / 70$

disp('Exactitud 80 kV'), $100 * (80 - \text{Discrep}80) / 80$

disp('Exactitud 100 kV'), $100 * (100 - \text{Discrep}100) / 100$

disp('Cálculo de la repetibilidad, valor aceptable de la desviación menor o igual a 10 %')

```

disp('Repetibilidad 70 kV'),100*(Mayor70-Menor70)/((Mayor70+Menor70)/2)
disp('Repetibilidad 80 kV'),100*(Mayor80-Menor80)/((Mayor80+Menor80)/2)
disp('Repetibilidad 100 kV'),100*(Mayor100-Menor100)/((Mayor100+Menor100)/2)
disp('RENDIMIENTO, REPETIBILIDAD Y LINEALIDAD DE LA EXPOSICIÓN')
disp('Cálculo de repetibilidad del mA, valor aceptable de desviación menor o igual a 10 %')
disp('Repetibilidad para 200 ms y 50 mA'),100*(10/MayorT200-
10/MenorT200)/((10/MayorT200+10/MenorT200)/2)
disp('Repetibilidad para 500 ms y 100 mA'),100*(50/MayorT500-
50/MenorT500)/((50/MayorT500+50/MenorT500)/2)
disp('Repetibilidad para 800 ms y 150 mA'),100*(120/MayorT800-
120/MenorT800)/((12/MayorT800+120/MenorT800)/2)
disp('RENDIMIENTO')
disp('Los valores aceptables del rendimiento deben ser evaluados de acuerdo con las
indicaciones del fabricante')
disp('Rendimiento para 50 mA'),R50
disp('Rendimiento para 100 mA'),R100
disp('Rendimiento para 150 mA'),R150
disp('Cálculo de la linealidad de la exposición, Valor aceptable menor o igual a 10 %')
abs(100*(R150-R50)/(R150+R50))
disp('EXACTITUD Y REPETIBILIDAD DEL TIEMPO DE EXPOSICIÓN')
disp('Exactitud del tiempo, desviación aceptada menor o igual a 10 %'),100*(200-
DiscrepanteT200)/200,100*(500-DiscrepanteT500)/500,100*(800-DiscrepanteT800)/800
disp('Repetibilidad del tiempo, desviación aceptada menor o igual a 10%')

```

disp('Repetibilidad para 200 ms y 50 mA'),100*(MayorT200-
MenorT200)/((MayorT200+MenorT200)/2)

disp('Repetibilidad para 500 ms y 100 mA'),100*(MayorT500-
MenorT500)/((MayorT500+MenorT500)/2)

disp('Repetibilidad para 800 ms y 150 mA'),100*(MayorT800-
MenorT800)/((MayorT800+MenorT800)/2)