

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA
FACULTAD DE CIENCIAS



***PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD
PARA EQUIPOS DE RADIOLOGÍA
CONVENCIONAL DEL INSTITUTO DE
ENFERMEDADES NEOPLASICAS***

TESIS PARA OPTAR EL TITULO DE LICENCIADO EN FÍSICA

LUIS DEFILIPPI SHINZATO

LIMA – PERU

2001

INDICE

PRESENTACIÓN	00i
---------------------------	-----

INTRODUCCIÓN	0iv
---------------------------	-----

I. RADIOLOGIA

1. Descubrimiento de los Rayos X	001
2. Los Rayos X	
a. ¿Qué son?	001
b. Características y propiedades	001
3. Producción de los Rayos X	
a. Radiación Característica	003
b. Efecto Bremsstrahlung	003
4. El equipo de Rayos X	
a. El generador	004
b. El tubo	004
c. La consola	004
d. El sistema mecánico – eléctrico	005
5. Los Rayos X en la Práctica Médica (Radiología Diagnóstica)	
a. Generación de rayos X para radiología diagnóstica	005
b. Poder de penetración y absorción de los rayos X	006
c. Filtración	008
d. Absorción diferencial de cuerpo humano	009
e. Radiación dispersa	009

II. PROTECCION RADIOLOGICA

1. ¿Qué es?	012
2. Protección por procedimientos y dispositivos	012
3. Protección específica en Radiología Diagnóstica	014
4. Formas de Protección contra radiación externa	014
5. Protección en los centros de Radiología Diagnóstica	017
6. Reglamento Propuesto para el Departamento de Radiología	019

III. CONTROL DE CALIDAD

1. ¿Qué es?	024
2. ¿Para qué sirve?	024
3. Control de Calidad en Radiología Diagnóstica	024
4. Protocolo de Control de Calidad existente y propuesto – MANDY –	024
5. Equipo necesario	027

IV. PROTOCOLO PROPUESTO – MANDY – EN LA PRACTICA (I.N.E.N.)

1. ¿Cómo y cuándo hacer las mediciones?	028
2. Trabajo Práctico	030
3. Resultados del Protocolo	040
4. Antes y después del control – Resultados por salas –	042

V. CONCLUSIONES

084

VI. ANEXOS

1. Efectos de los Rayos X en la materia (átomo, molécula, célula, tejido)	085
2. Valores de tolerancia del Protocolo MANDY	092
3. Modelo de Hoja de Adquisición de Datos (H.A.D.)	094
4. Tipos de dosis	099
5. Clasificación de los efectos de la radiación en el organismo	100
6. Dosimetría personal del Departamento de Radiodiagnóstico del I.N.E.N. años 1999 – 2000	101
7. Decreto Supremo #009-97-ME de Protección Radiológica – PERU –	105
8. Preguntas frecuentes en un Departamento de Radiología Diagnóstica	117
9. Diagramas y organigramas del Protocolo MANDY	121
10. Fotografías de equipos de Rayos X para diagnóstico médico y del NERO 4000	130

VII. BIBLIOGRAFÍA

133

PRESENTACION:

¿Qué me motivó a realizar el presente trabajo?

La falta de un Protocolo de Control de Calidad para equipos de rayos X para diagnóstico médico se hace primordial en nuestro país. De los 1 800 consultorios médicos que realizan pruebas de rayos X en todo el país sólo el 60% lo hace de forma legal, el 40% restante son establecimientos ilegales que lejos de preocuparse por la salud de los pacientes ven esta actividad médica como un negocio lucrativo.

Y es que en nuestro país hoy en día la proliferación de laboratorios ilegales permiten que sacarse una placa de rayos X sea como tomarse una fotografía tamaño carné, pues el paciente solo necesita el dinero requerido para practicarse la prueba, sin importar si cuentan con una indicación del médico.

Equipos en mal estado, mandiles de tela, placas desordenadas y precios que bajan hasta que el cliente acepte realizarse el examen, son en muchos casos motivos más que suficientes para que quien esta a punto de hacerse esta prueba lo piense mejor.

Numerosos lugares que operan de manera ilegal no dudan en asegurarle al futuro cliente que no es necesario traer una orden médica, incluso la fuerte competencia los a motivado a colocar enganchadoras, quienes se encargan de llevar al paciente cuando logran convencerlo que en ningún lugar las pruebas son mas baratas y mas rápidas que allí; aunque a veces se le da al paciente una placa que no es la suya.

Hay que considerar una situación más grave aún, y es que si bien el paciente luego de la prueba y la consiguiente exposición a los rayos X se retira, el que maneja los equipos está en constante exposición a la radiación. Se han reportado casos de necrosis, que con el tiempo desencadenaron en mutilaciones por no haberse protegido adecuadamente ni haber sometido a su equipo y/o instalación a un adecuado Control de Calidad.

Como ejemplos cito 3 casos que observé en diferentes establecimientos (no indicare nombres):

- 1) Paciente de 64 años, varón, procedente de Lima, que se quejaba de dolor en la cintura, su médico le indicó placas de zona abdominal para descartar posibles cálculos renales. El paciente fue a una clínica donde se promocionaban '6 placas por el precio de 1' así que el paciente se tomo 6 placas abdomino-pelvicas exactamente iguales, además, como estaba algo nervioso el tecnólogo encargado del equipo le acercó un banquito a su esposa para que este junto a el mientras le tomaban la serie de placas, cabe señalar que su esposa no contaba con mandil plomado de protección.
- 2) Paciente de 1mes de nacido, varón, procedente de Lima, con posible neumonía al que se solicitó placa de pulmones. Se colimó el haz al mínimo posible para no irradiar a un recién nacido. Cuando se reveló la placa mostraba una parte del hombro derecho en una de sus esquinas. Como el haz estaba totalmente descentrado el operador abrió todo el campo colocó el chasis más grande que pudo encontrar y obtuvo la imagen. Esta vez si

salió la zona pulmonar además del cráneo, abdomen, extremidades superiores e inferiores.

- 3) Este caso es de una Municipalidad de Lima donde para expedir certificados de salud, se obtienen placas radiográficas. Lo peculiar es que el equipo de rayos se encuentra en un tercer piso X y apunta directamente a una ventana que da a la sala de espera de un policlínico que esta al lado.

¿Cómo lo hice?

Utilizando los equipos de rayos X del Instituto de Enfermedades Neoplásicas, se pudo elaborar un Protocolo de Control de Calidad probando, diseñando, estructurando las diferentes pruebas y verificando los resultados.

Al carecer del equipo necesario, fue necesario diseñar y construir algunos equipos (fantomas para las pruebas del haz y de dosis a pacientes), en otros casos se diseñaron pruebas alternas para verificar el estado de algún parámetro (para la medición del rendimiento se tomaron 3 valores de carga en lugar de uno)

¿Qué resultados obtuve?

Al principio los resultados fueron negativos, los equipos se encontraban en malas condiciones debido a una carencia de un Programa y Protocolo de Control de Calidad que determinara que parámetro se encontraba fallando.

Luego de las primeras revisiones el encargado del mantenimiento y calibración de la casa que presta este servicio a la Institución comenzó a reparar y/o calibrar los respectivos parámetros que se hallaron defectuosos o con problemas.

Se estuvo en este proceso por varios meses tomando datos, elaborando informes y conversando con el encargado de los equipos; consiguiendo resultados favorables en todos estos, lo que se puede observar en una disminución del número de placas repetidas, menor dosis a los usuarios (doctores, tecnólogos) y a los pacientes.

¿Cómo va a servir en el país?

Este Protocolo, si bien fue diseñado específicamente para los equipos de rayos X de diagnóstico del INEN tiene las bases de funcionamiento para cualquier equipo de rayos X de diagnóstico médico. Con unos cambios muy sencillos puede utilizarse en otra institución médica o en consultorios particulares.

Esto es muy importante debido a que prácticamente ningún equipo de rayos X de diagnóstico en este país pasa por un adecuado control de calidad que determine un correcto funcionamiento de éste.

Este Protocolo es el primero en elaborarse en el país y aunque la Autoridad Nacional indica que los equipos de Radiología Diagnóstica Médica deben estar en perfectas condiciones para su funcionamiento no existe ningún protocolo que indique que, como y cuando deben medirse los diferentes parámetros en un equipo de rayos x y sobre todo los niveles de tolerancia para su funcionamiento.

¿Cómo es la estructura de la tesis?

En el Capítulo I se muestra una visión de los rayos X, sus propiedades y características, su producción y el equipo necesario y como son los rayos X en la práctica médica (radiología diagnóstica)

En el Capítulo II se habla sobre la Protección Radiológica, muy necesaria, se habla sobre la Protección Radiológica en general y luego se centra en Radiología Diagnóstica

En el Capítulo III se menciona el Control de Calidad, haciendo énfasis en lo referente a Radiología diagnóstica. Se habla también sobre el protocolo que se utiliza internacionalmente (con sus problemas) y el propuesto (que los elimina), finalmente se habla sobre el equipo necesario para realizar estas verificaciones.

En el Capítulo IV se informa sobre el Protocolo Propuesto ya en la práctica con los equipos de Rayos X de diagnóstico del INEN indicando como y cuando se deben hacer las verificaciones, como se realizaron, como se encontraban las salas y como se las esta dejando, al final de este capítulo tenemos los resultados del Protocolo en el Departamento de Radiodiagnóstico del INEN

El Capítulo V muestra las conclusiones

En el Capítulo VI tenemos los anexos

El Capítulo VII es la Bibliografía.

INTRODUCCION:

Desde 1895 el hombre ha sido capaz de producir radiación ionizante y la ha usado con diferentes finalidades, entre ellas, diagnóstico y la terapia de enfermedades. Esta radiación producida por el hombre se ha ido incrementando de forma constante desde aquella fecha.

Hoy en día es imposible imaginar la atención medica sin el uso de radiaciones ionizantes por los beneficios que proporciona. Una relación del aporte relativo de la radiación natural y artificial a la radiación total lo podemos ver en la siguiente figura.

Aporte relativo de radiación natural y artificial

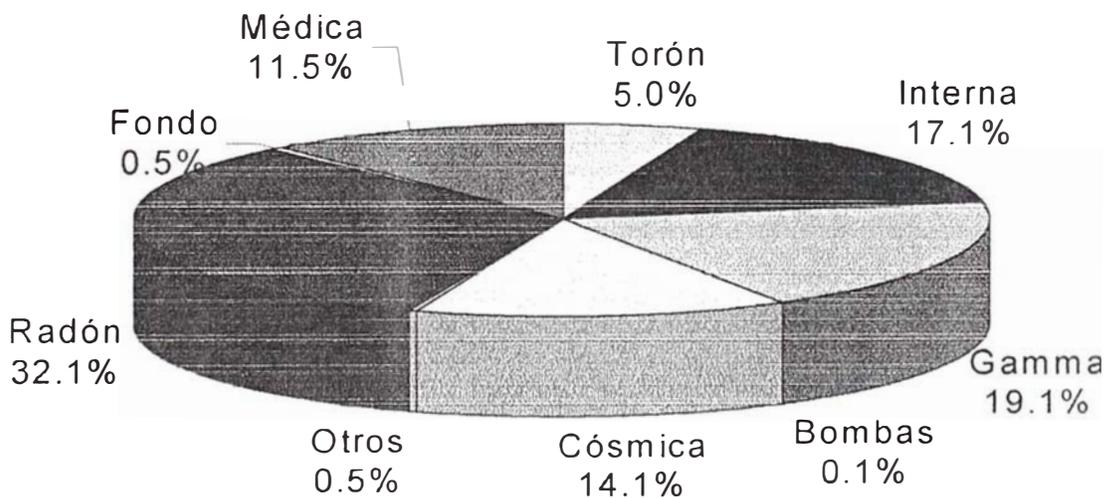


Fig. 1. Aporte relativo de radiación natural y artificial a la radiación total, se puede observar que el aporte de radiación ocasionado por las bombas es mínimo en comparación con el aporte de radiación ocasionado por su uso en medicina

Ahora bien, desde hace mucho tiempo se sabe que la radiación puede curar o contribuir a curar, también puede ocasionar enfermedades. Determinadas dosis de radiación pueden dar lugar a consecuencias desastrosas para la salud de las personas, o pueden alterar nuestro programa genético produciendo efectos negativos en nuestra descendencia.

Nunca un producto manufacturado ha sido analizado con el cuidado y el detalle con el que se han analizado el uso de la radiación en medicina. Por otra parte, el planteamiento en términos de beneficios y riesgos, no es nuevo. Se conoce que no podemos esperar obtener algo beneficioso sin tener que pagar algo algún precio por ello. La pregunta es ¿Cuánto riesgo estamos dispuestos a pagar como precio por los beneficios proporcionados por el uso de las radiaciones en medicina?

Diagnósticos equivocados y enfermedades a largo plazo (radiodermatitis, cáncer radioinducido, etc) son algunas de las consecuencias que tanto el consumidor como el que ofrece estos servicios corren el riesgo de obtener si no toman las precauciones necesarias.

Si bien las constantes campañas de inspección realizadas por parte del Instituto Peruano de Energía Nuclear (I.P.E.N.) han permitido el cierre de algunos locales, la prevención es la mejor campaña y un correcto Protocolo de Control de Calidad de los equipos se hace indispensable.

El objetivo principal de éste trabajo debería ser elaborar un protocolo de Control de Calidad para el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto de Enfermedades Neoplásicas, el cual nos permita un control completo, un mantenimiento preventivo – correctivo y un análisis de los equipos de rayos X para que de esta forma los beneficios proporcionados por el uso de las radiaciones (en este caso rayos X) sea el máximo y se minimicen los posibles efectos no deseados de las radiaciones tanto en los operadores como en los pacientes.

Aunque el propósito principal de este trabajo es elaborar un Protocolo de Control de Calidad para cualquier equipo de rayos X de diagnóstico médico, se trabajó con el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto de Enfermedades Neoplásicas por el alto volumen de placas que se obtienen por día, por otro lado se elaboró este protocolo tratando de que sea compatible con cualquier equipo y aunque esto no es posible al 100% con mínimos cambios puede ser utilizado prácticamente en cualquier equipo de radiografía convencional y mamografía.

I. RADIOLOGIA

1. Descubrimiento de los Rayos X

Los rayos X fueron descubiertos por Wilhem Röntgen en el año 1895, cuando estudiaba los rayos catódicos (chorro de electrones acelerados por una diferencia de potencial) en un tubo de descarga de gas. Rontgen observó que era posible detectar una forma de radiación fuera del tubo que hacía brillar materiales fluorescentes. A esta radiación la denominó rayos X [1-5].

A partir de éste descubrimiento, los rayos X fueron ampliamente estudiados, lográndose determinar sus propiedades físicas, las que detallaremos a continuación.

2. Los Rayos X

a. ¿Qué son?

Los rayos X son ondas electromagnéticas muy penetrantes, poseen diversas longitudes de onda y son de variada energía. Viajan en línea recta, a la velocidad de la luz y divergen de la fuente de donde salen en todas direcciones. No pueden ser focalizados por una lente convencional, eléctrica o magnética. Producen radiación secundaria o dispersa cuando interactúa con la materia. Provocan fluorescencia en cristales, afectan las películas fotográficas, ionizan gases y atacan las células biológicas [1-3 , 6-8])

b. Características y propiedades

Entre las principales podemos mencionar: [1-4,6-9]

- 1) Son ondas electromagnéticas
- 2) Tienen longitud de onda que varía entre 0,1 y 0,005 nm
- 3) Su energía varía entre 50 y 150 keV
- 4) Penetran los materiales que reflejan o absorben la luz visible
- 5) Producen ionización en los átomos
- 6) Afectan películas fotográficas (emulsionan)
- 7) Producen fluorescencia y fosforescencia en algunos materiales
- 8) Producen modificaciones biológicas
- 9) Viajan en línea recta
- 10) No son afectados por campos eléctricos o magnéticos.

3. Producción de los Rayos X

El tubo de rayos X, es un tubo de vidrio al cual se le ha hecho un alto vacío, en uno de sus extremos se coloca un filamento que está cubierto de un óxido que emite electrones al ser calentado (cátodo). Al otro extremo se coloca una placa de tungsteno (ánodo)

El cátodo está compuesto por un filamento incandescente, normalmente de tungsteno, recubierto de un óxido especial, calentado hasta el rojo-blanco (aproximadamente $1800\text{ }^{\circ}\text{C}$) mediante una corriente eléctrica que pasa por él. Este calentamiento libera electrones del hilo incandescente por el efecto Termoiónico

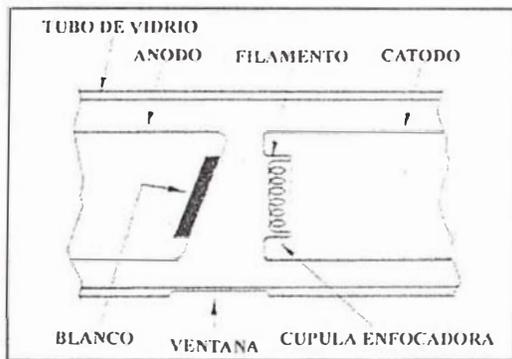


Fig. #1 Detalle del tubo de rayos X

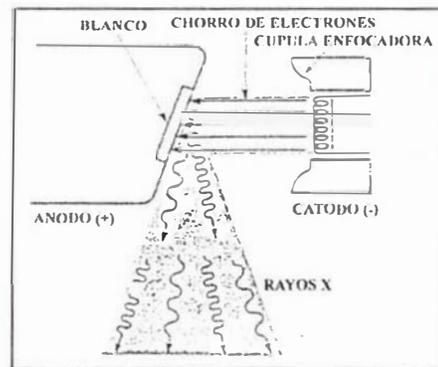


Fig. #2 Detalle de la producción de rayos X

El ánodo es una barra de cobre. En un extremo va inserta una placa de tungsteno de aproximadamente 1 cm^2 (blanco).

Dando al ánodo un alto voltaje positivo con respecto al cátodo, se acelerarán los electrones en el campo eléctrico que existe entre estos, produciéndose una corriente de electrones hacia el ánodo.

Tanto el ánodo y el cátodo están calibrados de modo que los electrones emitidos incidan en la pieza de tungsteno en una zona muy pequeña llamada foco.

Cuando los electrones acelerados procedentes del cátodo chocan con el ánodo del tubo, son frenados bruscamente y la energía de movimiento pasa a convertirse en otras formas de energía. Parte de esta energía son los rayos X que son ondas electromagnéticas [1-2, 4, 7-8, 10]

Los electrones que se acercan a un átomo del ánodo serán rechazados, en virtud de su carga por la masa de electrones que hay alrededor del núcleo del átomo del ánodo, mientras son atraídos por el núcleo mismo. El resultado es un frenado fuerte de los electrones en el ánodo, que de este modo pierden energía. Esta pérdida sucede de dos formas diferentes.

Como pérdida por colisión en la interacción con los electrones del átomo, o como pérdida por la interacción con el núcleo. La energía de movimiento de los electrones del cátodo se transforma, principalmente, en las tres formas de energía siguientes:

- i) **Calor:** Los electrones rápidos podrán excitar a los átomos del ánodo al expulsar electrones orbitales de la capa exterior a una órbita con más energía, y también podrán ionizar a los átomos liberando electrones orbitales de éstos. Casi toda la energía que los electrones del cátodo suministran a la excitación y a la ionización se transforma bruscamente en calor [1-2 , 4 , 7-8]
- ii) **Radiación de frenado:** Algunos electrones del cátodo pasan cerca del núcleo atómico, siendo desviados en virtud de la fuerza de atracción del núcleo. Entonces, el electrón será desviado con fuerza perdiendo de este modo parte de su energía de movimiento. Esta energía se emite como un fotón. La desviación del electrón conduce, por consiguiente, a que se emita radiación de acuerdo a la teoría electromagnética. La pérdida de energía variará desde cero hasta la máxima energía de los electrones en el cátodo. Los fotones se emitirán, por lo tanto, con energía dentro de esos límites. A esta radiación se le denomina también radiación *Bremsstrahlung* [1-2 , 4 , 7-8]
- iii) **Radiación característica:** Algunos de los electrones del cátodo que penetran en el material del ánodo interaccionan con los electrones orbitales de las capas más profundas y podrán desprenderlos del átomo, dejando una vacante. Este átomo queda entonces, en una situación muy inestable, y que en muy poco tiempo la vacante de la capa del electrón orbital se cubrirá con un electrón de una de las capas orbitales exteriores. Cuando un electrón orbital ‘salte’ a una capa más próxima al núcleo, se libera el exceso de energía, emitiéndose un fotón. Esta forma de emisión fotónica se denomina *radiación característica* [1-2 , 4 , 7-8]

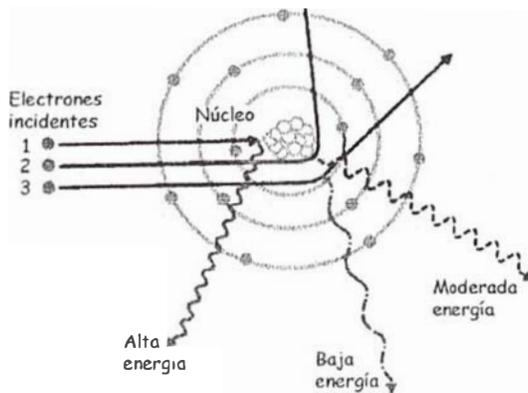


Fig. #3 Diagrama de la emisión de energía por efecto de frenado (*Bremsstrahlung*)

4. **El equipo de Rayos X:** El equipo generador de rayos X puede ser estudiado con mas detalle separándolo en las siguientes partes: el generador, el tubo, la consola y el sistema mecánico – eléctrico [2 , 4 , 10-11]

a. El generador

Es el dispositivo que convierte la energía eléctrica suministrada en alta tensión que requiere el tubo para producir el haz de rayos X. El generador convierte la corriente alterna en una forma de onda mas adecuada para la producción de los rayos X (alta frecuencia). También proporciona otras formas de energía eléctrica para el tubo (corriente de filamento) y otros componentes del equipo de rayos X (luces de consola y movimientos del equipo) [4].

Los componentes principales del generador son el transformador y el rectificador. El transformador usa el principio de inducción magnética para cambiar la magnitud del voltaje alterno. Este transformador consta de dos partes un autotransformador que cambia el voltaje de entrada por un factor que es variable y un transformador de alta, que toma el voltaje de salida del autotransformador y lo eleva al orden de los kilovoltios. El rectificador es un dispositivo que permite el paso de corriente en una dirección, determinando así que se produzcan rayos X solo cuando el ánodo es positivo y el cátodo negativo. [10-11]

Aparte de proporcionar el voltaje necesario al tubo, el generador es el encargado de entregar la corriente al filamento, y a los dispositivos mecánico - eléctricos de todo el equipo de rayos X.

b. El tubo

El tubo de rayos X es un tubo de vidrio al que se le ha hecho un alto vacío, en cuyo interior, en cada extremo, ubicamos el cátodo (negativo) y el ánodo (positivo). El tubo de rayos X es el encargado de producir los rayos X utilizando el voltaje y la corriente entregada por el generador. [10-11]

c. La consola

Es el dispositivo donde el operador del equipo puede seleccionar los parámetros para la obtención de una radiografía. En la consola se fijan los valores del kilovoltaje, carga, tiempo, corriente, distancia, colimación, etc [10-11]

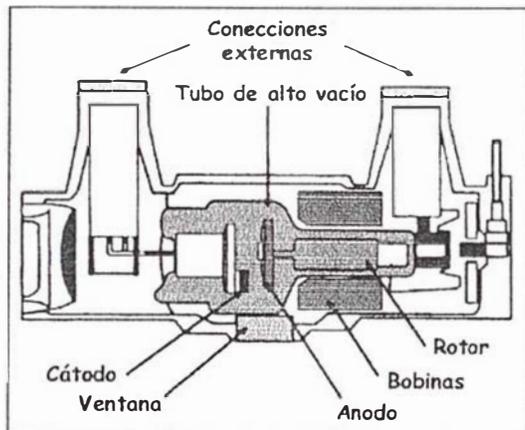


Fig. #4 Corte de un tubo de rayos X

d. El sistema mecánico – eléctrico

Son todos los dispositivos que permiten que el equipo de rayos X pueda moverse, girar o inclinarse, además de que respondan a los mandos de la consola [10-11].

5. Los Rayos X en práctica radiológica

a. Generación de Rayos X para diagnóstico

La producción de rayos X para diagnóstico médico es de la siguiente manera: el generador entrega al filamento del tubo una corriente pequeña (del orden de los miliamperios) ocasionando que el filamento caliente y empiece a emitir electrones por efecto termoiónico, estos electrones se quedan en las proximidades del filamento formando una ‘nubecita’. Por otro lado el generador establece una diferencia de potencial muy alta (del orden de los kilovoltios) entre el ánodo y el cátodo. Cuando es activado el disparador en la consola se aplica la diferencia de potencial entre ánodo y cátodo provocando que los electrones de la ‘nubecita’ sean repelidos por el cátodo y atraídos por el ánodo, esto ocasiona que los electrones se aceleren e impacten contra el ánodo a altas energías (debido a su gran velocidad) y al ser desacelerados emitan energía en forma de calor (99%) y rayos X (1%). [1-2 , 4 , 12-14]

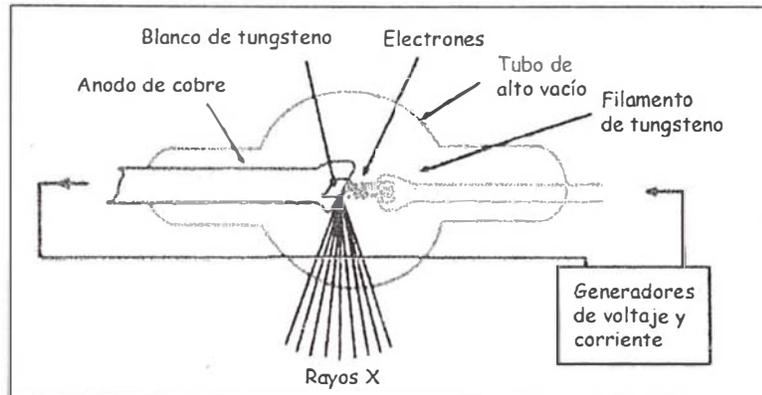


Fig. #5 Diagrama de la emisión de rayos X

b. Poder de penetración y absorción de los Rayos X

Los rayos X son como la luz, es decir, viajan desde su fuente en línea recta en todas direcciones a no ser que sean detenidos por un material absorbente. Por esta razón, el tubo de rayos X está encerrado en un recipiente de metal que detiene la mayor parte de la radiación, y solo los rayos útiles salen del tubo a través de una ventana de berilio. Estos rayos útiles constituyen el haz primario. La radiación que se encuentra en el centro geométrico del haz primario se llama rayo central [10-11].

En la mayoría de los equipos de rayos X el kilovoltaje puede variarse dentro de límites muy amplios, generalmente de 40 kV hasta 125 kV o más. Cuando se emplean kilovoltajes bajos, los rayos X son de menor energía (los electrones son acelerados débilmente) y son absorbidos con mayor facilidad denominándose *rayos X blandos*. La radiación producida por los kilovoltajes altos tiene mayor energía (los electrones son acelerados fuertemente) siendo mucho más penetrantes y se denominan con frecuencia *rayos X duros*. [4,6,12]

Los rayos X utilizados en radiografía médica están compuestos de radiaciones de diferente energía y por lo tanto poseen diferente poder de penetración [4,6]

Entre las propiedades de los rayos X podemos mencionar que estos penetran la materia. No todos los rayos X que penetran un objeto lo atraviesan, puesto que muchos son absorbidos por el material radiografiado. El grado de absorción de los rayos X depende de diversos factores como:
[4 , 8-9]

- a) *Espesor del material absorbente*: La relación entre el espesor y la absorción de los rayos X es directamente proporcional. Cuando el material a estudiar es el mismo, el de mayor espesor absorberá más radiación que el de menor espesor.
- b) *Densidad del material absorbente*: Cuando los materiales difieren en su densidad, el más denso absorbe más radiación que el menos denso.
- c) *Número atómico del material absorbente*: La composición del objeto tiene que ver con la absorción de los rayos X. Esto depende del número atómico del material radiografiado. Por ejemplo, el número atómico del aluminio es menor que el del plomo, una lámina de aluminio absorbe menor cantidad de radiación que una lámina de plomo. En general la absorción depende del número atómico por razones más bien complejas relacionadas con la energía de los rayos incidentes.

Los rayos X producidos por kilovoltajes bajos se absorben fácilmente. Los rayos X producidos por kilovoltajes altos penetran los objetos con mayor facilidad [6]

La potencia que se aplica a los electrones en un tubo de rayos X mediante un generador trifásico es mayor que el que se aplica con un generador monofásico, debido a las diferencias de forma de onda de tensión. Así, la sustitución de un generador monofásico por uno trifásico tiene efecto en la energía que los electrones pueden ceder al colisionar con el blanco. Este efecto produce que la energía promedio del haz de rayos X aumente y este efecto es similar al que se obtendría aumentando el kilovoltaje.

El haz de rayos X producido por un generador trifásico contiene una mayor proporción de fotones de alta energía (debido a la mayor energía cedida por los electrones al colisionar); éstos son más penetrantes que los del haz producido por un generador monofásico que opere al mismo kilovoltaje. Se puede resumir que del haz de rayos X producido por un generador monofásico se absorberán un número mayor de fotones que del haz producido por el generador trifásico considerando el mismo material absorbente [4,6,13]

- Un cambio en el kilovoltaje ocasiona diversos efectos. En primer lugar, se traduce en un cambio en el poder de penetración de los rayos X, además de alterarse la intensidad total del haz. Este cambio de intensidad ocurre aunque no se haya variado la corriente del tubo. Por otra parte, un cambio en el kilovoltaje altera el contraste del objeto a radiografiar.
- Al incrementar el kilovoltaje se incrementa el poder de penetración de los rayos X (se producen rayos más energéticos) y la intensidad total del haz aumenta (se producen rayos más energéticos, pero los rayos menos energéticos siguen produciéndose, ahora con mayor intensidad).

Al aumentar el miliamperaje se aumenta también la intensidad de los rayos X y viceversa. Por ejemplo, consideremos que inicialmente se miden 3 unidades de intensidad de rayos X que emergen del tejido blando y solo una del hueso. Luego dupliquemos el miliamperaje que fluye a través del tubo de rayos X, esto duplicará la producción de rayos. Asimismo se duplicará las intensidades que emergen del tejido blando y del hueso, 6 y 2 unidades respectivamente, siempre manteniendo la relación 3:1 en el contraste del sujeto, que es la misma que existía antes de aumentar el miliamperaje [4 , 6 , 13]

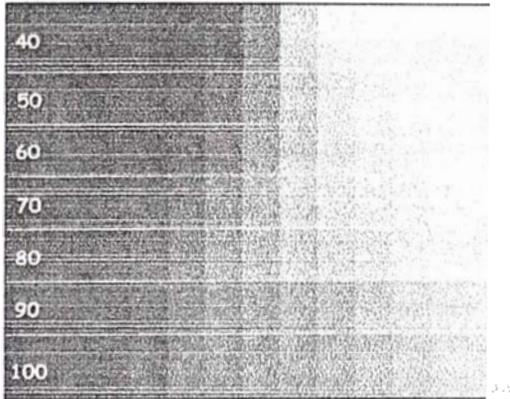
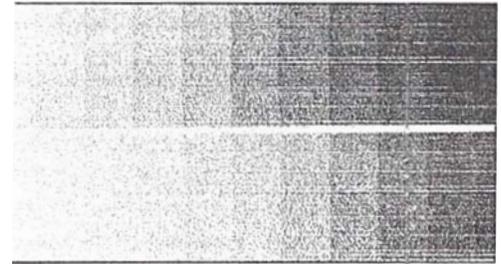


Fig. #6 Efecto del kilovoltaje en la producción de rayos X, los valores de la derecha son los valores del kilovoltaje aplicado. (realizado con una cuña escalonada de 20 pasos)

Fig. #7 Efecto del miliamperaje en la producción de rayos X, la primera banda esta con el doble del miliamperaje que la segunda. (realizado con una cuña escalonada de 20 pasos)



c. Filtración

Se refiere a la eliminación de los fotones de baja energía del haz de rayos X mediante un elemento absorbente. Se denomina filtración inherente a la filtración inevitable producida por el mismo equipo. Por ejemplo la filtración que produce el tubo de vidrio. La filtración adicional o controlable se obtiene con un filtro consistente en una lámina metálica, generalmente de aluminio (radiografía médica), que se interpone en el haz de rayos X. La suma de las filtraciones inherente y adicional se indica según el espesor de la lámina de aluminio que efectuaría esa absorción, y se denomina *equivalente aluminico* [4 , 6 , 9]

El haz de rayos X esta formado por fotones de energía y capacidades de penetración diferentes. Cuando se introduce un filtro en el haz de rayos X, se eliminan los fotones de menor energía.

d. Absorción diferencial del cuerpo humano

Al considerar las aplicaciones médicas de los rayos X, debe tomarse en cuenta que el cuerpo humano es una estructura compleja, no solamente de diferentes espesores sino compuesta de diferentes sustancias. Estas sustancias absorben los rayos X en diversos grados. Es decir, el hueso absorbe más rayos X que el tejido blando y éste más que el aire de los pulmones. Los tejidos enfermos absorben los rayos X de manera diferente que los huesos y los tejidos blandos normales [6 , 8 , 9]

Hay que recordar que la diferencia entre la absorción del tejido óseo y el tejido blando se altera en función del kilovoltaje empleado al hacer la radiografía.

e. Radiación dispersa

Al hablar de la absorción de los rayos X y de la formación de la imagen, se ha mencionado que, cuando los rayos X llegan al objeto, algunos rayos lo atraviesan y otros son absorbidos. Esto se entendería como que todos los rayos que salen del objeto vienen directamente desde el foco (haz primario) viajando a través de la parte a examinar para formar la imagen definida, y que todos los rayos que no han traspasado fueron absorbidos y pueden dejar de considerarse. **Desgraciadamente no es así** algunas de las radiaciones son dispersadas en todas direcciones por los átomos del objeto, como ocurre cuando la luz es dispersada por la neblina. Estos rayos secundarios producen lo que se denomina *radiación dispersa* [6 , 8 , 9].

Debido a estas interacciones (radiación dispersa) el sujeto se convierte en una fuente de radiación que es fotográficamente eficaz, pero a la vez inconveniente por que no contribuye a la formación de una imagen útil, pues produce una exposición general que se superpone a la imagen aérea. Esta intensidad uniformemente esparcida reduce el contraste de la imagen final [6]

En general, la principal fuente de radiación dispersa es la parte del paciente que se irradia. La cantidad de radiación dispersa que se genera es directamente proporcional al volumen de la materia irradiada. Cuanto mayor sea el volumen mayor será la intensidad de la radiación dispersa. [6]

Debido a los efectos adversos sobre la imagen es deseable reducir al mínimo la radiación dispersa. Por lo tanto: el haz primario debe ser limitado a un tamaño y forma que abarquen precisamente la región de interés diagnóstico. Las partes no irradiadas no pueden aumentar, ni la dispersión, ni la dosis de radiación que recibe el paciente.

Existen varios dispositivos que pueden ajustarse al tubo de rayos X con el propósito de reducir la radiación dispersa. Como son:

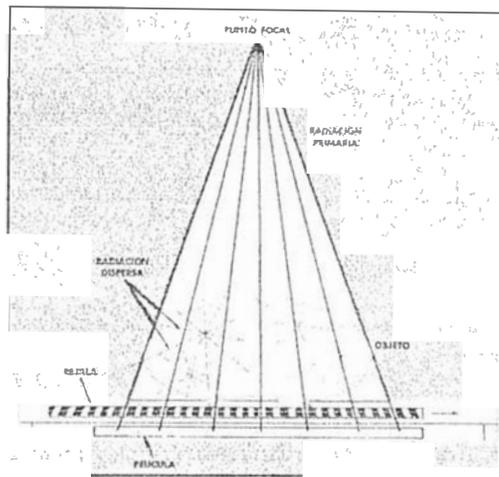


Fig. #8 Detalle de la producción de la radiación dispersa

- **Dispositivos limitadores del haz de abertura variable:** Estos dispositivos contienen placas de plomo u obturadores que pueden ajustarse para cambiar el tamaño del haz. Los dispositivos limitadores de abertura variable también cuentan con retículas, una fuente luminosa y un espejo para proyectar sobre el paciente el centro y el contorno del campo de rayos X delimitado por los obturadores del dispositivo [6 , 9]

Estos dispositivos limitadores suelen llamarse incorrectamente **colimadores**. El colimador produce rayos paralelos entre si; en cambio los rayos que emergen de los dispositivos limitadores del haz a los que nos referimos, no son paralelos sino divergentes.

- **Rejillas:** Las partes pesadas y gruesas del cuerpo, (ejemplo: el abdomen), dispersan las radiaciones en mayor proporción que las partes delgadas, (ejemplo: la mano). Por consiguiente, cuando se radiografían las partes más gruesas es preciso emplear medios adicionales para controlar la dispersión de las radiaciones. Esto se hace por medio de una *rejilla*

La rejilla está compuesta por láminas alternadas de plomo y espaciadores que son de aluminio o fibra. Las laminillas de plomo absorben gran cantidad de radiaciones dispersas oblicuas de rayos que no viajan en la dirección del haz primario. Las bandas transparentes a la radiación permiten el paso de la mayoría de los rayos primarios hasta la película.

La relación entre el espesor de las laminillas de plomo y la anchura de los espaciadores radiotransparentes se denomina *índice de la rejilla*. Cuanto mayor sea el índice, la rejilla absorberá más eficientemente las radiaciones dispersas.

La rejilla absorbe gran parte de la radiación dispersa e incluso algo de la radiación primaria. Cuando se utiliza la rejilla en un examen, debe aumentarse la exposición con el fin de compensar esta pérdida de radiación. Cuanto más eficaz sea la rejilla, más prolongada deberá ser la exposición [6,9]

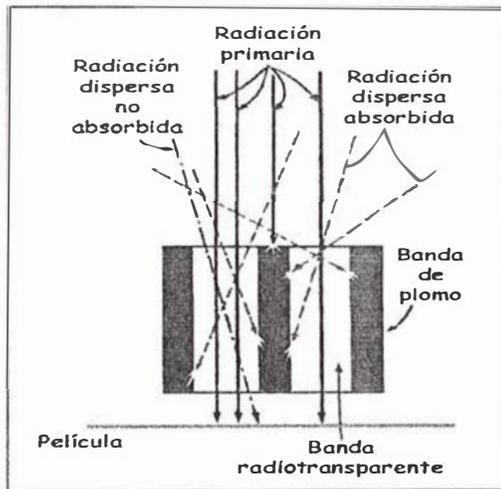


Fig. #9 Detalle de una rejilla utilizada en radiodiagnóstico

- Otro método para reducir la radiación dispersa consiste en dejar un espacio de aire entre el paciente y el receptor de imagen durante la exposición. Cuando el paciente se encuentra cerca del receptor de la imagen, llega hasta este un gran porcentaje de radiación dispersa. En cambio, si se aleja al paciente, se reduce la dispersión. Lamentablemente esto reduce la nitidez de la imagen. [6]

II. PROTECCION RADIOLOGICA

1) ¿QUÉ ES?

Es la aplicación de conocimientos y dispositivos para conseguir que el uso de las radiaciones se lleve de manera que se evite la producción de efectos biológicos determinísticos y se limite la probabilidad de incidencia de efectos biológicos estocásticos [4 , 12 , 14]

Aplicado a la práctica médica, abarca al personal médico (doctores, físicos, técnicos, tecnólogos, etc) como a los pacientes, al público en general y al medio ambiente

2) PROTECCION POR PROCEDIMIENTOS Y DISPOSITIVOS

La utilización de equipos de rayos X en la práctica médica, involucra dosis promedio al operador de 20mSv^* por año. Esto hace presumir que si el operador mantiene este promedio la protección sería la adecuada. Sin embargo, es necesario optimizar o mantener, como mínimo, este nivel de protección mediante el uso de técnicas y procedimientos destinados a minimizar las dosis que se puedan recibir [4 , 10 , 12]

En radiografías, la protección del operador está basada en el diseño de la instalación, ya que los disparos por lo general se efectúan detrás de una barrera de protección.

De las recomendaciones generales existentes se pueden mencionar: [15-18]

- Es necesario que en las exposiciones médicas, se utilice obligatoriamente parámetros optimizados de tiempo y distancia.
- Es importante que, para la protección de personas del público, se limiten las áreas de radiaciones, de acuerdo a las condiciones de trabajo

Asimismo, es necesario contemplar procedimientos mandatorios de operación y protección para el trabajo con el equipo de rayos X, en los que se deben incluir.

- a) *Monitoreo personal:* aprovisionamiento de dosímetros a las personas que operan directamente el equipo. El dosímetro puede ser de película o TLD. Haciendo uso correcto del mismo, solo en el área de trabajo, debajo del mandil plomado, dejando el dosímetro siempre en lugar seguro cuando no se le utilice.

* El Sievert (Sv) se define como la energía depositada por la radiación en un volumen de material, multiplicada por el factor de peso del tipo de radiación (corpúscular o electromagnética), cuando no está multiplicada por el factor de peso se denomina Gray (Gy)

- b) **Reportes de dosis:** deben ser mensuales y analizados, investigando exposiciones anormales, para mejorar el nivel de protección
- c) **Uso de dispositivos de protección:** mandiles y guantes plomados, etc. La utilización del mandil proporciona un nivel de protección adecuado en función de su espesor y el kV de uso del equipo
- d) **Sostenimiento de pacientes (infantes, discapacitados):** No deben ser sostenidos por el operador sino por medios mecánicos o parientes, provistos de mandil plomado.
- e) **Evitar exámenes a pacientes embarazadas.** En el caso de mujeres que puedan potencialmente estar embarazadas, se recomienda seguir la regla del décimo día (ICRP), es decir: "se recomienda que todos los exámenes radiológicos de abdomen inferior y pélvicos de mujeres en capacidad reproductiva, que no son de importancia en conexión con el malestar inmediato de la paciente, sean limitados al intervalo de tiempo de 10 días siguientes al inicio de la menstruación". Si esto no es factible, debe usarse blindajes y colimación. Otra recomendable solución es la ecografía
- f) Señalización de ambientes en forma reglamentaria.
- g) Ninguna persona debe permanecer en una sala a menos que sea imprescindible su presencia, en cuyo caso debe llevar mandil de 0,25 mm de plomo como mínimo.
- h) Las salas deben permanecer con las puertas de acceso cerradas durante la realización de un examen o tratamiento.
- i) Investigar exposiciones anormales, aún cuando no se hayan superado los límites de dosis.

3) PROTECCION ESPECIFICA EN RADIOLOGIA DIAGNOSTICA

Adicionalmente a las medidas de protección recomendadas, es necesario resaltar algunas que son necesarias para complementar la protección en ciertas aplicaciones específicas del radiodiagnóstico: [4 , 10-12 , 14 , 18-19]

- Provisión de blindaje estructural (diseño)
- Solo presencia de personal necesario
- Solo pulsar el botón disparador cuando se requiera la radiografía
- Uso de intensificador de imagen y colimadores
- Posicionamiento correcto del paciente
- Cerrar puertas y ventanas
- No dirigir el haz a ventanas, sala de comando o cámara oscura
- Llevar delantal plomado, en especial en procedimientos especiales (radiología intervencionista, urografías, angiografías, etc)
- Utilizar el colimador, limitando el haz al mínimo necesario (zona a radiografiar)
- Presencia de un solo paciente
- Distancia foco-piel no menor a 30 cm
- Llevar dosímetros individuales
- Si se sujeta al paciente, no debe hacerlo el operador sino otra persona (familiar) con mandil plomado

4) FORMAS DE PROTECCION CONTRA RADIACION EXTERNA

La protección que se necesita para mantener la irradiación de una persona por debajo de un límite dado se basa en una adecuada elección de los siguientes parámetros fundamentales de protección contra los rayos X [4 , 12 , 14 , 19]

- a. Tiempo de irradiación
- b. Distancia a la fuente.
- c. Barrera de protección.

La exposición externa es la originada por fuentes de radiaciones que no están en contacto con el individuo. La dosis es causada solo por la radiación emitida por estas fuentes. Esta dosis va a ser función de la tasa de dosis que emite la fuente, la distancia a la cual se encuentra la persona, el tiempo que se exponga en el campo de radiación y por las barreras interpuestas entre la persona y la fuente.

Contra la exposición externa se consideran los tres medios de protección indicados anteriormente, que se pueden utilizar en conjunto, en forma combinada o individualmente dependiendo de las condiciones y circunstancias de la exposición.

- a. **Uso del tiempo:** En esta situación, mientras menor es el tiempo que se permanece de irradiación, menor será la dosis que se reciba. En este caso la reducción de dosis es directamente proporcional al tiempo de exposición.

$$D = \delta \times \tau$$

Eq. #1. Dependencia de la dosis con el tiempo, D es la dosis recibida, δ es la tasa de dosis (dosis por unidad de tiempo) y τ es el tiempo de exposición.

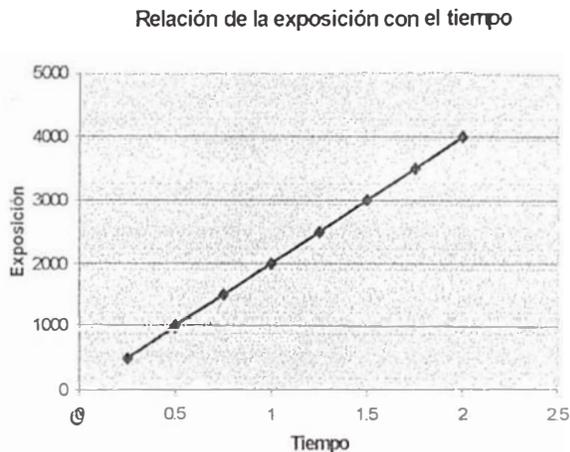


Fig.10. Relación de la exposición con el tiempo

- b. **Uso de la distancia:** En este caso, mientras mayor es la distancia entre la fuente y el operador, menor será la dosis recibida. Este parámetro es muy eficiente dado que la reducción de dosis se alcanza con incrementos pequeños de la distancia. Así tenemos que, si se duplica la distancia, la dosis puede reducirse 4 veces. Se observa que un incremento de tres veces la distancia, disminuye la dosis en casi diez veces, lo cual demuestra que este parámetro es muy efectivo en reducir la exposición. Esta ley se conoce con el nombre de inverso – cuadrática. (Esta ley se cumple siempre y cuando se pueda considerar a la fuente de radiación de forma puntual y con distribución isotrópica de energía)

$$\frac{D_1}{D_2} = \left(\frac{L_2}{L_1} \right)^2$$

Eq. #2. Dependencia de la dosis con la distancia, D1 y D2 son las dosis recibidas a las distancias L1 y L2 respectivamente.

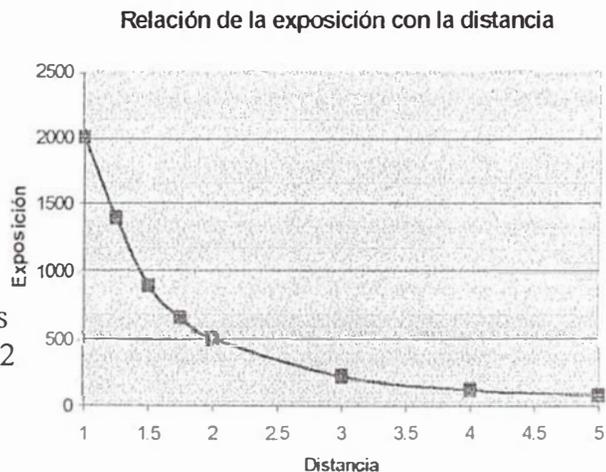


Fig. #11. Dependencia de la dosis con la distancia

- c. *Uso de blindaje:* Mientras mayor sea el espesor de blindaje interpuesto entre la fuente y la persona, menor será la dosis recibida. La reducción de dosis en este caso obedece a una función exponencial. Puesto que la calidad de blindaje depende de la densidad del material, es fácil deducir que, por ejemplo, para lograr un mismo nivel de atenuación, bajo similares condiciones, se requerirá un espesor menor de plomo en relación al concreto. La elección de uno u otro material requerirá tomar en consideración otros factores adicionales como son los económicos, portabilidad, espacios disponibles, entre otros.

$$N_e = N_o e^{-\mu x}$$

Eq. #3. Relación de la dosis con el blindaje, N_e representan a los fotones emergentes, N_o a los fotones incidentes, μ es el coeficiente de absorción del material y x es el espesor del material a penetrar.

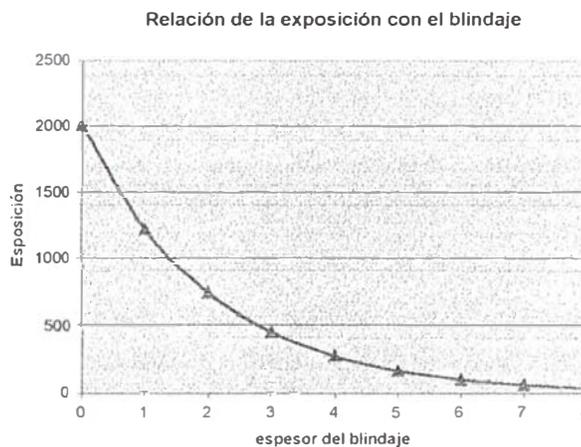


Fig. #12. Relación de la dosis con el blindaje

De otro lado, el factor de blindaje mayormente no depende del operador ya que, por lo general, estos son fijos o ya están diseñados y presentan muy poca posibilidad de ser modificados fácilmente por el operador. Los blindajes fijos, tales como los presentados en ambientes fijos de equipos de rayos X, se constituyen en la denominada seguridad intrínseca de la instalación.

Es necesario recordar que, la utilización de estos parámetros debe hacerse optimizando el uso particular de cada uno de ellos, de modo que el uso de uno no signifique estorbo para el trabajo que se quiere realizar. Por ejemplo un trabajo que puede hacerse rápidamente puede verse estorbado si es que por incrementar la distancia o interponer un blindaje incómodo el tiempo se incremente de modo que la dosis sea mayor que si solo se usara el factor de tiempo. En este caso es necesario optimizar el uso de estos parámetros.

De los tres factores de protección especificados anteriormente, puede decirse que, los dos primeros (tiempo y distancia) dependen del operador o persona que va a protegerse, ya que es quien debe estimar, juzgar y utilizar. Aun más, si se trata de operaciones de rutina que ejecutan varios operadores, puede ser posible que no todos los utilicen correctamente, aunque hayan sido calculados de antemano. Esto hace que, el manejo de estos parámetros, deba estar acompañado de una instrucción adecuada de las personas que lo van a aplicar o utilizar, así como de procedimientos escritos y cumplidos estrictamente.

5) PROTECCION EN CENTROS DE RADIOLOGIA DIAGNOSTICA

Las dimensiones de las barreras que tienen que utilizarse en la protección de una sala en la que se utilizan fuentes de rayos X, depende de muchos factores. La protección tampoco es solamente una cuestión de espesor de distintas barreras protectoras. Incluso la disposición práctica debe ser tal, que no haya aberturas o vacíos entre los distintos elementos protectores, por ejemplo, entre las diversas capas de plomo, entre puertas y marcos, marcos y muros, muros y ventanas de observación de vidrio plomado. Fácilmente puede haber vacíos si la construcción no es adecuada. Por consiguiente, en la fase de proyecto, la protección debe ser valorada detalladamente por una persona competente [11 , 14 , 18-19].

La barrera primaria deberá tener un espesor mayor que la barrera secundaria. Desde un punto de vista del lugar y de la economía, conviene poder reducir el número y la superficie de las barreras primarias a un mínimo, y así, en la máxima medida posible basar la protección en barreras secundarias. Una disposición así exige sin embargo, que la dirección del rayo útil se limite a una o a unas pocas direcciones (hacia las barreras primarias), lo cual supone un uso muy restringido de los aparatos en lo que respecta a la dirección de los rayos. Esto es una gran realidad dentro de la radioterapia, puesto que las barreras primarias serán de grandes dimensiones. En la instalación de radioterapia se deben montar dispositivos de seguridad mecánicos o eléctricos, para que el rayo útil no pueda dirigirse hacia las barreras secundarias [11 , 16].

Blindaje de los centros de radiodiagnóstico:

Debido a que el riesgo en el uso de rayos X, es originado por radiación externa, su protección depende en gran medida del diseño y cálculo del blindaje [18-19].

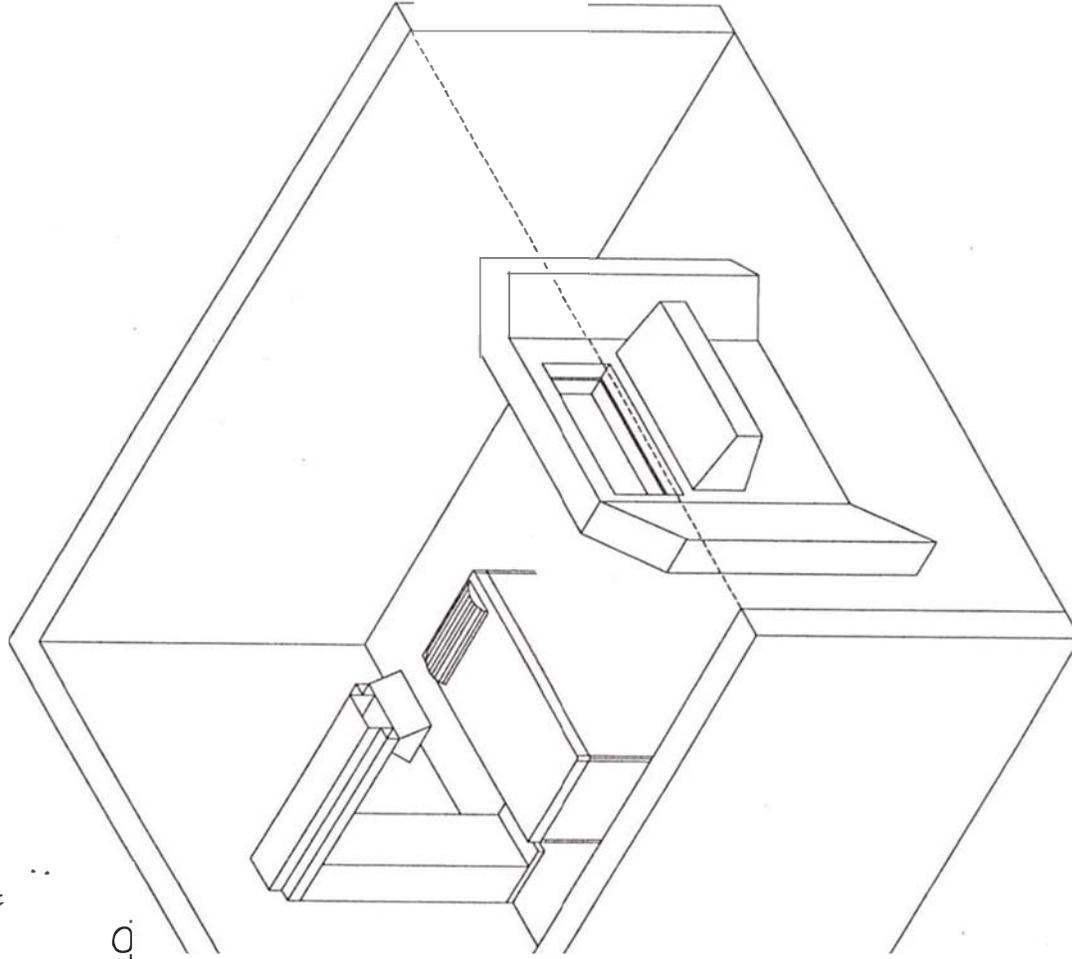
Previamente a la instalación de un equipo, deberán calcularse los espesores de blindajes requeridos para una protección adecuada, tanto del operador como del público. Los espesores de blindaje deben calcularse para la radiación directa (barrera primaria) y para la radiación dispersa y de fuga (barrera secundaria) [18-19].

Los cálculos se hacen en función al factor de transmisión (k), que permite determinar el espesor para una energía dada de rayos X [16].

El diagrama que se muestra a continuación a continuación representa los requerimientos a tenerse en cuenta para el diseño de blindajes de ambientes de rayos X [10].

SASLA "MODE " :

Para: RadioDiagnostico.



6. REGLAMENTO PROPUESTO PARA EL DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA

Se presenta a continuación un Reglamento de Protección Radiológica para el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto de Enfermedades Neoplásicas [20, 21 con modificaciones]

El Instituto de Enfermedades Neoplásicas (I.N.E.N.) es una institución medica, en la que se utiliza una serie de equipos de rayos X con fines de radiodiagnóstico, por lo que esta sujeto a cumplir ciertas medidas de Seguridad Radiológica con el fin de preservar la salud del Personal Medico, Técnico y publico en general.

El presente documento establece ciertas guías para el funcionamiento efectivo de los diferentes grupos relacionados con presencia de radiaciones dentro del I.N.E.N., sin embargo se debe recordar que la seguridad debe ser un aspecto de prioridad en cada instante y que la existencia de un peligro potencial de radiaciones es aceptado por cada empleado quien debe tomar acciones apropiadas tenga o no responsabilidad asignada dentro del programa de seguridad

DEPARTAMENTO DE RADIOLOGIA

Jefes de Departamentos

- Asegurarse que en sus instalaciones o equipos se han incorporado elementos de seguridad radiológica apropiados y que se siguen procedimiento operacionales apropiados
- Asegurarse que cada trabajador y en especial aquellos asignados a trabajos con radiaciones posean la experiencia y la capacitación necesarias que les permita desempeñar su labor eficientemente y sin riesgos.
- Asegurarse que el Físico del Departamento cumpla con el Protocolo de Control de Calidad.

Jefe del Servicio de Física Radiológica:

El jefe del Servicio de Física Radiológica, representa al Director y al Jefe del Departamento de Radiodiagnóstico y Radioterapia en materias relacionadas a la seguridad. El Jefe del Servicio de Física Radiológica tiene grado de Oficial de Seguridad y Protección Radiológica:

- Tiene la responsabilidad operacional de todo lo concerniente a la salud y seguridad del INEN, excepto los asuntos médicos relativos a tratamientos de pacientes.
- El Oficial de Seguridad no tiene autoridad disciplinaria, la que queda en manos de Director, sin embargo, tendrá completa autoridad para detener cualquier procedimiento que el considere inseguro.
- Es el responsable de proponer e implantar las guías y reglamentos sobre seguridad y protección
- Vigila todas las actividades de Seguridad Radiológica incluyendo adquisición, uso disposición de materiales radioactivos y fuentes de radiación.
- Supervisa todas las actividades en las que están involucradas fuentes de radiación, con el propósito de minimizar la exposición a las radiaciones ionizantes.
- Recepciona, entrega y maneja todos los materiales radiactivos y fuentes de radiación del INEN.
- Establece un servicio de consultoría al personal de todos los niveles sobre todos los aspectos relativos a la Protección Radiológica.
- Mantiene un Servicio de Monitoraje de áreas.
- Mantiene un Servicio de Monitoraje Personal.
- Mantiene un Servicio de Calibración de instrumentos de monitoraje.
- Mantiene un inventario de todas las fuentes de radiación bajo control en el INEN.
- Realiza pruebas de fuga y escape de todas las fuentes de radiación ionizante.
- Establece las inspecciones de Seguridad Radiológica.
- Hace las investigaciones necesarias sobre seguridad y protección que le sean solicitados por el Jefe del Departamento o por el Director.
- Proporciona asistencia técnica en cuanto a seguridad de cualquier departamento del INEN.

- Decide materias como métodos de entrenamiento.
- Revisa, examina, discute y hace recomendaciones de los reportes de accidentes o accidentes mismos.
- Investiga accidentes serios o situaciones de peligro.
- Notifica a las personas involucradas y al Jefe del Departamento cuando algún personal del INEN ha recibido una dosis de radiación alta.
- Rotula las áreas de radiación.

Responsabilidad del personal

- Conducirse con respeto a las radiaciones de forma tal que se minimice la posibilidad de una exposición innecesaria.
- Portar cualquier dispositivo de monitoreo personal en la forma y circunstancias indicadas por el oficial de seguridad y protección.
- Hacer uso de dispositivos de protección tal como guantes, delantales, etc. cuando las circunstancias de trabajo así lo requieran o cuando a sido recomendado por el oficial de protección.
- Abstenerse de fumar, beber, comer o usar cosméticos en cualquier ambiente o laboratorio donde se usa material radiactivo.
- En el caso de personal femenino, reportar al oficial de protección el estado de gravidez tan pronto como sea confirmado.
- Ingresar a la sala de rayos X solo si se porta un dosímetro.

Monitoraje personal - Dosímetro personal

Todo empleado del INEN directamente asignado a trabajo con radiaciones, o que eventualmente ingrese a zonas de radiación o trabaje cerca de un área de radiación portara un dosímetro personal:

- El Servicio de Física proporcionara los dosímetros personales bajo pedido de los jefes de departamentos.

- No se puede ingresar a una zona de radiación sin portar dosímetro personal, salvo los pacientes y acompañantes de ser absolutamente necesario.
- Los dosímetros deben ser portados durante todo el tiempo que permanezcan en el interior del INEN.
- Cada empleado es responsable de su dosímetro.
- El Servicio de Física se encargará de la lectura de los dosímetros y determinar la dosis respectiva.
- El Físico del servicio informará al Jefe de su Departamento las dosis del personal a su cargo.
- El Servicio de Física mantendrá un archivo de las dosis personales.
- El Servicio de Física podrá extender certificados de dosis personal.
- El Servicio de Física hará recalibraciones de los monitores personales de dosis.
- En caso de visitantes que deseen ingresar a zonas de radiación, se les proporcionará un dosímetro personal, si es un grupo de visitantes se le entregara el dosímetro a un representante.

Dosis máximas permisibles al Personal Ocupacionalmente Expuesto:

Se considera como dosis máxima permisible al Trabajador Ocupacionalmente Expuesto la cantidad de 20 mSv / año, aproximadamente 1,7 mSv / mes, como promedio en 5 años consecutivos

Bajo ciertas condiciones el límite dado puede subir hasta 50 mSv / año mientras que no se sobrepase los 100 mSv en 5 años consecutivos.

En el caso de empleadas embarazadas la dosis al feto no debe sobrepasar los 100 mSv durante todo el periodo del embarazo. Tan pronto como se confirme el estado de embarazo se deben notificar al Jefe del Departamento quien de acuerdo con el Físico harán los arreglos para asignarle un nuevo trabajo.

Dosis Excepcional Premeditada:

Se pueden planear trabajos de emergencia en los que se puedan recibir dosis sobre los máximos permisibles, que no sobrepase los 100 mSv. El exceso se compensará reduciendo el límite de exposición subsiguiente, de modo que, dentro de un periodo de 5 años la dosis acumulada se ajuste al límite establecido.

Dosis Accidental Excepcional:

Si la dosis recibida no sobrepasa los 100 mSv se considerará como una dosis excepcional premeditada. Si la dosis recibida sobrepasa los 100 mSv el caso será evaluado por los Médicos y Físicos correspondientes.

Dosis al público:

Se tomarán como la décima parte de las correspondiente para el personal ocupacionalmente expuesto.

III. CONTROL DE CALIDAD

1. ¿Qué es?

Un Control de Calidad es una serie de pruebas que determinan el correcto funcionamiento de un equipo y que cumple con los parámetros especificados y requeridos, en este caso un equipo de rayos X para diagnóstico [11 , 18-19]

2. ¿Para qué sirve?

Para verificar que un equipo el correcto funcionamiento de un equipo [18-19]

3. Control de Calidad en Radiología Diagnóstica

a. ¿Por que y para qué?

¿POR QUE SE VA A MEDIR?

Por que se necesita tener una base de datos donde se muestren los errores entre los valores de consola y medidos en la zona de trabajo del equipo para asi si este error es alto (ver tabla de tolerancias) recalibrar el equipo. Si este error esta dentro de la tolerancia tratar de bajar este valor al mínimo con las calibraciones sucesivas [11]

Lo importante es que se tenga un registro del progreso del equipo y como se esta deteriorando con el uso continuo las partes depreciables de este, por ejemplo el ánodo del tubo [18-19]

¿PARA QUE SE VA A MEDIR?

Para comprobar que los parámetros que están de consola, distancia, colimación, centrado, perpendicularidad, etc, sean los más próximos a los reales [11]

4. Protocolo de Control de Calidad existente y propuesto – MANDY –

Internacionalmente los protocolos de Control de Calidad tienen el siguiente formato: [22]

- 1) **Aspecto Mecánico – Eléctrico:** Conexiones del equipo, movimientos, frenos, luces, mandos, giros, etc.
- 2) **Aspecto Geométrico:** Forma de salida del haz, alineación, coincidencia campo de luz – campo de rayos
- 3) **Aspecto Técnico:** Grado de confiabilidad valor consola – valor real
- 4) **Aspecto de Protección Radilógica:** Fugas de radiación

El problema principal del antiguo protocolo es que muchas de las mediciones se repiten entre los diferentes aspectos, por ejemplo el aspecto técnico y el geométrico, para hacer correctamente esta medición, ambos dependen de cómo está centrado el haz y esto lleva a las mediciones del aspecto mecánico-eléctrico y también al de protección radiológica; es decir se puede hacer una sola medición (la que se necesite) sin hacer las otras. Esto demanda pérdida de tiempo y desgaste del equipo.

Otro problema y a mi parecer el principal es que si uno de los aspectos fallaba no se conocía donde se encontraba la falla. Por ejemplo digamos que un equipo falla en el aspecto técnico, la pregunta es ¿Qué es lo que está fallando en el equipo? El generador, el tubo, las conexiones o que sucede si el aspecto geométrico no cumple las condiciones de uso, las mismas preguntas que el caso anterior.

Es por esta razón que se ideó una nueva forma de separar las mediciones en “zonas” del equipo que se pudieran medir por separado y cuando se desee sin necesidad de medir todo cada vez y que se pudiera conocer donde se encuentra el problema con solo indicar de donde proviene la falla.

Estos Test se separaron en:

- 1) Control del Generador
- 2) Control del Tubo
- 3) Control del Haz
- 4) Control en Protección Radiológica
- 5) Control de Mecanismos

A continuación se detalla cada control:

- 1) **Control del Generador:** Se revisan los aspectos de exactitud y reproducibilidad en cuanto a la energía de los fotones emitidos y el tiempo de exposición; la respuesta de la exposición con el tiempo, corriente y carga; así como la forma de la onda emitida por el equipo
- 2) **Control del Tubo:** Se debe verificar todo lo concerniente al aspecto físico y de rendimiento de este. Se revisará entonces: el rendimiento del tubo, el valor de las capas hemirreductoras (HVL) así como el grado de homogeneidad del haz; también se revisa la distancia tubo a la mesa y el tamaño del punto focal.
- 3) **Control del Haz:** Se revisarán todos los parámetros correspondientes al campo de radiación propiamente dicho. Se revisa el grado de coincidencia de la colimación (campo de luz – campo de Rx), perpendicularidad del haz y centrado de este.
- 4) **Control en Protección Radiológica:** Se revisa todo lo correspondiente a la protección radiológica del paciente, del personal, del público y del medio ambiente.

5) **Control de Mecanismos:** Se revisa todo lo relacionado a la parte mecánica y eléctrica del equipo.

Como se puede observar con solo mencionar la falla en alguno de los controles inmediatamente se puede indicar de donde proviene la falla, cosa que en el antiguo protocolo no se podía saber.

En los diferentes controles se verificarán aspectos que detallaremos a continuación:

Control del Generador: Se verificará:

- La energía, en cuanto a exactitud y reproducibilidad entre los valores de consola y medido
- El tiempo de exposición, en cuanto a exactitud y reproducibilidad entre los valores de consola y medido
- La relación entre la Exposición y el tiempo, corriente y carga, verificando la linealidad
- Forma de onda, comparando la emitida por el equipo y la de la bibliografía

Control del Tubo: Se verificará:

- El rendimiento
- El valor de las capas hemirreductoras (valor en mmAl ante el cual la exposición decae a la mitad)
- El Grado de homogeneidad
- El tamaño del punto focal
- La distancia entre el punto focal y la mesa

Control del Haz: Se verificará:

- Colimación, coincidencia campo de luz – campo de radiación
- Perpendicularidad del haz
- Centrado del haz

Control en Protección Radiológica: Se verificará:

- Protección al paciente, dosis máximas permitidas
- Protección al personal ocupacionalmente expuesto, condiciones del blindaje de la consola
- Protección al medio ambiente, radiación de fuga y radiación de fondo

Control de Mecanismos: Se verificará:

- Controles mecánicos: Movimientos, giros, frenos, mandos, del tubo, mesa y portachasis
- Controles eléctricos: luces, conexiones, del tubo, mesa y portachasis

5. Equipo necesario

- **El NERO (Non-invasive Energy Radiation Output):** Es un sistema que nos permite por medio de una cámara de ionización y un electrómetro incorporado, medir la energía de los rayos X que se desea investigar, así como también permite medir el tiempo de exposición, la dosis entregada y la visualización de la forma de la onda de los rayos X (esto último con la ayuda de un osciloscopio). El Instituto de Enfermedades Neoplásicas cuenta con un equipo NERO, modelo 4000, marca Victoreen como lo muestra la fotografía en el anexo 10.
- Cámara de ionización portátil. El Instituto de Enfermedades Neoplásicas cuenta con una cámara, marca Victoreen modelo 450, como lo muestra la fotografía del anexo 10
- 10 pastillas TLD-100
- Hojas de adquisición de datos, de operaciones resultados y de informe mensual para cada equipo
- Discos de aluminio de diferente espesor y de alta pureza (99.9%)
- Fantomas de alineación
- Fantomas de verificación de dosis
- Cinta métrica
- Calculadora, lápiz, lapicero, borrador, etc.

Aunque este Protocolo solo se refiere al Control de Calidad de los equipos de Rayos X, para un control completo y realizar un trabajo que permita obtener la mejor imagen radiológica con la menor exposición a la radiación tanto al paciente como al operador, es necesario, además, el control sobre: procesadora, cuarto oscuro, chasises, placas, etc.

En éste Protocolo se muestran los controles principales y necesarios para que un equipo de Rayos X para diagnóstico médico se considere en condiciones de funcionamiento. Existen una serie de controles adicionales que aun no se pueden realizar por falta de recursos, pero se prevé que estos controles en un futuro serán posibles de realizar, como son los test de Lees, para el control en fluoroscopia, fantomas específicos, para medición de dosis en profundidad, tamaño del punto focal, etc.

IV. PROTOCOLO PROPUESTO – MANDY – en la práctica (I.N.E.N.)

1. ¿Cómo y cuándo hacer las mediciones?

¿COMO SE VA A MEDIR?

Cada uno de los controles ya mencionados (generador, tubo, haz, protección radiológica, mecanismos) tiene su propia forma de medir para cada equipo del Dpto. es por esta razón que se elaboró este protocolo pues cada máquina tiene sus propios parámetros y formas de medición.

Debido a esto último se elaboro una Hoja de Adquisición de Datos (HAD) para cada equipo, donde se indica que parámetros medir en cada equipo. La forma de hacerlo se detalla a continuación:

Control del Generador:

En este caso el equipo detector (camara de ionización del NERO) se colocará a X_m de distancia del foco del tubo (marca en la carcasa del tubo de Rx); el valor de X se encuentra en los H.A.D.

Luego de posicionar esto se colocaran diversos valores de energia, tiempo y carga en la consola y se procederá a medir.

De los datos obtenidos se llenará la HAD del equipo en particular.

Esta hoja es particular para cada equipo no se pueden intercambiar pues se han establecido para los parámetros y zonas de trabajo de cada especialidad por sala.

Se debe tener mucho cuidado en la distancia foco – detector pues esto influirá en el resultado final, lo mas recomendable es hacerlo en las mismas condiciones.

Control del Tubo:

Se colocará el foco del tubo a X m de distancia de la cámara de ionización del NERO.

Luego se harán los disparos indicados en la HAD y se tomaran medidas.

En esta parte se medirá el HVL, el rendimiento y el Grado de homogeneidad del haz.

Control del Haz:

Aquí se utilizará el fantomas que permite medir colimación, perpendicularidad y centrado, colocando éste a X m de distancia del foco del tubo, luego de revelar la placa se procederá a llenar la HAD respectiva.

Control en Protección Radiológica:

Para el control al personal se debe monitorear la radiación de fuga del tubo, delante y detrás de consola y radiación de fondo de la sala; para este control se necesita el monitor portátil para medir radiación de fuga a 1m del tubo, delante y detrás de consola y radiación de fondo.

Para el control al paciente se utilizarán los fantasmas respectivos de cabeza, torax y abdomen; y una serie de pastillas TLD (10) para obtener las medidas de dosis respectivas.

Control de Mecanismos:

Este control nos brindará un estudio de cómo se encuentra el equipo en cuanto a conexiones, movimientos, giros, frenos, luces, palancas, botones, etc.

¿CUANDO SE VAN A REALIZAR ESTAS PRUEBAS?

Debido a la gran demanda de Radiografías en el INEN se ha establecido una serie de pruebas de verificación y control de los diversos equipos, estas pruebas deben seguir un rol por fechas para no congestionar el servicio y poder tener todos los equipos verificados.

Este rol es aproximadamente como sigue: [22 modificado a nuestra necesidad]

- Control del Generador : 1 vez por mes
- Control del Tubo: 1 vez por mes
- Control del Haz: 1 vez por semana
- Control en Protección Radiológica: Cada 6 meses
- Control de mecanismos: Diario

Estos controles se repetirán sistemáticamente y cuando los equipos tengan alguna reparación o pasen mantenimiento. También se pueden realizar si el operador detecta alguna falla en el uso diario; por ejemplo, placas blandas o quemadas, etc.

Esto ultimo es muy importante puesto que un equipo puede fallar a días de la revisión y el que debe informar en estos casos es el operador.

La comunicación entre el operador y el Físico debe ser completa y sin prejuicios evitando estar a la defensiva e indicando directamente lo que esta ocurriendo, incluso dando su opinión de lo que cree esta sucediendo.

Todo esto solo tiene un beneficiario: el paciente, pues serán menores las placas repetidas y la irradiación que tenga.

2. Trabajo práctico

Se necesita un sistema para conocer el estado de los equipos de Rayos X del Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto de Enfermedades Neoplásicas (INEN).

Para esto debemos conocer con anticipación:

- ¿Qué se va a medir?
- ¿Cómo se va a medir?
- ¿Con qué se va a medir?

En un principio tenemos que medir el grado de confiabilidad que da un equipo cuando se toma una radiografía. En este caso los parámetros a medir son la energía de los rayos X emitidos, el tiempo de exposición, la dependencia de la exposición con el tiempo y la carga, la dosis recibida, los factores del tubo, etc. [11 , 18-19 , 22]

Las salas del Dpto. de Radiodiagnóstico están divididas en seis grandes grupos:

- 1) **Radiología Intervencionista:** Consta de un tubo fijo a la mesa y uno móvil en el techo. Posee también fluoroscopia (marca Siemens)
- 2) **Torax y Hueso:** Consta de un tubo móvil al techo (marca Philips)
- 3) **Urografía:** Consta de un tubo fijo a la mesa (marca Philips), este tubo posee la facilidad de fluoroscopia
- 4) **Digestivo:** Consta de un tubo móvil en soporte vertical y fluoroscopia (marca Philips)
- 5) **Mamografía :** Consta con dos equipos (Philips y Giotto)
- 6) **Radiografía portátil:** 2 equipos marca Philips

Se trató de hacer un único formato para medir los diferentes parámetros de los equipos pero cada uno de ellos tiene consideraciones particulares a estudiar por lo que a cada uno de ellos se le tuvo que hacer un formato especial.

Para este protocolo se han elaborado tres hojas, una para la toma de datos, otra para el análisis de los datos obtenidos y la última para la elaboración del informe con los resultados obtenidos de la hoja de datos.

La Hoja de Adquisición de Datos (HAD):

Esta hoja posee un formato especial para cada sala y contiene los datos que se necesitan medir para cada proceso de diagnóstico de los equipos.

La Hoja de Operaciones y Resultados (HOR):

Esta es una hoja de calculo, donde se vaciaran los datos de la HAD obtenidos de las mediciones respectivas. Esta HOR efectuará las operaciones necesarias y calculará los resultados, errores y gráficas. Esta hoja tiene un formato particular para cada sala

La Hoja de Informe Mensual (HIM):

En esta hoja se colocarán los resultados obtenidos de la HOR y un cuadro resumen al final . Esta hoja tiene un formato particular para cada sala. Existe un HIM para cada tipo de diagnóstico; generador, tubo, haz, protección radiológica y mecanismos

Detallamos como se va a medir sala por sala: [tomado de 22 y modificado a nuestra necesidad]

Sala 65: En esta sala encontramos dos tubos, uno unido a la mesa y otro móvil en el techo, para el control del generador se puede utilizar cualquiera de los dos, de preferencia el móvil pues se puede colocar a 1m del detector, el fijo a la mesa solo se puede mover verticalmente, de forma discreta 15 en 15 cm.

Control del Generador:

1. Se coloca el detector del NERO a 1,0m del foco del tubo
2. Se procede a hacer las mediciones de las energías, tiempos, cargas y dependencias como indica el HAD de la sala.

Control del Tubo:

Tubo en techo

1. Se coloca el detector del NERO a 1,0m del foco del tubo
2. Se hacen las mediciones indicadas en la HAD respectiva para el cálculo del rendimiento.
3. Utilizando los discos de aluminio y como indica la fotografia #XXX se procederá a realizar las mediciones para el cálculo del HVL; como indica el HAD respectivo.

Tubo en mesa:

1. Se coloca el detector del NERO a 1,15m del foco del tubo
2. Se hacen las mediciones indicadas en la HAD respectiva para el cálculo del rendimiento.
3. Utilizando los discos de aluminio y como indica la fotografia #XXX se procederá a realizar las mediciones para el cálculo del HVL; como indica el HAD respectivo.

Control del Haz

Tubo de techo:

1. Colocar el fantomas de colimación a 1,0m de distancia del foco del tubo
2. Colimar el haz a la medida que indica el fantomas
3. Obtener una radiografía a 50kV y 10mAs.
4. Una vez obtenida la imagen llenar el HAD respectivo

Tubo de mesa:

1. Colocar el fantomas a 1,15m de distancia del foco del tubo
2. Colimar el haz a la medida que indica el fantomas
3. Obtener una radiografía a 50kV y 10mAs
5. Una vez obtenida la imagen llenar el HAD respectivo

Control en Protección Radiológica:

Tubo de techo:

Al personal

1. Colocar el monitor a 1,0m de la parte posterior del tubo cuando se esté efectuando una radiografía a 80kV y 20mAs.
2. Repetir esta operación a una distancia de 0,5m y 2,0m
3. Medir la radiación delante de consola y detrás de consola
4. Medir la radiación de fondo de la sala

Al paciente

1. Colocar el fantomas respectivo (cabeza, torax o abdomen) en la mesa
2. Colocar los TLDs en las posiciones indicadas
3. Con la técnica respectiva realizar 10 disparos
4. Leer los TLDs y llenar la HAD respectiva

Tubo de mesa:

Al personal

1. Colocar el monitor a 1,0m de la parte posterior del tubo cuando se esté efectuando una radiografía a 80kV y 20mAs.
2. Repetir esta operación a una distancia de 0,5m y 2,0m
3. Medir la radiación delante de consola y detrás de consola
4. Medir la radiación de fondo de la sala

Al paciente

5. Colocar el fantomas respectivo (cabeza, torax o abdomen) en la mesa
6. Colocar los TLDs en las posiciones indicadas
7. Con la técnica respectiva realizar 10 disparos
8. Leer los TLDs y llenar la HAD respectiva

Control de mecanismos:

1. Esta hoja se llenará por los operadores diariamente en el turno de mañana y tarde, indicando las fallas que observen durante el uso del equipo.

Sala 66: En esta sala encontramos un tubo y un fluoroscopio, el test es para el tubo de rayos X

Control del Generador:

1. Se coloca el detector del NERO a 1,0m del foco del tubo
2. Se procede a hacer las mediciones de las energías, tiempos, cargas y dependencias como indica el HAD de la sala.
3. En este equipo se puede realizar pruebas de dependencia de la exposición con la corriente.

Control del Tubo:

1. Se coloca el detector del NERO a 1,0m del foco del tubo
2. Se hacen las mediciones indicadas en la HAD respectiva para el cálculo del rendimiento.
3. Utilizando los discos de aluminio y como indica la fotografía #XXX se procederá a realizar las mediciones para el cálculo del HVL; como indica el HAD respectivo.

Control del Haz:

1. Colocar el fantomas a 1,0m de distancia del foco del tubo
2. Colimar el haz a la medida que indica el fantomas
3. Obtener una radiografía a 50kV y 10mAs.
4. Una vez obtenida la imagen llenar el HAD respectivo

Control en Protección Radiológica:

Al personal

1. Colocar el monitor a 1,0m de la parte posterior del tubo cuando se esté efectuando una radiografía a 80kV y 20mAs.
2. Repetir esta operación a una distancia de 0,5m y 2,0m
3. Medir la radiación delante de consola y detrás de consola
4. Medir la radiación de fondo de la sala

Al paciente

1. Colocar el fantomas respectivo (cabeza, torax o abdomen) en la mesa
2. Colocar los TLDs en las posiciones indicadas
3. Con la técnica respectiva realizar 10 disparos
4. Leer los TLDs y llenar la HAD respectiva

Control de mecanismos:

1. Esta hoja será llenada por los operadores diariamente en el turno de mañana y tarde, indicando las fallas que observen durante el uso del equipo.

Sala 69: En esta sala se encuentra un tubo de rayos X de pedestal y un fluoroscopio.

Control del Generador:

1. Se coloca el detector del NERO a 1,0m del foco del tubo
2. Se procede a hacer las mediciones de las energías, tiempos, cargas y dependencias como indica el HAD de la sala.
3. En este equipo se puede realizar pruebas de dependencia de la exposición con la corriente.

Control del Tubo:

1. Se coloca el detector del NERO a 1,0m del foco del tubo
2. Se hacen las mediciones indicadas en la HAD respectiva para el cálculo del rendimiento.
3. Utilizando los discos de aluminio y como indica la fotografía #XXX se procederá a realizar las mediciones para el cálculo del HVL; como indica el HAD respectivo.

Control del Haz :

1. Colocar el fantomas a 1,0m de distancia del foco del tubo
2. Colimar el haz a la medida que indica el fantomas
3. Obtener una radiografía a 50kV y 10mAs.
4. Una vez obtenida la imagen llenar el HAD respectivo

Control en Protección Radiológica:

Al personal

1. Colocar el monitor a 1,0m de la parte posterior del tubo cuando se esté efectuando una radiografía a 80kV y 20mAs.
2. Repetir esta operación a una distancia de 0,5m y 2,0m
3. Medir la radiación delante de consola y detrás de consola
4. Medir la radiación de fondo de la sala

Al paciente

1. Colocar el fantomas respectivo (cabeza, torax o abdomen) en la mesa
2. Colocar los TLDs en las posiciones indicadas
3. Con la técnica respectiva realizar 10 disparos
4. Leer los TLDs y llenar la HAD respectiva

Control de mecanismos:

Esta hoja se llenará por los operadores diariamente en el turno de mañana y tarde, indicando las fallas que observen durante el uso del equipo.

b. Análisis y resultados:

PROCESAMIENTO DE DATOS

Una vez que se han obtenido los datos en los HAD respectivos, estos datos deben procesarse para obtener los márgenes de error y confiabilidad de cada equipo.

Para esto utilizaremos las Hojas de Operaciones y Resultados (HOR)

Para cada control se tienen ciertas operaciones que realizará automáticamente; estas son:

Control del Generador:

Energía: Exactitud (diferencia entre el valor de consola y el medido) y reproducibilidad (a una misma energía cual es el error que comete el generador)

Temporizador: Exactitud (diferencia entre el valor de consola y el medido) y reproducibilidad (a un mismo tiempo cual es el error que comete el generador)

Para el cálculo del error en las exactitudes se utilizará la siguiente fórmula: [23]

$$\left| \frac{Vc - Vm}{Vc} \right| \times 100$$

Donde Vc es el valor en la consola y Vm es el valor medido

Para el cálculo del error en la reproducibilidad se utilizará: [23]

$$\left| Vm_{Max} - Vm_{min} \right|$$

Donde Vm_{Max} y Vm_{min} son los valores medidos máximo y mínimo respectivamente

Dependencias:

Exposición con tiempo, Exposición con carga y Exposición con corriente (este ultimo solo es posible realizar en la sala 66)

En las dependencias de la exposición tanto con el tiempo, la carga o la corriente, se deberá utilizar la aproximación mínimo cuadrática y obtener el valor del intercepto, pendiente y el factor de correlación respectivo.

El error se calculara de la siguiente manera: [23]

$$1 - R^2 \times 100$$

Control del Tubo:

Luego de obtener los valores en el HAD, se procederá de la siguiente manera:

Para el cálculo del rendimiento se promediará el valor obtenido a una determinada energía y una determinada carga. Este valor se dividirá entre el valor de la carga y se multiplicará por el factor 8,76 (factor de conversión entre mR y μGy); así obtenemos el rendimiento en $\mu\text{Gy} / \text{mAs}$.

Se repite esta operación para cada valor en la HAD y por último se promedian los rendimientos obtenidos.

El valor de las capas hemirreductoras se obtendrán de los valores que hacen que la exposición se reduzca a la mitad y a la cuarta parte respectivamente.

El valor del Grado de Homogeneidad del haz se obtiene del cociente de la primera y segunda capa hemirreductora.

Control del haz:

Para este control se tomará la placa con el fantomas respectivo y se procederá a hacer las mediciones del desfasaje en colimación tanto en la parte superior, inferior, izquierda y derecha; el desfasaje en perpendicularidad y centrado del haz.

Control de mecanismos:

El control de mecanismos será supervisado diariamente por el personal que utilice el equipo médicos, tecnólogos, etc, al cual se le entregará un H.A.D. donde llenará lo que funcione mal. Se dividirá en tres grandes grupos:

Control Mecánico, que indica todos los dispositivos de movimientos, giros y frenos, tanto del tubo como de la mesa y el portachasis.

Control eléctrico: Nos informará sobre el control de las palancas y botones, si estos obedecen con el; equipo.

Además se incluye una sección de observaciones donde se detallarán los problemas encontrados.

Esta hoja será diaria y se firmará por el operador a cargo en el turno de mañana y de tarde y por el turno de guardia.

Si no se encuentra ningún problema se colocará en la hoja y se firmara indicando que el equipo se encuentra en buenas condiciones.

GRAFICAS:

Este protocolo, contiene para su correcto uso una serie de gráficas para cada parte del control de calidad, estas son según el control:

Control del Generador: Contiene 4 gráficas y en ocasiones 5 (cuando el equipo permite la opción kv-ma-s)

Las gráficas son:

Exactitud de la energía: Se graficarán los valores de la energía de consola y el medido, en forma lineal teniendo en el eje Y los valores de la energía y en el eje X el número del dato obtenido.

Exactitud del tiempo: Se graficarán los valores del tiempo de consola y el medido, en forma lineal teniendo en el eje Y los valores del tiempo y en el eje X el número del dato obtenido.

Linealidad Exposición – Tiempo: Se graficarán los valores Exposición versus tiempo medidos. Esta gráfica debe ser una línea recta.

Linealidad Exposición – Carga: Se graficarán los valores Exposición versus carga medidos. Esta gráfica debe ser una línea recta.

Linealidad Exposición – Corriente: Se graficarán los valores Exposición versus corriente medidos. Esta gráfica debe ser una línea recta. (esta gráfica no esta disponible en todos los equipos)

Las gráficas tienen una zona marcada a la que se denominará ‘Zona de Trabajo’ que es donde se usa el equipo en la práctica diaria. Esta zona nos facilitará ver los errores en las zonas de uso diario del equipo.

Las gráficas de linealidad deben tener los valores de la pendiente, intercepto y factor de correlación.

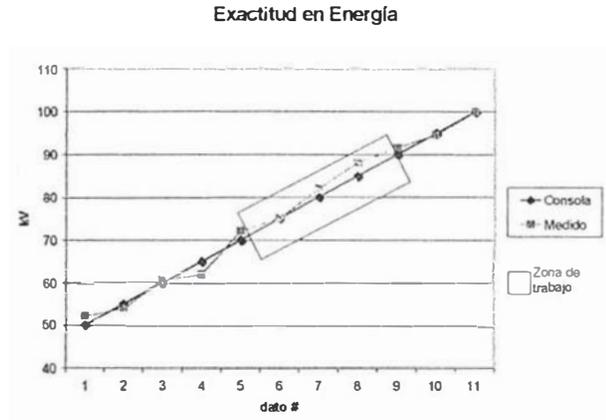


Fig. #13 Gráfica Exactitud de la Energía, se grafican los valores del kV de consola versus el kV medido.

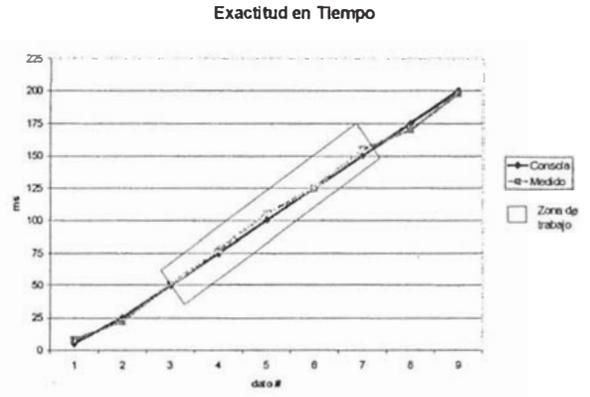


Fig. #14 Gráfica Exactitud en tiempo, se grafican los valores del tiempo de consola versus el tiempo medido.

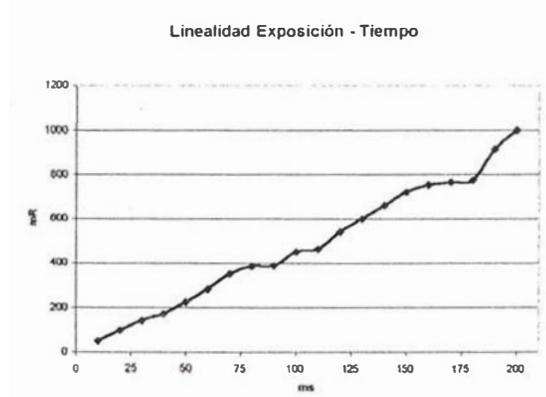


Fig. #15 Gráfica Linealidad Exposición - tiempo, se grafican los valores de la exposición versus el tiempo medido.

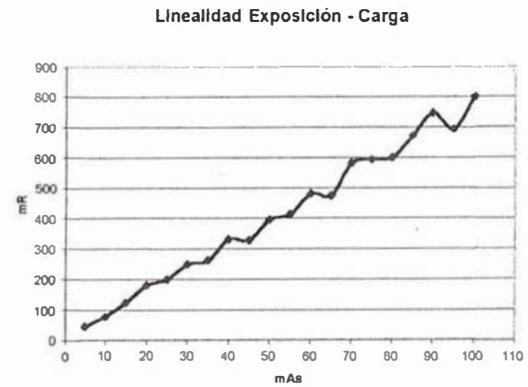


Fig. #16 Gráfica Linealidad Exposición - se grafican los valores de la exposición versus la carga administrada.

Control del tubo: Tiene dos gráficas

H.V.L. o Capa Hemirreductora, se obtendrá la gráfica exposición versus espesor del aluminio utilizado.

La grafica del rendimiento del tubo, se obtendrá de la gráfica del rendimiento del tubo mensualmente, aquí se puede observar como se va gastando en el tiempo el tubo.

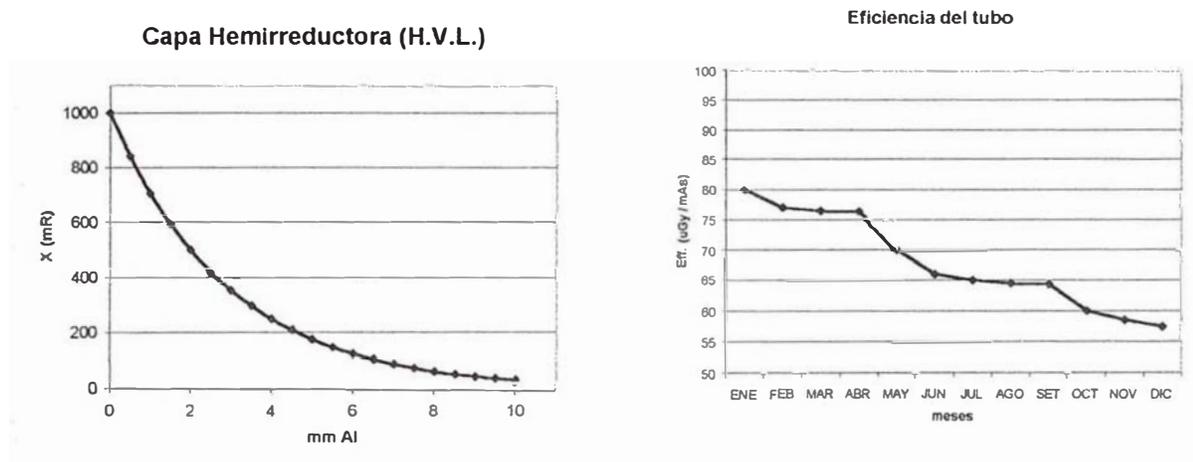


Fig. #17 Gráfica H.V.L. , se grafican los valores de la exposición versus los mm de Aluminio utilizados

Fig. #18 Gráfica de Rendimiento, se grafican los valores de la eficiencia del tubo versus el mes de medición.

Control del haz: No lleva gráficas

Control en Protección Radiológica: No llevan gráficas

Control de Mecanismos: No llevan gráficas.

c. Elaboración del informe:

Con los resultados obtenidos y teniendo en cuenta la tabla de tolerancias (ANEXO XXX) se elaborará el informe indicando en cada caso si esta o no dentro de la tolerancia respectiva. Finalmente se coloca en el resumen las siglas OK si esta por debajo de la tolerancia, X si esta por encima y NA si el control no es posible de realizar.

4. RESULTADOS DEL PROTOCOLO :

1. A la primera medición todos los equipos mostraban defectos en los controles del generador (errores de porcentaje elevado en la energía y tiempo de exposición), tubo (tubos gastados), haz (mala colimación) y protección (sobre exposición al paciente), algunos en mas de dos de los controles
2. Con el nuevo protocolo – MANDY – (propuesto) se puede ubicar directamente el problema donde se encuentra la falla del equipo.
3. Todos los equipos a excepción de uno (sala 66) mostraban problemas con el generador (kV y ms).
4. Todos los equipos a excepción de uno (sala 66) mostraban problemas con el haz de rayos X (colimación y centrado)
5. El tubo de la sala 69 esta prácticamente gastado y debe ser cambiado (baja eficiencia)
6. Las pruebas preliminares con los equipos de mamografía funcionaron como se esperaba e indicaron que los equipos se encuentran totalmente descalibrados en lo que se refiere al kV entregado.
7. Luego de las continuas revisiones y controles se ha podido corregir en los equipos de Rx los parámetros correspondientes al generador, y haz.
8. El equipo de la sala 69 iba a ser dado de baja; luego de los controles consecutivos, el equipo es uno de los mejores del Dpto.
9. Hay un ahorro en placas debido a que no se repiten por problemas en el generador o en el haz. Aproximadamente hay un ahorro del 25% en costos además del ahorro en dosis para el paciente.
10. Antes para cualquier placa se abría todo el campo pues los colimadores no estaban calibrados, con el respectivo aumento de dosis al paciente. Ahora esto se ha eliminado pues se coliman los haces a la zona necesaria.
11. En cuanto a Protección Radiológica, se ha mejorado en los siguientes aspectos:
 - a) Existe un control de dosis mensual con un software intuitivo fabricado para el personal
 - b) Se ha creado una conciencia en el personal sobre Protección Radiológica:
 - i) Cierran puertas en la toma de placas y tocan antes de entrar
 - ii) Usan su dosímetro
12. Se han dado cuenta de la importancia de un Físico en el Dpto. de Rx

13. En cuanto a la radiación de fuga se han verificado todos los equipos, no encontrando problemas
14. En las zonas de disparo (consolas), se verificaron su seguridad ante las radiaciones
15. El nuevo protocolo – MANDY – supera al anterior en lo siguiente:
 - a) Cuando se encuentra una falla se sabe directamente en donde se encuentra (no es ambiguo)
 - b) Existe mayor interconexión Médico – Físico – Tecnólogo
 - c) Es más rápido, intuitivo y automatizado debido a los HAD, HOR y HIM
 - d) Los resultados muestran que es más operativo que el anterior protocolo.
16. Los Ingenieros y Técnicos de la Casa Representante de los equipos que dan el mantenimiento / calibración, solicitan una copia del informe mensual para conocer que es lo que esta fallando en los equipos y que necesitan reparar y/o recalibrar. – esto es una prueba de que el protocolo funciona -.
17. Cuando se inició con este protocolo en las tolerancias llegaban hasta el 20% (generador) y 15% (haz). Luego de los controles la tolerancia se ha podido reducir hasta el 5% (generador) y 1% (haz)
18. Se han elaborado diversos fantomas los cuales se están utilizando con excelentes resultados en cuanto a operación, funcionabilidad y costo.
19. Los médicos y tecnólogos del Departamento. dialogan con el fisico ante cualquier duda o temor sobre las radiaciones, técnicas a utilizar en una radiografía, parámetros de operación y protección radiológica.

4. ANTES Y DESPUES DEL CONTROL – RESULTADOS POR SALAS –

Se muestra a continuación cómo se encontraron los equipos al iniciar el trabajo y como se están dejando luego de las revisiones con el protocolo MANDY.

Se han separado por salas y cada sala esta separada en control del generador, tubo, haz y protección radiológica.

SALA 65 – GENERADOR

ENERGIA - EXACTITUD

kV consola	Antes		Ahora	
	kV medido	% error	kV medido	% error
40	41.9	4.8	39.3	1.8
45	46.6	3.6	44.3	1.6
50	52.6	5.2	49.1	1.8
55	58.1	5.6	54.1	1.6
60	63.9	6.5	60.6	1.0
66	68.7	4.1	66.3	0.5
70	73.2	4.6	70.3	0.4
75	78.7	4.9	74.1	1.2
81	83.5	3.1	81.2	0.2
85	88.0	3.5	85.4	0.5
90	93.5	3.9	91.0	1.1
96	100.2	4.4	97.1	1.1
102	105.5	3.4	102.4	0.4
117	119.7	2.3	117.1	0.1
121	123.9	2.4	122.5	1.2

ENERGIA - REPRODUCIBILIDAD

	81	81	81	error (kV)
Antes	85.3	89.6	87.6	8.6
Ahora	81.1	80.9	81.5	0.5

Energía - Exactitud

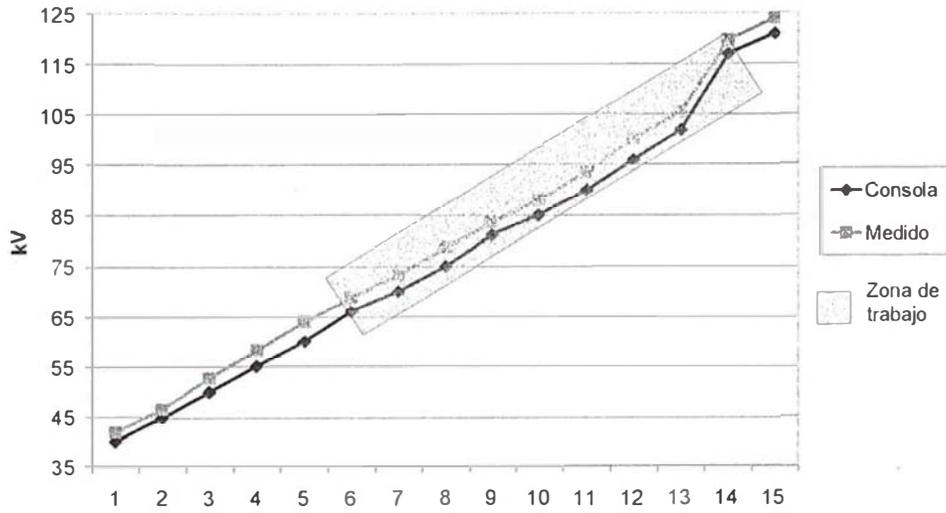


FIG. N° 19. Grafica : EXACTITUD DE LA ENERGÍA ANTES DEL PROTOCOLO
Energía - Exactitud

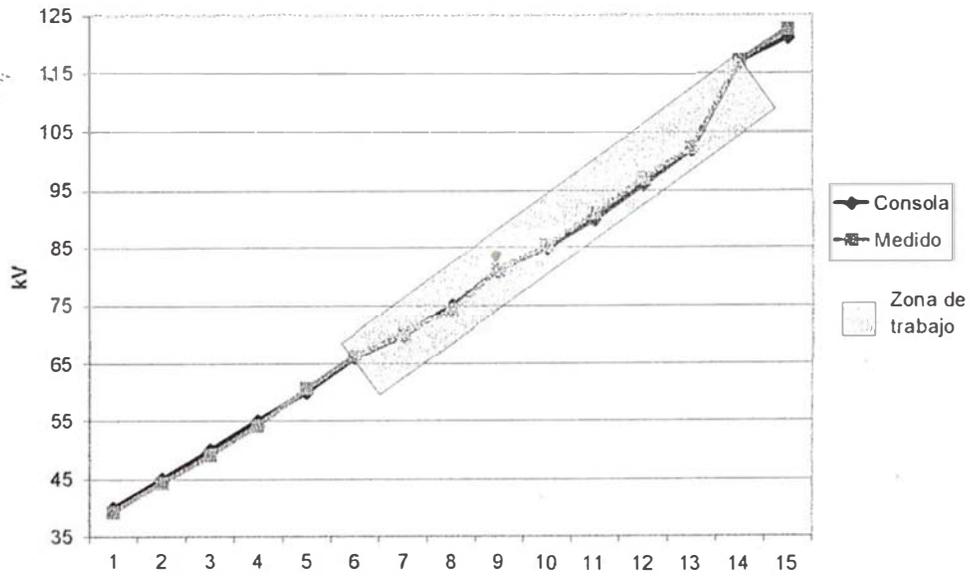


FIG. N° 20. Grafica : EXACTITUD DE LA ENERGÍA DESPUÉS DEL PROTOCOLO

TIEMPO – EXACTITUD

mS consola	Antes		Ahora	
	mS medido	% error	mS medido	% error
25	39.5	58.0	47.2	88.8
50	110.2	120.4	109.1	118.2
71	162.8	129.3	153.7	116.5
100	221	121.0	220	120.0
125	222	77.6	222	77.6
140	222	58.6	222	58.6
160	222	38.8	222	38.8
200	277	38.5	277	38.5

TIEMPO – REPRODUCIBILIDAD

	100	100	100	error (mS)
Antes	221	221	220	121
Ahora	222	219	222	122

Exactitud - Tiempo

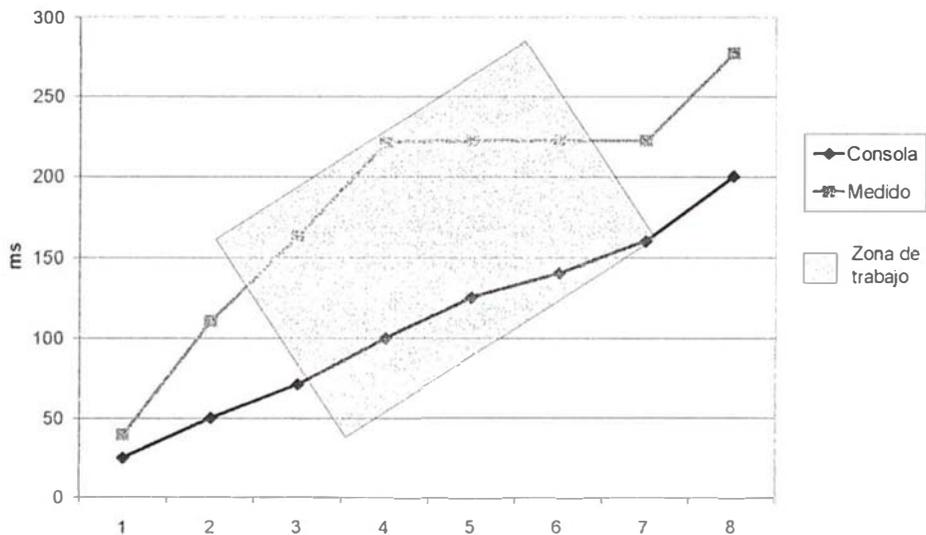
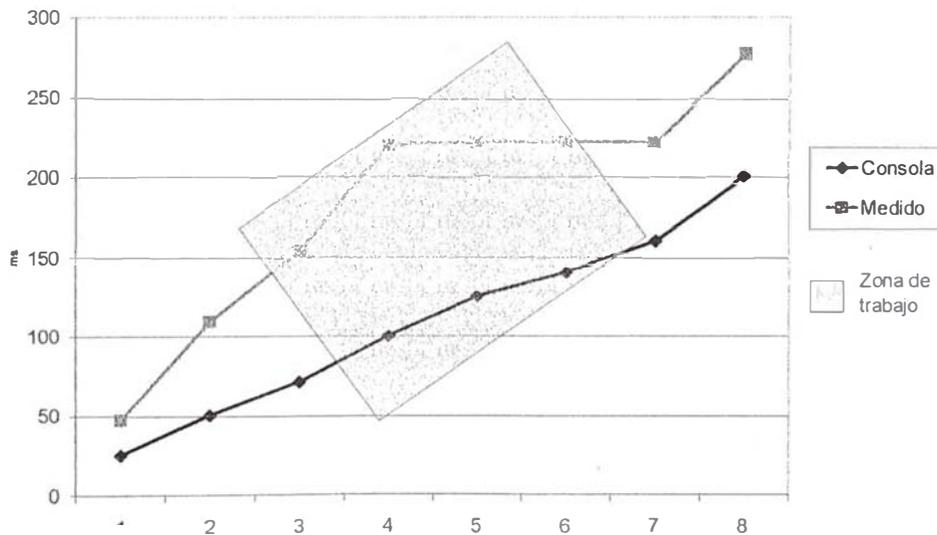


FIG.21 . GRÁFICO. EXACTITUD DEL TIEMPO ANTES DEL PROTOCOLO.

FIG 22. GRÁFICO. EXACTITUD DEL TIEMPO DESPUÉS DEL PROTOCOLO.

Exactitud - Tiempo



Linealidad con el tiempo

Antes		Ahora	
mS medido	X (mR)	mS medido	X (mR)
39.2	245	47.2	289
110.2	334	109.1	309
162.8	339	153.7	312
221	335	220	314
222	259	222	248
222	230	222	225
222	202	222	197.4
277	202	277	193.1

R2 = -0.345

R2 = -0.681

Linealidad: Exposición - Tiempo

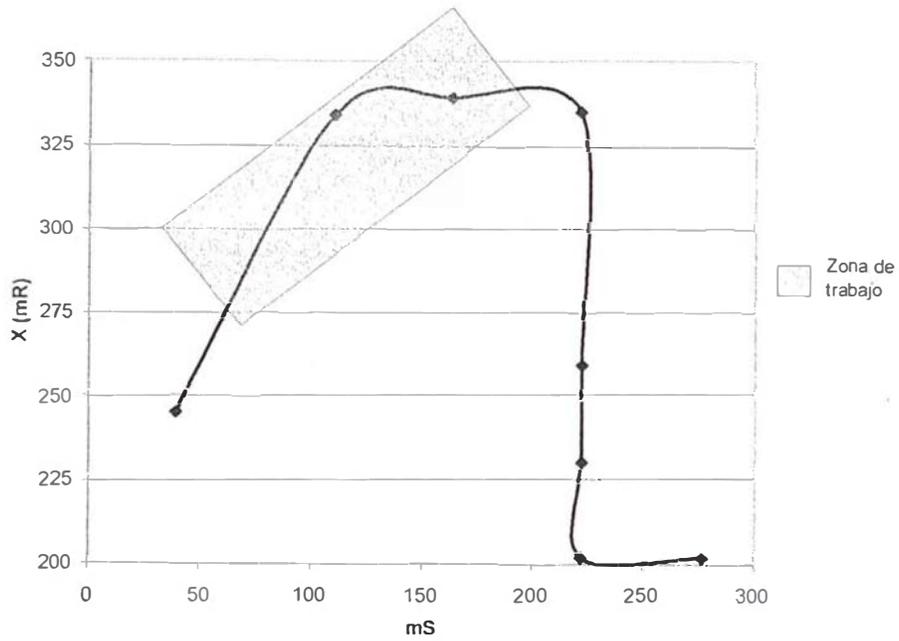
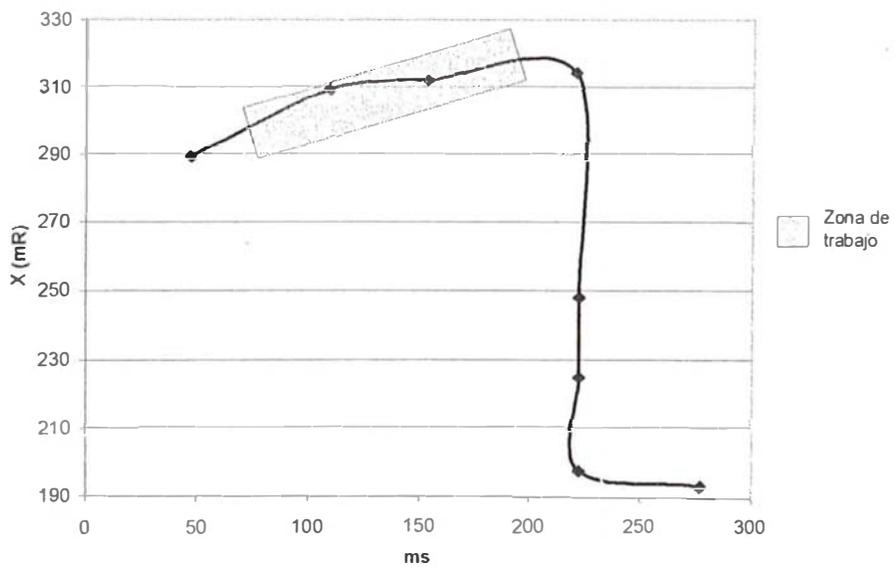


Fig. N° 23 GRÁFICO. Linealidad EXPOSICIÓN-TIEMPO ANTES DEL PROTOCOLO.

Fig. N° 24. GRÁFICO. Linealidad EXPOSICIÓN-TIEMPO DESPUES DEL PROTOCOLO.

Linealidad: Exposición - Tiempo



LINEALIDAD CON LA CARGA:

	Antes	Ahora
m A s c o n s o l a	X (m R)	X (m R)
5	44.3	36.4
10	133.9	119.9
20	315	289
32	396	381
40	400	382
50	396	382
63	497	477
71	568	533
80	637	606
90	715	679
100	789	752

$R^2 = 0.975$

$R^2 = 0.976$

Linealidad: Exposición - Carga

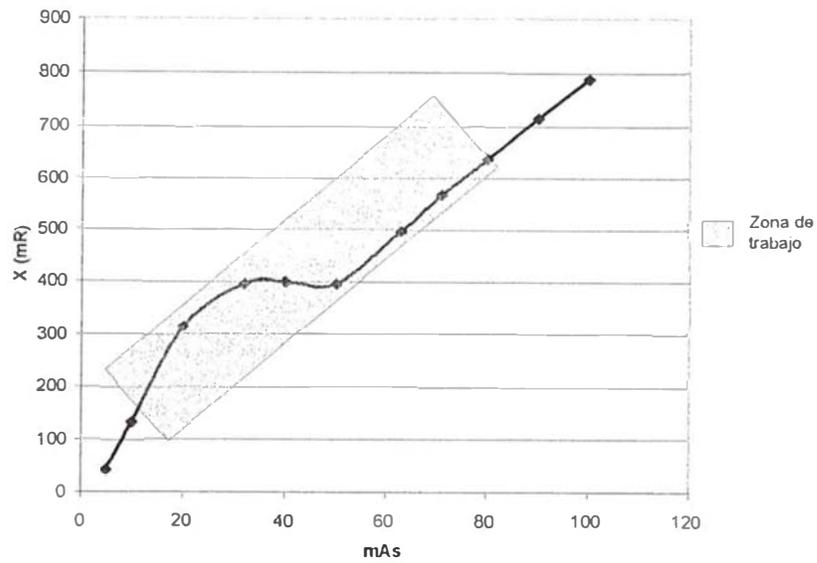


FIG. N° 25. GRÁFICO: Linealidad Exposición - Carga antes del Protocolo.

Linealidad: Exposición - Carga

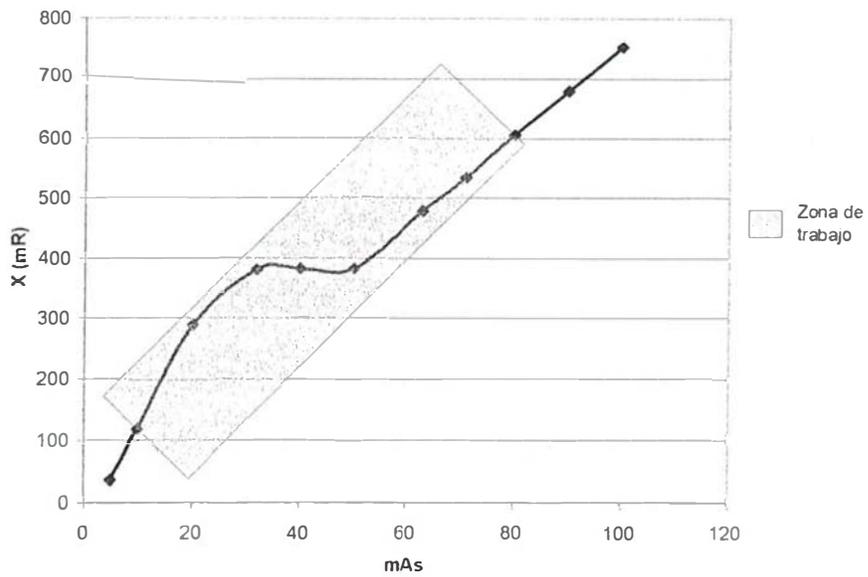


FIG. N° 26. GRÁFICO: Linealidad Exposición - carga Después del Protocolo

CONTROL DEL TUBO TUBO MESA

mm Al	X (mR)
0.00	409.0
0.16	388.0
0.38	357.0
0.66	322.0
0.97	292.0
1.31	264.0
1.95	220.0
2.39	207.0
2.70	193.0
3.46	165.0
4.26	138.0
5.85	105.0
6.16	87.0
7.72	86.5
8.55	72.1
9.31	65.2
10.11	59.0

1er HVL = 2.4 mmAl
 2do HVL = 6.6 mmAl
 G.H. = 0.36

Capa Hemirreductora (H.V.L.)

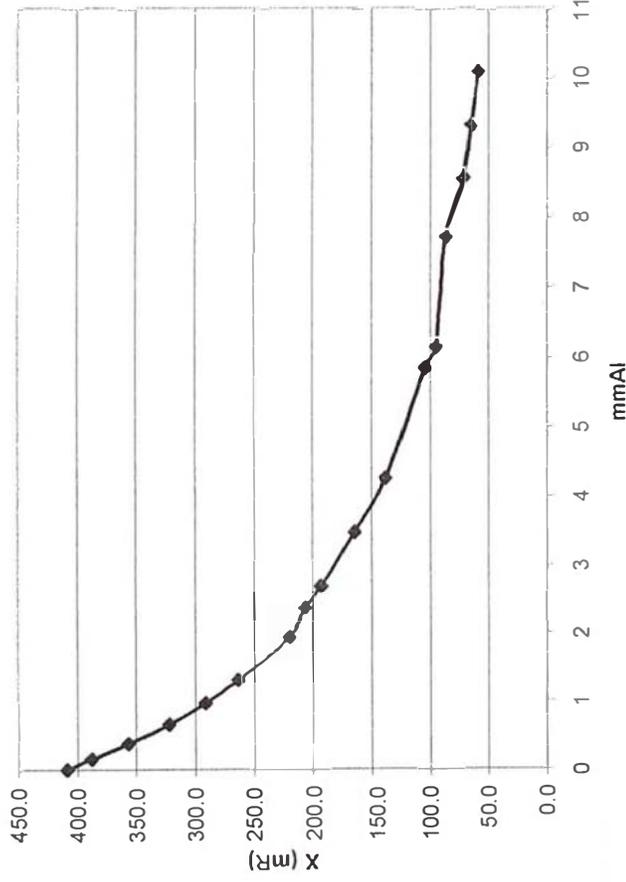


Fig. 27 Gráfica: Exposición Vs ESPESOR de Aluminio.

EFICIENCIA

mAs	eff (uGy/mAs)
10	65.1
20	65.6
30	65.8

Eff = 65.5 uGy / mAs

CONTROL DEL TUBO

TUBO TECHO

mm Al	X (mR)
0.00	255.0
0.16	248.0
0.38	234.0
0.66	218.0
0.97	202.0
1.31	188.0
1.95	163.0
2.39	156.0
2.70	147.0
3.46	129.0
4.26	113.0
5.85	90.6
6.16	81.1
7.72	72.6
8.55	61.0
9.31	55.7
10.11	51.2

1er HVL = 3.6 mmAl
 2do HVL = 8.1 mmAl
 G.H. = 0.44

Capa Hemirreductora (H.V.L.)

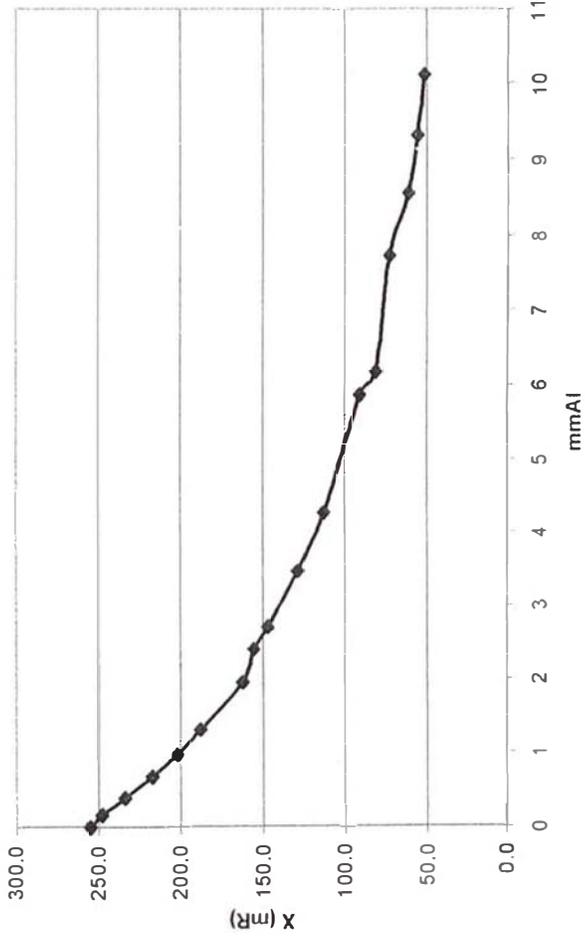


FIG. N° 28 Gráfica: Exposición Vs Espesor de Aluminio
EFICIENCIA

Eff = 58.6 uGy / mAs

mAs	eff (uGy/mAs)
10	59.1
20	58.6
30	58.1

CONTROL DEL HAZ

TUBO MEZA

COLIMACION (cm)

	Izquierda	Derecha	Arriba	Abajo
Antes	7	-7	5	-5
Ahora	-0.4	0.5	0.7	-0.5

PERPENDICULARIDAD

	Desv. (%)
Antes	12
Ahora	6

CENTRADO

	Desv. (%)
Antes	8
Ahora	2

**TUBO TECHO
COLIMACION (cm)**

	Izquierda	Derecha	Arriba	Abajo
Antes	5	-5	3	2.8
Ahora	-0.5	0.8	0.4	-0.9

PERPENDICULARIDAD

	Desv. (%)
Antes	5
Ahora	3

CENTRADO

	Desv. (%)
Antes	7
Ahora	5

CONTROL EN PROTECCION RADIOLOGICA:

**TUBO MESA
RADIACION DE FUGA**

	Distancia del tubo	
	0.5 m	1.0 m
uGy / H	390	96.4
		23.5

**TUBO TECHO
RADIACION DE FUGA**

	Distancia del tubo	
	0.5 m	1.0 m
uGy / H	368	91.9
		23

RADIACION EN CONSOLA

Delante	Detrás
70 uGy / H	1.7 uGy / H

RADIACION DE FONDO : 1,8 uGy / H

RESULTADOS:

1. En cuanto al control del generador:
 - a. Se ha reducido el porcentaje en la exactitud del kilovoltaje del 7% al 2%.
 - b. Se ha reducido el error en la reproducibilidad del kilovoltaje de 9kV a 1kV
 - c. Se ha reducido el porcentaje de error del tiempo del 130% al 120% (se sigue trabajando en esto)
 - d. Aun no se ha reducido el error en la reproducibilidad del tiempo se encuentra en los 122ms (se sigue trabajando en esto)
 - e. Aun no se consigue la linealidad de la exposición con el tiempo (se sigue trabajando en esto)
 - f. Se ha mejorado la linealidad de la exposición con la carga en un 0.1%

2. En cuanto al control del tubo:

Tubo de mesa

 - a. El tubo se encuentra con una eficiencia baja, se recomienda tener un tubo de repuesto
 - b. Los valores de las capas hemirreductoras muestran valores dentro de los parámetros permitidos así como el grado de homogeneidad

Tubo de techo

 - a. El tubo se encuentra con una eficiencia baja, se recomienda tener un tubo de repuesto
 - b. Los valores de las capas hemirreductoras muestran valores dentro de los parámetros permitidos así como el grado de homogeneidad

3. En cuanto al control del haz:

Tubo de mesa:

 - a. Se ha mejorado la colimación, reduciendo el desfasaje en los cuatro lados
 - b. En la perpendicularidad, reduciendo el desfasaje del 12% al 6%
 - c. En el centrado, reduciendo el desfasaje del 8% al 2%

Tubo de mesa:

- d. Se ha mejorado la colimación, reduciendo el desfasaje en los cuatro lados
 - e. En la perpendicularidad, reduciendo el desfasaje del 5% al 3%
 - f. En el centrado, reduciendo el desfasaje del 7% al 5%
4. En cuanto a la Protección Radiológica:
- a. los niveles de radiación de fuga, se encuentra dentro de los límites permitidos, tanto para el tubo de mesa como el de techo
 - b. Protección en consola, se encuentra dentro de los límites permitidos.
 - c. Radiación de fondo, se encuentra dentro de los límites permitidos.
 - d. Se ha reducido la exposición innecesaria al paciente
5. Se ha reducido el número de placas repetidas en esta sala en casi un 10%.

SALA 66 – GENERADOR

ENERGIA - EXACTITUD

kV consola	Antes		Ahora	
	kV medido	% error	kV medido	% error
40	39.3	1.8	39.8	0.5
45	44.1	2.0	44.5	1.1
50	49.6	0.8	49.0	2.0
55	55.5	0.9	53.9	2.0
60	61.4	2.3	59.0	1.7
65	65.6	0.9	64.2	1.2
70	72.0	2.9	70.3	0.4
75	77.4	3.2	76.0	1.3
80	82.9	3.6	81.3	1.6
85	87.2	2.6	85.2	0.2
90	92.7	3.0	90.4	0.4
95	97.6	2.7	96.2	1.3
100	103.0	3.0	100.7	0.7
105	107.6	2.5	105.4	0.4
110	112.6	2.4	111.3	1.2

ENERGIA - REPRODUCIBILIDAD

	80	80	80	error (kV)
Antes	83.0	82.5	82.8	3
Ahora	79.2	78.9	79.0	1

Exactitud - Energía

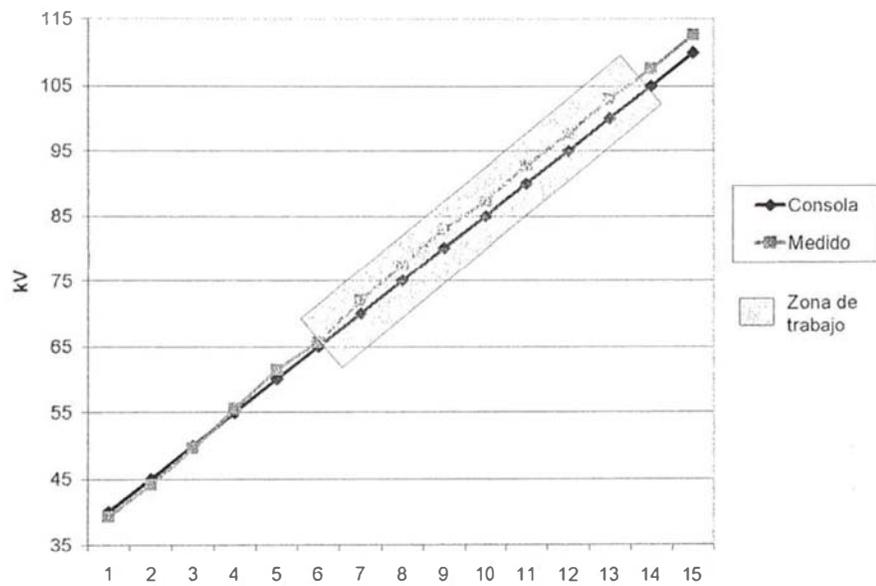


FIG. N° 29 GRÁFICA: EXACTITUD de la Energía antes del Protocolo.

Exactitud - Energía

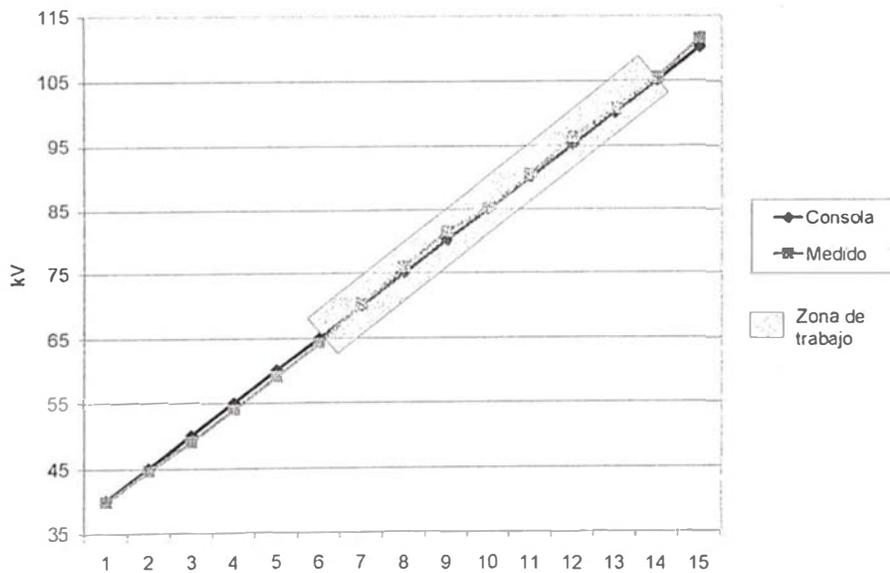


FIG. N° 30 GRÁFICA: EXACTITUD de la Energía despues del Protocolo.

TIEMPO – EXACTITUD

mS consola	Antes		Ahora	
	mS medido	% error	mS medido	% error
20			20.6	3.0
40			40.2	0.5
60			60.4	0.7
80			80.3	0.4
100		NO	100.2	0.2
120		FUNCIONA	120.0	0.0
140			139.3	0.5
160			158.8	0.7
180			178.9	0.6
200			198.7	0.7

TIEMPO – REPRODUCIBILIDAD

	100	100	100	error (mS)
Antes				
Ahora	100	NO 99	FUNCIONA 100	1

No se Tiene Gráfica: Exactitud del Tiempo "antes" del Protocolo debido a que éste Parámetro se encontraba inoperativo.

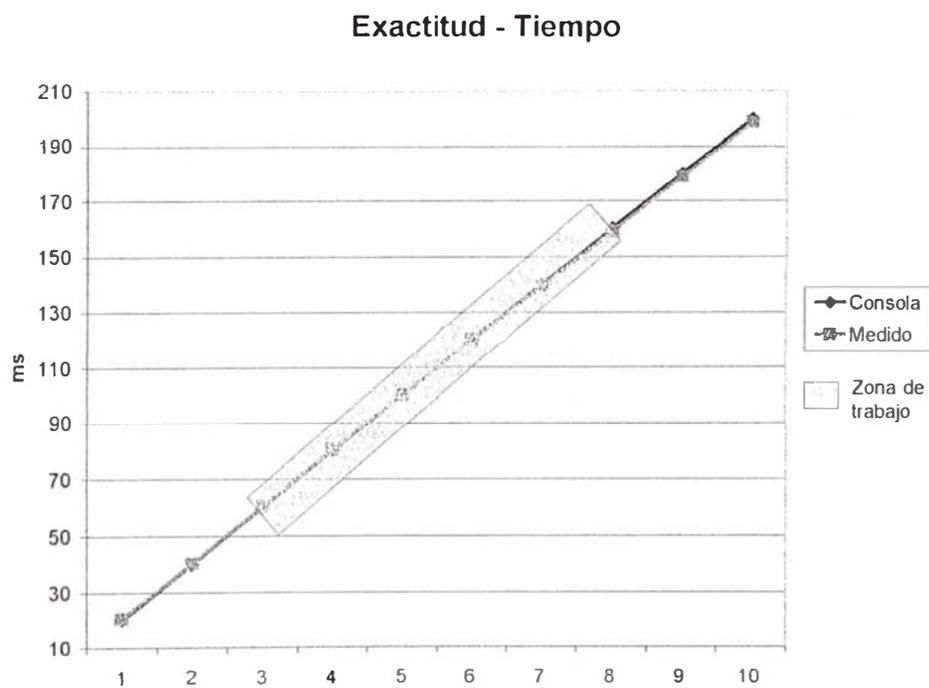


Fig. N°31 gráfica: Exactitud del Tiempo DESPUES del Protocolo.

LINEALIDAD CON EL TIEMPO

Antes		Ahora	
ms medido	X (mR)	ms medido	X (mR)
		20.6	17.3
		40.2	32.6
NO		60.4	47.2
		80.3	62.3
FUNCIONA		100.2	78.8
		120.0	92.8
		139.3	106.5
		158.8	123.7
		178.9	138.9
		198.7	152.2

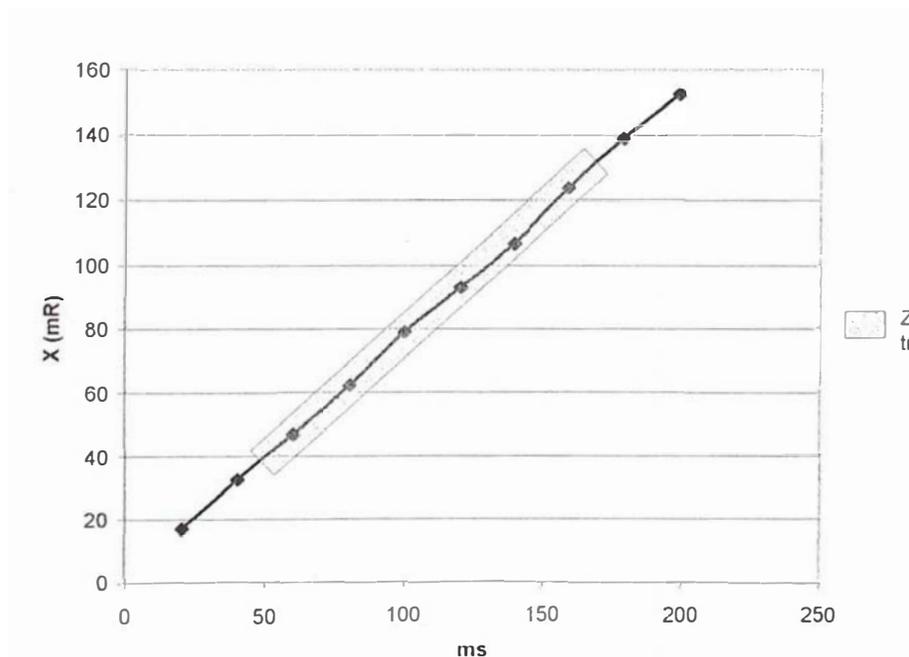
R² = ?

R² = 0.999

No se Tiene Gráfica Linealidad Exposición -Tiempo "antes" del Protocolo, debido a que éste Parámetro no se encontraba operativo.

FIG.32 Gráfica: Linealidad Exposición -Tiempo, después del Protocolo.

Linealidad: Exposición - Tiempo



LINEALIDAD CON LA CARGA:

	Antes		Ahora	
m A s c o n s o l a	X (m R)	X (m R)	X (m R)	X (m R)
5	49.3	39.5		
15	153	115.9		
25	238	191.2		
35	299	264		
45	350	340		
55	425	409		
65	500	492		
75	605	565		
85	654	635		
95	730	712		
100	797	749		

$R^2 = 0.997$

$R^2 = 0.999$

Linealidad: Exposición - Carga

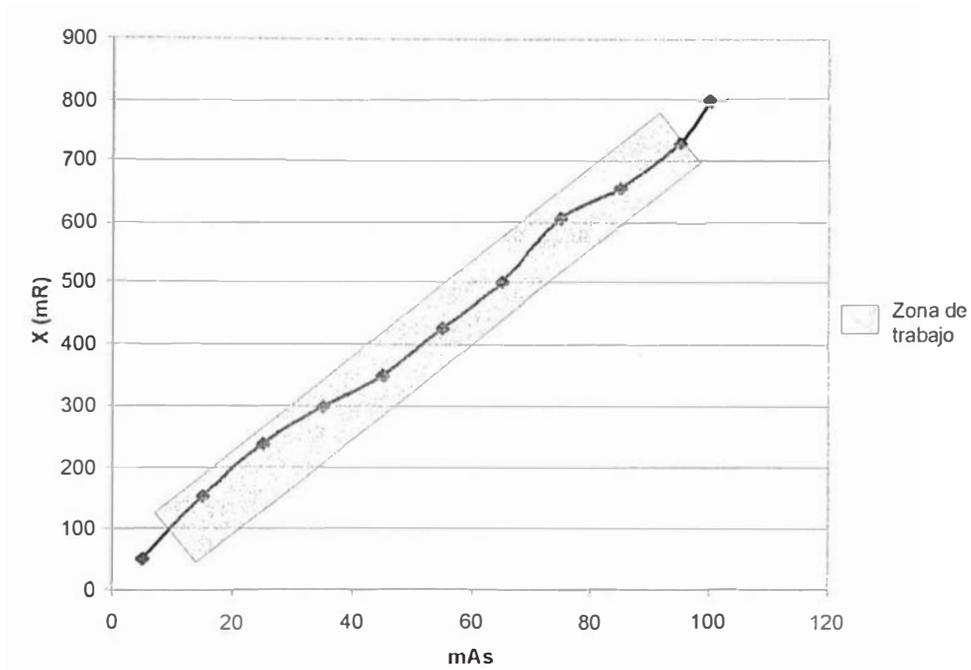


Fig. 33 Gráfica. Linealidad Exposición - Carga, antes del Protocolo.

Linealidad: Exposición - Carga

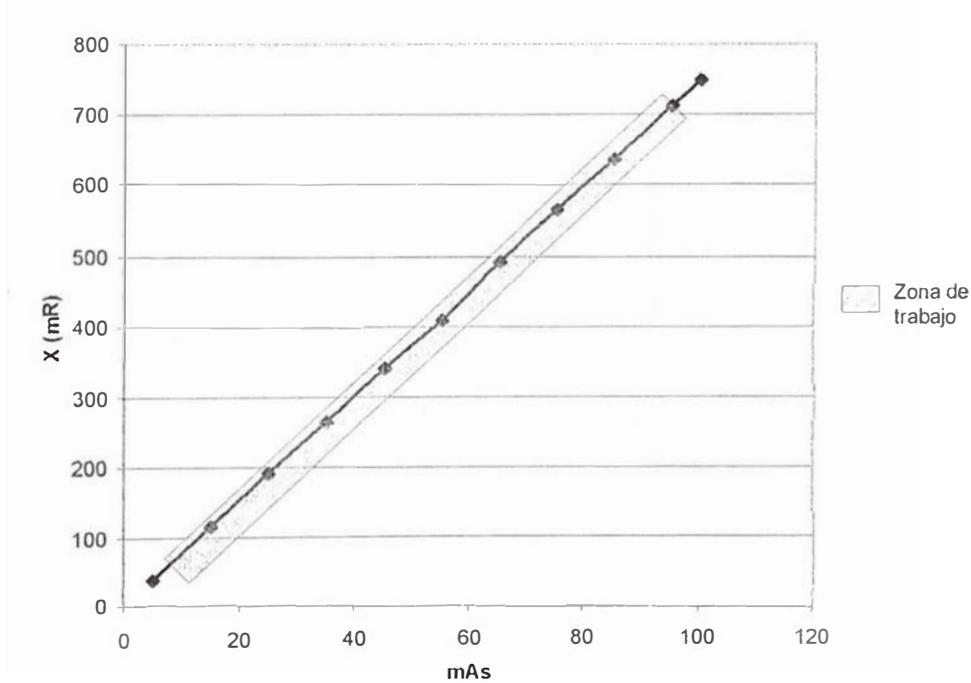


Fig. 34 Gráfica. Linealidad Exposición - Carga, Después del Protocolo.

LINEALIDAD CON LA CORRIENTE

	Antes	Ahora
ms consola	X (mR)	X (mR)
50		39.8
75		58.8
100	NO	77.7
120	FUNCIONA	94.5
150		123.1
170		141.3
200		161.8

$R^2 = ?$

$R^2 = 0.926$

No se tiene Gráfica Lineal Exposición - Corriente "antes" del Protocolo, debido a que este Parámetro no se encontraba operativo.

Linealidad: Exposición - Corriente

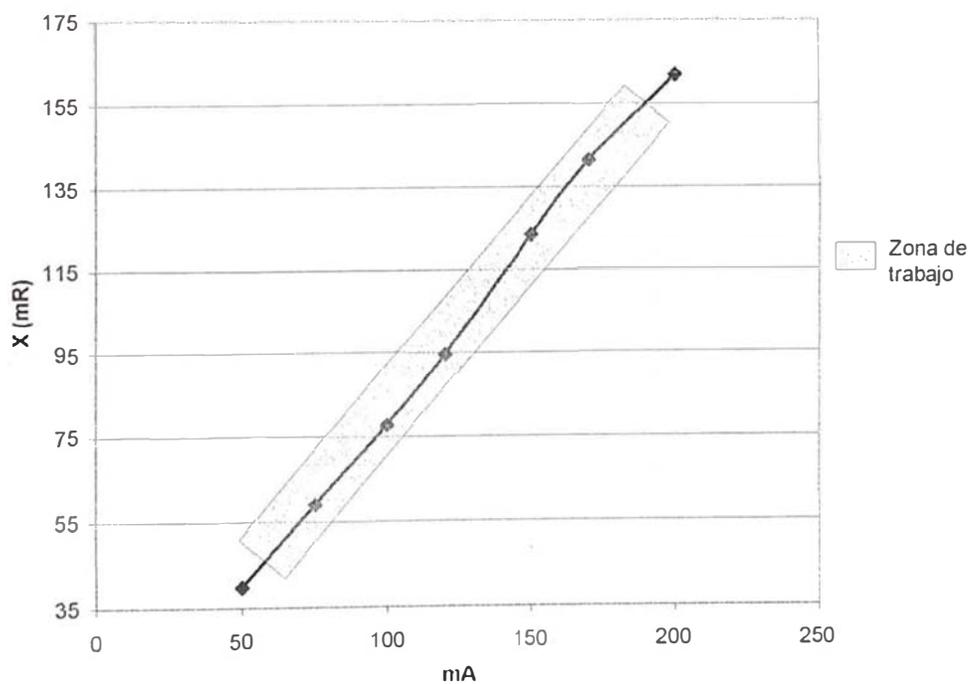


Fig. N° 35 Gráfica: Linealidad - Exposición - Corriente despues del Protocolo.

CONTROL DEL TUBO

mm Al	X (mR)
0.00	186.8
0.16	177.5
0.38	9.0
0.66	151.5
0.97	137.8
1.31	126.4
1.95	107.9
2.39	101.6
2.70	95.3
3.46	80.8
4.26	69.4
5.85	53.5
6.16	48.6
7.72	43.3
8.55	36.5
9.31	33.0
10.11	29.3

Capa Hemirreductora (H.V.L.)

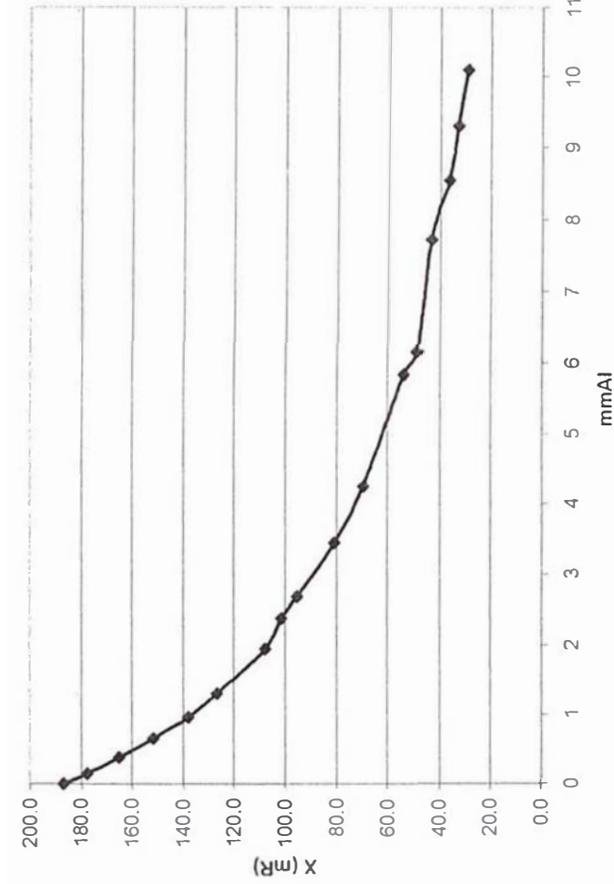


Fig. N° 36. Gráfica. Exposición Vs Espesor de Aluminio.

EFICIENCIA

1er HVL = 2.6 mmAl
 2do HVL = 6.6 mmAl
 G.H. = 0.3

m As	eff (uGy/m As)
10	92.8
20	87.6
30	81.4

Eff = 87.3 μ Gy / mAs

CONTROL DEL HAZ:

COLIMACION (cm)

	Izquierda	Derecha	Arriba	Abajo
Antes	OK	0.5	1.0	OK
Ahora	OK	0.5	0.5	OK

PERPENDICULARIDAD

	Desv. (%)
Antes	2
Ahora	2

CENTRADO

	Desv. (%)
Antes	2
Ahora	2

CONTROL EN PROTECCION RADIOLOGICA:

RADIACION DE FUGA

Distancia del tubo		
0.5 m	1.0 m	2.0 m
uGy / H	380	95.4
		25

RADIACION EN CONSOLA

Delante	Detrás
31 uGy / H	1.7 uGy / H

RADIACION DE FONDO : 1,8 uGy / H

RESULTADOS:

1. En cuanto al control del generador:
 - a. Se ha reducido el porcentaje en la exactitud del kilovoltaje del 4% al 2%.
 - b. Se ha reducido el error en la reproducibilidad del kilovoltaje de 3kV a 1kV
 - c. El control del tiempo se encuentra operativo con un porcentaje de error del 3%
 - d. El control del tiempo se encuentra operativo con un error en reproducibilidad de 1ms
 - e. La linealidad exposición - tiempo tiene una desviación menor al 0.1%
 - f. Se ha mejorado la linealidad de la exposición con la carga en un 0.1%
 - g. La linealidad exposición – corriente tiene una desviación del 7.5% (se esta trabajando en esto)
2. En cuanto al control del tubo:
 - a. El tubo se encuentra con una eficiencia alta
 - b. Los valores de las capas hemirreductoras muestran valores dentro de los parámetros permitidos asi como el grado de homogeneidad
3. En cuanto al control del haz:
 - a. Se ha mejorado la colimación, reduciendo el desfasaje en los lados con problemas
 - b. En la perpendicularidad, se esta tabajando tratando de reducir el 2% de edesfasaje
 - c. En el centrado, se esta tabajando tratando de reducir el 2% de edesfasaje
4. En cuanto a la Protección Radiológica:
 - a. los niveles de radiación de fuga, se encuentra dentro de los límites permitidos, tanto para el tubo de mesa como el de techo
 - b. Protección en consola, se encuentra dentro de los límites permitidos.
 - c. Radiación de fondo, se encuentra dentro de los límites permitidos.
 - d. Se ha reducido la exposición innecesaria al paciente
5. Se ha reducido el numero de placas repetidas en esta sala en casi un 7%.

SALA 69 – GENERADOR

ENERGIA - EXACTITUD

kV consola	Antes			Ahora		
	kV medido	% error	kV medido	% error	kV medido	% error
40	46.3	15.8	41.1	2.8	41.1	2.8
45	55.1	22.4	47.2	4.9	47.2	4.9
50	57.8	15.6	51.3	2.6	51.3	2.6
55	60.9	10.7	56.3	2.4	56.3	2.4
60	65.6	9.3	62.0	3.3	62.0	3.3
65	72.3	11.2	66.7	2.6	66.7	2.6
70	63.7	9.0	69.6	0.6	69.6	0.6
75	81.7	8.9	76.2	1.6	76.2	1.6
80	71.1	11.1	83.2	4.0	83.2	4.0
85	91.9	8.1	87.3	2.7	87.3	2.7
90	85.4	5.1	92.0	2.2	92.0	2.2
95	98.6	3.8	95.9	0.9	95.9	0.9
100	103.4	3.4	98.0	2.0	98.0	2.0
105	107.5	2.4	102.1	2.8	102.1	2.8
110	107.6	2.2	109.6	0.4	109.6	0.4

ENERGIA - REPRODUCIBILIDAD

	80	80	80	error (kV)
Antes	87.1	86.8	85.8	7.1
Ahora	81.1	81.74	80.2	1.7

Exactitud - Energía

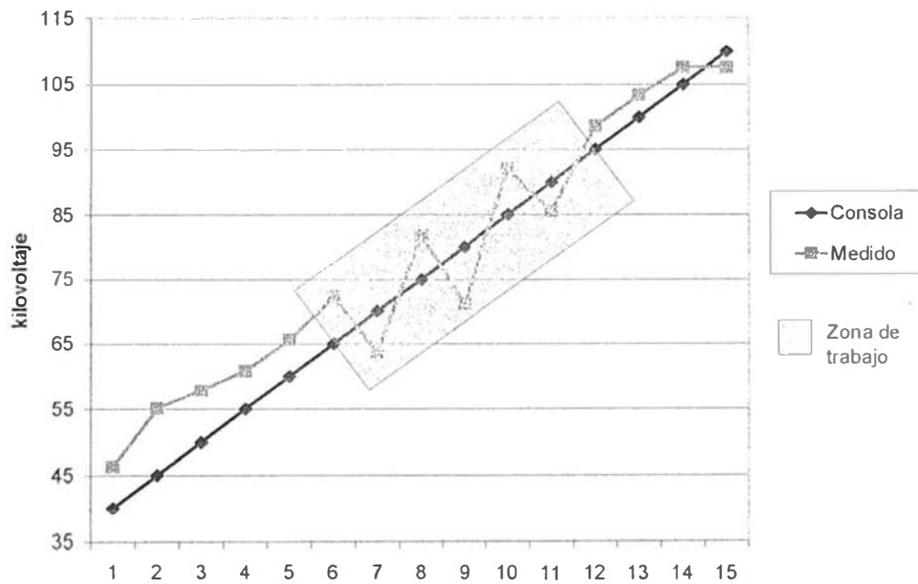


Fig. N°37. Gráfica: Exactitud de la Energía antes del Protocolo.

Exactitud - Energía

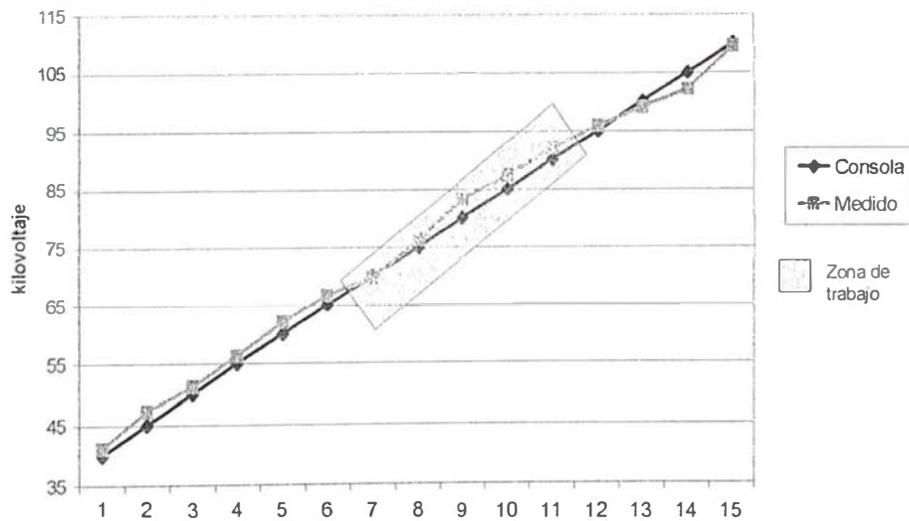


Fig. N°38. Gráfica: Exactitud de la Energía Después del Protocolo.

TIEMPO – EXACTITUD

mS consola	Antes		Ahora	
	mS medido	% error	mS medido	% error
40	27	32.5	34.6	13.5
50	39	22	40.6	18.8
60	41	31.7	48.5	19.2
70	52	25.7	53	24.3
80	66	17.5	59.2	26
90	73	18.9	70.3	21.9
100	78	22	77.2	22.8
200	111	44.5	174.7	12.7

TIEMPO – REPRODUCIBILIDAD

	100	100	100	error (mS)
Antes	80.7	81.5	83	17
Ahora	92.3	91.1	89.5	10.5

Exactitud - Tiempo

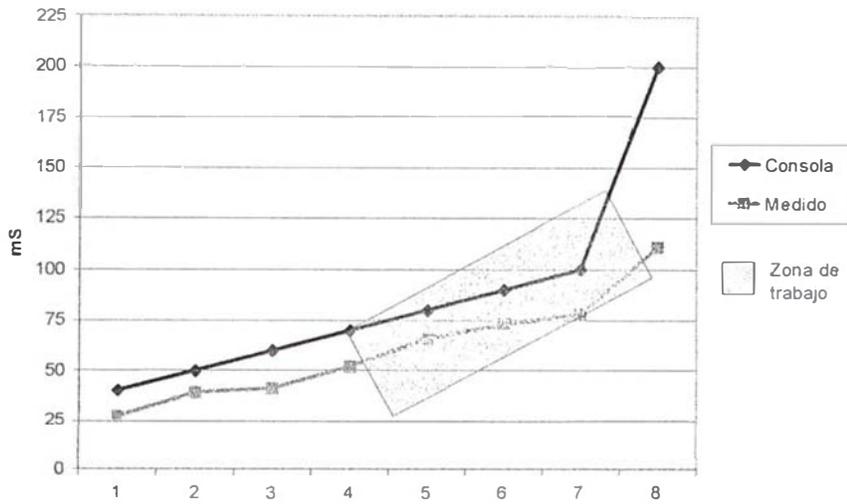


FIG. U°39. Gráfica Exactitud del Tiempo antes del Protocolo.

Exactitud - Tiempo

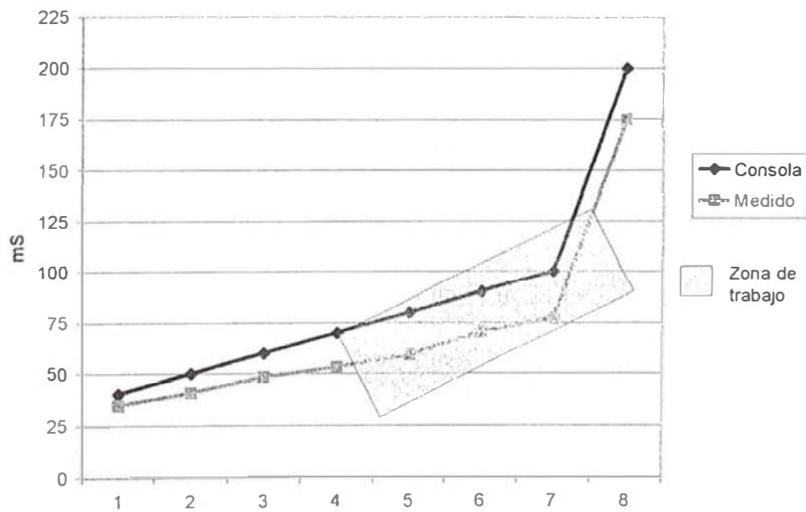


FIG. U°40. Gráfica: Exactitud del Tiempo despues del Protocolo.

LINEALIDAD CON EL TIEMPO

Antes		Ahora	
mS medido	X (mR)	mS medido	X (mR)
27	70.1	34.6	104.5
39	110.5	40.6	124.8
41	122.3	48.5	146.8
52	145.1	53	169
66	180.4	59.2	182.7
73	201.4	70.3	210
78	216	77.2	237
111	441	147.7	491

$R^2 = 0.959$

$R^2 = 0.999$

Linealidad: Exposición - Tiempo

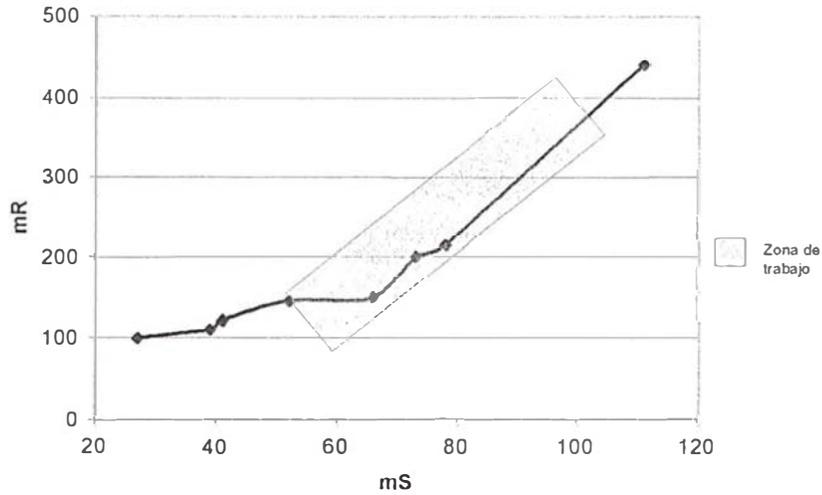
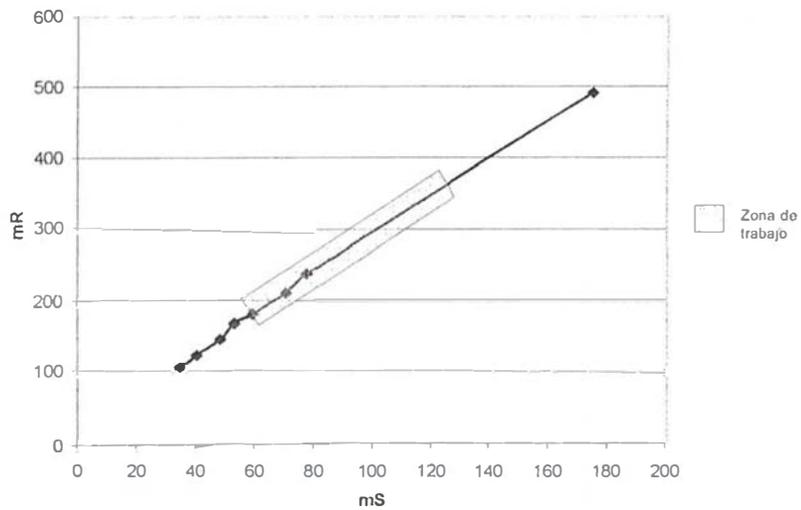


Fig. N° 41 Gráfica: Linealidad Exposición-Tiempo antes del Protocolo.

Fig N° 42 Gráfica: Linealidad Exposición-Tiempo Después del Protocolo.

Linealidad: Exposición - Tiempo



LINEALIDAD CON LA CARGA:

	A n t e s	A h o r a
m A s c o n s o l a	X (m R)	X (m R)
5	95.2	55.2
10	102.6	73.1
20	251	132.5
30	384	188.7
40	496	258
50	610	325
60	780	420
70	857	464
80	969	566
90	1102	610
100	1310	678

$R^2 = 0.995$

$R^2 = 0.997$

Linealidad: Exposición - Carga

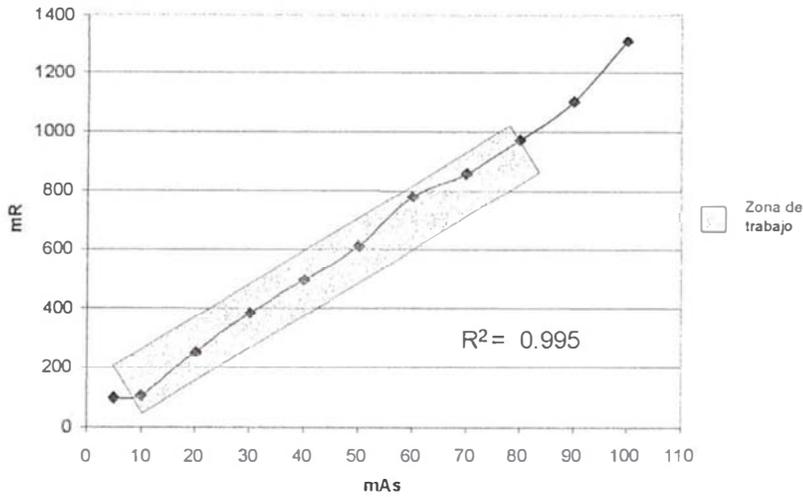


Fig. N° 43 Gráfica: Linealidad: Exposición - Carga antes del Protocolo.

Linealidad: Exposición - Carga

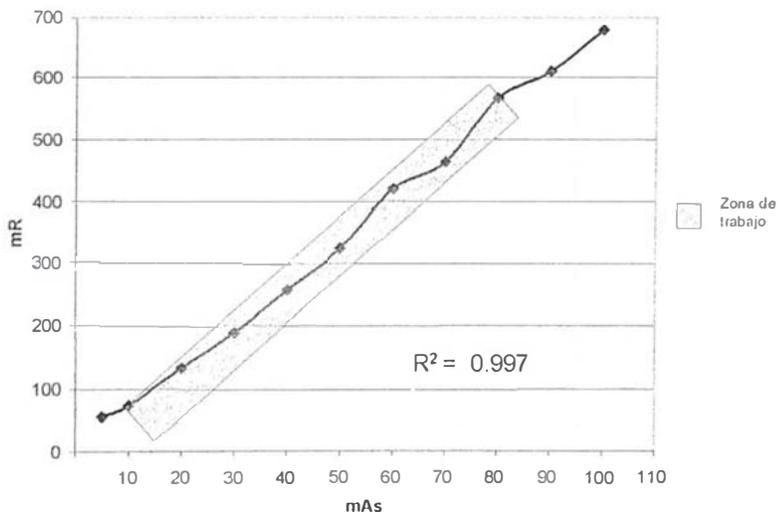


Fig. N° 44 Gráfica: Linealidad: Exposición - Carga Después del Protocolo.

CONTROL DEL TUBO

mm Al	X (mR)
0.00	128.6
0.16	123.9
0.38	113.6
0.66	101.3
0.97	95.3
1.31	86.2
1.95	72.5
2.39	68.0
2.70	63.2
3.46	53.5
4.26	46.7
5.85	35.4
6.16	31.8
7.72	28.4
8.55	22.7
9.31	21.5
10.11	18.9

1er HVL = 2.6 mmAl
 2do HVL = 6.4 mmAl
 G.H. = 0.41

Capa Hemirreductora (H.V.L.)

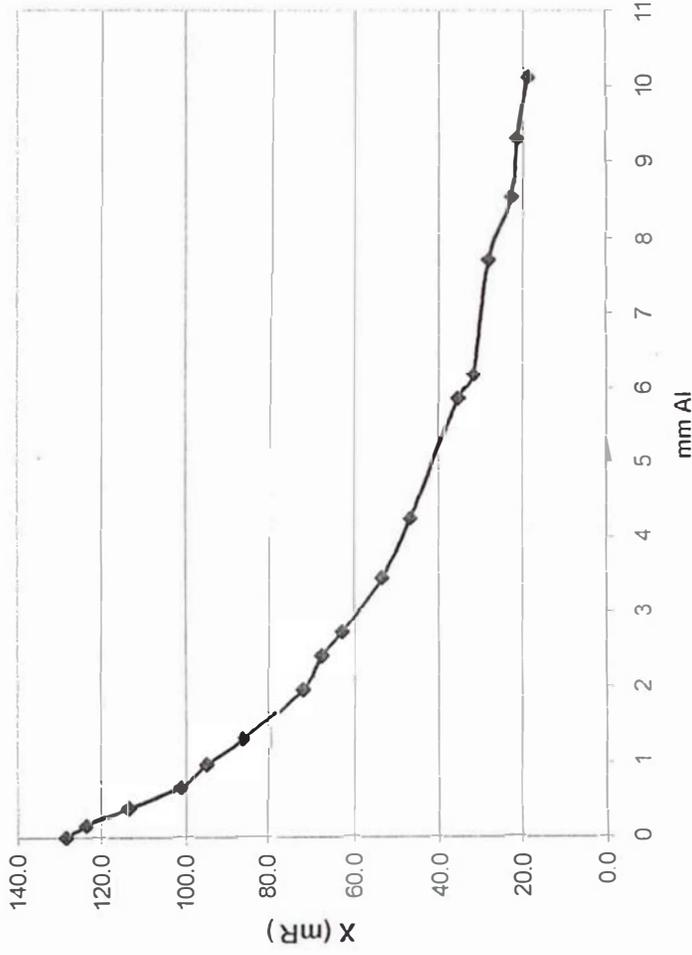


Fig. 45 Gráfica: Exposición Vs Estesor de Aluminio.

Eficiencia

mAs	eff (uGy/mAs)
10	59.2
20	51.9
30	55.2

Eff = 55.4 uGy / mAs

CONTROL DEL HAZ:

COLIMACION (cm)

	Izquierda	Derecha	Arriba	Abajo
Antes	2.1	-2.3	2.5	1.5
Ahora	-0.4	OK	OK	0.2

PERPENDICULARIDAD

	Desv. (%)
Antes	8
Ahora	3

CENTRADO

	Desv. (%)
Antes	5
Ahora	3

CONTROL EN PROTECCION RADIOLOGICA:

RADIACION DE FUGA

	Distancia del tubo	
	0.5 m	1.0 m
2.0 m		
uGy / H	361.8	87.8
		23.7

RADIACION EN CONSOLA

Delante	Detrás
56 uGy / H	1.9 uGy / H

RADIACION DE FONDO : 1,6 uGy / H

RESULTADOS:

1. En cuanto al control del generador:
 - a. Se ha reducido el porcentaje en la exactitud del kilovoltaje del 22% al 5%.
 - b. Se ha reducido el error en la reproducibilidad del kilovoltaje de 7kV a 2kV
 - c. Se ha reducido el porcentaje de error del tiempo del 32% al 26% (se sigue trabajando en esto)
 - d. Se ha reducido el error en la reproducibilidad del tiempo de 19ms a 10ms (se sigue trabajando en esto)
 - e. Se ha mejorado la linealidad de la exposición con el tiempo en un 4%
 - f. Se ha mejorado la linealidad de la exposición con la carga en un 0.2%

2. En cuanto al control del tubo:
 - a. El tubo se encuentra con una eficiencia muy pobre, se recomienda cambiarlo
 - b. Los valores de las capas hemirreductoras muestran valores dentro de los parámetros permitidos así como el grado de homogeneidad

3. En cuanto al control del haz:
 - a. Se ha mejorado la colimación, reduciendo el desfasaje en los cuatro lados
 - b. En la perpendicularidad, reduciendo el desfasaje del 8% al 3%
 - c. En el centrado, reduciendo el desfasaje del 5% al 3%

4. En cuanto a la Protección Radiológica:
 - a. los niveles de radiación de fuga, se encuentra dentro de los límites permitidos.
 - b. Protección en consola, se encuentra dentro de los límites permitidos.
 - c. Radiación de fondo, se encuentra dentro de los límites permitidos.
 - d. Se ha reducido la exposición innecesaria al paciente

5. Se ha reducido el número de placas repetidas en esta sala en casi un 20%.

V. CONCLUSIONES

- Se evidencia la falta de un Protocolo de Control de Calidad para equipos de Radiología Diagnóstica en nuestro país, los equipos no pasan las pruebas y muchas veces los usuarios de estos ni siquiera conocen que existen
- Al iniciar este trabajo los equipos del Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto de Enfermedades Neoplásicas presentaban fallas tanto en el generador, tubo, haz y protección radiológica; en mayor o menor grado.
- A diferencia del Protocolo Internacional, este Protocolo al separar las pruebas por zonas en cada equipo permiten encontrar la falla directamente, no repetir las pruebas innecesariamente y con ello ahorrar en tiempo y desgaste del equipo.
- Existe un ahorro en dinero; se está ahorrando casi un 25% en costos por placas repetidas, además que el equipo tiene un menor desgaste
- Este protocolo puede ser adaptado sin dificultad para cualquier equipo, como pudo comprobarse cuando se realizaron las pruebas en los mamógrafos
- Se han podido reducir los niveles de tolerancia desde un 20% cuando se empezó con trabajo, hasta un 5% en las últimas mediciones, comprobando que el Protocolo es funcional
- La prueba más concreta de que este protocolo se encuentra operativo y es funcional lo da la casa que da el mantenimiento a los equipos, pues esta solicita una copia del informe mensual para tener conocimiento de los problemas que pueden tener los equipos y que debe ser recalibrado o corregido.
- Con la elaboración del Protocolo de Control de Calidad para el Departamento de Radiodiagnóstico del Instituto de Enfermedades Neoplásicas se ha mejorado el servicio, tanto en calidad de la imagen obtenida, disminución de placas repetidas, velocidad de atención y por consiguiente número de pacientes atendidos, disminución de dosis al personal y a los pacientes, ahorro en insumos (placas y químicos para revelado), equipos en mejor estado de uso, entre otros.
- Tanto la elaboración, modificaciones como la puesta en marcha de este protocolo no se realizó en forma aislada, sino que contó con la ayuda y colaboración del personal médico (doctores, técnicos y tecnólogos) así como del personal de la casa que brinda el mantenimiento de los equipos (ingenieros y técnicos): es decir el funcionamiento de un protocolo de control de calidad es un trabajo que compete a todo el personal; del departamento, principalmente al Físico.

BIBLIOGRAFIA

- [1] A. Diez de los Ríos, Compendio de publicaciones - Bases Físicas de la Radiología, Lima : INEN, 1990
- [2] M. Delgado; C. Oton, Compendio de publicaciones - Fundamentos del Radiodiagnóstico, Lima : INEN, 1990
- [3] C. Oton; M. Gil, Compendio de publicaciones - Historia y Concepto de la Radiología, Lima : INEN, 1990
- [4] Radiographics, Tutorial for radiological residents, Spring Road : Radiological Society Of North America INC, 1997-1998
- [5] R. Eisemberg, Radiology an Illustrated History, Philadelphia : Mosby Year Book, 1992
- [6] Elementos de Radiografía, New York : Eastman Kodak Company, 1961
- [7] R. Eisberg, Física Cuántica, California : Limusa, 1992
- [8] R. Eisberg, Fundamentos de Física Moderna, California : Limusa, 1992
- [9] C. Pedroza, R. Casanova, Diagnóstico por imagen – Tratado de Radiología Clínica, Madrid : Mc. Graw Hill, 1998.
- [10] F. Khan, The Physics of radiation Therapy, Minnesota : Williams & Wilkins, 1994
- [11] W. Hendee; E. Chancy; R. Rossi, Radiologic Physics Equipment and Quality Control, Chicago – London : Year Book Medical Publisher, 1977.
- [12] R. Weissteder; J. Wittenberg; M. Rieumont; G. Bennet Diagnostic Imajin Expert CD, Massacgussets : Mosby INC, 1998
- [13] R. Pizzutiello Jr.; John Cullinam, Introducción a la Imagen Radiográfica Médica, Ontario : Eastman Kodak Company, 1999
- [14] J. Hernandez, Compendio de publicaciones - Protección contra radiaciones ionizantes, Lima : INEN, 1990
- [15] M. Mc Dermott, T. Krebs, CD Roentgen, Maryland Williams & Wilkins, 1996

- [16] Technical Reports Series 277, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, Viena: IAEA, 1977
- [17] J. Kereiakes; E. Saenger; M. Rosentein, Handbook of radiation doses in nuclear medicine and diagnostic X-Ray, Florida : CRC Press INC, 1980
- [18] National Council of Radiation Protection and Measurements, Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment - NCRP REPORT #99, Maryland : Organización Panamericana de Salud, 1988
- [19] Organización Panamericana de la Salud, Garantía de calidad en Radiodiagnóstico Publicación Científica #469, Washintong D.C.: 1984
- [20] M. Zaharia, C. Picón, Reglamento de Protección Radiológica, Lima : Instituto de Enfermedades Neoplásicas, 1977
- [21] Decreto Supremo #009-97-EM, Lima – Perú : Diario El Peruano, 1997
- [22] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Madrid Edicomplet, 1996
- [23] Haber, Audrey, Ronyon, Richard, Estadística General, Bogotá Fondo educativo interamericano, 1973
- [24] J. Pedraza, Compendio de publicaciones - Bases Biológicas de la Radioterapia, Lima : INEN, 1990
- [25] J. Coggle, Biological Effects of Radiation, London : Taylor & Francis LTD, 1983
- [26] F. Sendra; M. Martinez, Compendio de publicaciones - Radiobiología General, Lima : INEN, 1990
- [27] *V. de Vitta Jr., S. Hellman, S. Rosenberg*, Cancer Principles E Practice of Oncology vol 1, Philadelphia: J. B. Lipincott Co., 1989
- [28] J. Valentin, Pregnancy and Medical Radiation, London : Pergamon, 1999
- [29] M. Bobenrieth, Investigación Científica y Escritura Científica, Washintong: 1989