

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA
APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA

AREA FÍSICA MÉDICA

**Estudio de la termoluminiscencia del LiF, activado con
Mg, Cu y P, y su aplicación a la dosimetría en oncología a
cuerpo entero.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN TECNOLOGÍA AVANZADA

PRESENTA:

FÍS. EUGENIO FABIÁN SEBASTIÁN TORIJANO
CABRERA

México, D. F. Noviembre, 2006

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
COORDINACIÓN GENERAL DE POSTGRADO E
INVESTIGACIÓN

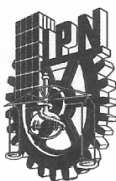
En la Ciudad de México D.F. el día 01 del mes de octubre del año 2006, el que suscribe **Eugenio Fabián Sebastián Torijano Cabrera** alumno del programa de **Maestría en Tecnología Avanzada** con número de matrícula **A0440144**, adscrito a **CICATA-Unidad Legaria**, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del **Dr. Juan Azorín Nieto** y cede los derechos del trabajo intitulado **“Estudio de la termoluminiscencia del LiF, activado con Mg, Cu y P, y su aplicación a la dosimetría en oncología a cuerpo entero”**, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la dirección de correo electrónico: efic@xanum.uam.mx. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.



Eugenio Fabián Sebastián Torijano Cabrera

Nombre y firma



INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL
SECRETARIA DE INVESTIGACION Y POSGRADO

ACTA DE REVISION DE TESIS

En la Ciudad de México, D.F. siendo las 11:00 horas del día 21 del mes de noviembre del 2006 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-IPN para examinar la tesis de grado titulada: **“Estudio de la Termoluminiscencia del LiF activado Com Mg, Cu, P y su aplicación a la dosimetría en oncología a cuerpo entero”**

Presentada por el alumno:

TORIJANO

CABRERA

EUGENIO FABIAN SEBASTIAN

Apellido paterno

materno

nombre(s)

Con registro:

A	0	4	0	1	4	4
---	---	---	---	---	---	---

aspirante al grado de: **MAESTRIA EN TECNOLOGIA AVANZADA**

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **SU APROBACION DE LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISION REVISORA

Director de tesis

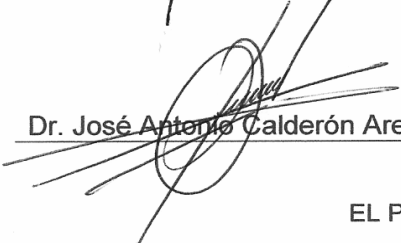

Dr. Juan Azorín Nieto

Codirector de tesis


Dra. Rocío Alejandra Muñoz
Hernández


Dr. Teodoro Rivera Montalvo


Dr. Claudio Furetta


Dr. José Antonio Calderón Arenas


Dr. Miguel Angel Aguilar Frutis

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO


Dr. José Antonio Irán Díaz Góngora

DEDICATORIA

Con todo mi amor a mis hijos Claudia Gabriela, Alejandra Georgina y Eugenio.

A Soledad, mamá, guía y amiga de estas maravillosas personas.

A mi nieto Eugenio como pequeña prueba de que no hay más límites que los que uno mismo se impone.

AGRADECIMIENTOS

Mi sincero agradecimiento a todos aquellos que, de una u otra manera, colaboraron a la realización de este trabajo:

Dr. Juan Azorín Nieto por su dedicación y continuo aporte de observaciones y útiles sugerencias, pero en particular, por su confianza y amistad.

Dra. Rocío Muñoz Hernández por su paciencia, amistad y decidido apoyo brindados durante mi estancia en C.I.C.A.T.A.

Dra. Rebeca Sosa Fonseca por su dedicación pedagógica y amistad.

A los compañeros y amigos de Física Médica, Área de Radioterapia del Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”: M. en C. Moisés Castillo Meza e Ing. Aldo Herrera Márquez por haberme orientado y permitido el uso del equipo, por sus atinados consejos y la ayuda inapreciable que me proporcionaron a lo largo de un año de trabajo.

A los compañeros del Hospital General de México del Departamento de Física Médica, Área de Radioterapia: M. en C. Luís Felipe Villaseñor Navarro, Fís. Omar Hernández Oviedo, Ing. Ana Lilia Cano Aguilar e Ing. Jeannette Rodríguez Cortés por su valiosa ayuda y amable colaboración.

A la M. en C. Jazmín Roa del hospital Ángeles Interlomas por su desinteresada ayuda.

Al personal administrativo de C.I.C.A.T.A., en particular a Lety Cardona.

A mi amigo, Fís. Alejandro Vázquez Rodríguez por su atinada y oportuna ayuda.

ÍNDICE GENERAL	Página
I. RESUMEN	7
II. INTRODUCCIÓN	8
III. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO	13
IV. OBJETIVOS	14
V. MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL	16
VI. ACELERADOR LINEAL	34
VII. TRATAMIENTOS A CUERPO ENTERO	41
VIII. METODOLOGÍA	53
IX. RESULTADOS	65
X. CONCLUSIONES	69
XI. RECOMENDACIONES	71
XII. BIBLIOGRAFÍA	72
XIII. ANEXO 1. UNIDADES USADAS EN DOSIMETRÍA	74
XIV. ANEXO 2. TABLAS	78
XV. ANEXO 3. FIGURAS	98
XVI. ANEXO 4. GRÁFICAS DE LINEALIDAD. LOTE NUEVO	124

RESUMEN

Se presentan los resultados obtenidos para repetibilidad y linealidad en dosímetros de LiF:Mg,Cu,P (marca Harshaw) al ser irradiados inicialmente con partículas beta provenientes de una fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$, y luego con fotones y electrones en diversos aceleradores lineales. El propósito fundamental era averiguar si estos dosímetros podrían usarse en tratamientos a cuerpo entero.

Se encontró que existe una dispersión muy alta en la repetibilidad cuando se trata de irradiaciones con partículas, beta o electrones, aún cuando sean dosis bajas y de baja energía. En cuanto a la linealidad se encontró que, para dosis bajas de la radiación empleada, 2 Gy, empieza a manifestarse un efecto de sublinealidad, el cual, en teoría, debiera aparecer para dosis de más de 15 Gy. Por estas razones no se recomienda este material para dosimetría clínica en este tipo de tratamientos.

ABSTRACT

Results obtained for repeatability and linearity of the dosimeters of LiF:Mg,Cu,P (Harshaw) irradiated with beta particles, and then with photons and electrons in diverse lineal accelerators are presented. The main objective was to determine if these dosimeters could be used in whole body irradiation treatments.

It was found that there exists a very high dispersion in the repeatability of the dosimeters when they are irradiated with particles, beta or electrons, even at low doses and low energies. Concerning the linearity it was found that, for doses of about 2 Gy, the dosimeters begin to show a sublinearity effect, the one which, in theory, should appear at doses higher than 15 Gy. For these reasons this material is not recommended for clinical dosimetry in whole body irradiation treatments.

INTRODUCCIÓN

La principal aplicación práctica de la termoluminiscencia es, sin duda, la dosimetría de radiaciones (**T L D**, por sus siglas en inglés), ya que se adapta sin gran dificultad a gran variedad de actividades científicas o técnicas en las que se requiere una determinación precisa de la dosis absorbida por irradiación.

El intervalo de medición de dosis absorbida con los diferentes materiales termoluminiscentes es muy amplio. Algunos materiales tienen la sensibilidad suficiente para medir con confiabilidad, y en tiempos muy cortos, las bajas dosis debidas al fondo natural, del orden de $0.1 \mu\text{Gy h}^{-1}$. Otros permiten extender la capacidad de medida al intervalo de dosis muy altas como en el caso de la esterilización de material quirúrgico, algunos alimentos o en pruebas de resistencia de materiales, que llegan a ser de algunas decenas de kGy. Entre otros, el LiF: Mg,Ti (TLD -100) puede medir un intervalo de dosis entre 1 mGy hasta decenas de Gy y el LiF:Mg,Cu,P puede abarcar desde μGy a Gy.

Otras ventajas son su amplia gama de formas y tamaños, adaptables a prácticamente todas las necesidades de medición. Cuando sus dimensiones son muy reducidas garantizan una excelente resolución espacial, sobre todo cuando se necesita medir en campos de radiación fuertemente inhomogéneos.

Otro aspecto interesante que ofrecen los TLD es la equivalencia con el tejido humano en cuanto a la absorción de energía del campo de radiación. Esta característica es muy importante tanto en dosimetría personal como en dosimetría clínica, en las cuales las mediciones del dosímetro han de ser representativas de las dosis absorbidas por las personas expuestas.

Son relativamente económicos y pueden reutilizarse tras someterlos a tratamientos térmicos apropiados.

La elección del material TL adecuado debe ajustarse a las necesidades y exigencias de la actividad a la que se vaya a destinar, por ejemplo en dosimetría personal, ambiental, clínica o industrial. Se verán brevemente las características de cada una de ellas.

Dosimetría Personal.

Beneficia a un gran número de personas. Consiste en la medida y control individual de la dosis recibida por las personas en cuyo entorno laboral exista el riesgo potencial de exposición a radiaciones ionizantes (Personal Ocupacionalmente Expuesto, **P. O. E.**). Es legalmente obligatoria cuando puedan alcanzarse niveles de exposición para POE, los cuales se revisan y adecuan constantemente.

Dosimetría Ambiental.

Su objetivo es medir las fluctuantes dosis producidas por la radiación natural: terrestre y cósmica. Con este conocimiento es posible detectar con rapidez y confiabilidad la presencia de contribuciones adicionales de origen antropogénico, propiciando así la puesta en marcha inmediata de medidas de protección y/o corrección.

En esta área se requieren sensibilidades entre 10^{-1} y 10^2 Gy en tiempos integrados de un día a un mes. La contribución anual del fondo natural varía entre 10^{-1} μ Gy a 10^4 μ Gy, dependiendo de factores locales y estacionales, por lo que es necesario emplear materiales con número atómico efectivo, Z_{eff} , superior al del tejido humano, pues presentan una mayor sección eficaz de absorción de energía y mayor eficiencia de recombinación durante la lectura del dosímetro, en función de las impurezas añadidas. Ambos factores hacen que se

produzca una señal TL más intensa por unidad de dosis absorbida, eficiencia TL, que para materiales con Z_{eff} bajo.

Dosimetría Clínica.

En el entorno de hospitales pueden diferenciarse dos niveles de actuación: el primero, que formalmente queda encuadrado en la dosimetría personal, y el segundo, que tiene como finalidades control de calidad de los procedimientos radiológicos de diagnóstico y, sobre todo, los tratamientos radioterapéuticos. Algunas de las técnicas de diagnóstico y terapéuticas encontradas en el medio hospitalario son las aplicaciones de:

Rayos gamma de fuentes cerradas, por ejemplo ^{60}Co y ^{137}Cs .

Rayos X de aceleradores lineales y tomógrafos.

Electrones producidos en aceleradores lineales.

Haces de radiaciones de otras calidades. Protones, neutrones y iones pesados.

Radiofármacos para diagnóstico y terapia

Fuentes para braquiterapia.

En radiodiagnóstico y radioterapia pueden diferenciarse la dosimetría para la calibración de haces producidos por la unidades de tratamiento y la dosimetría de los pacientes.

En estas aplicaciones es esencial la equivalencia a tejido humano, así como la sensibilidad de los materiales TL que vayan a usarse. Para obtención de imágenes el intervalo típico en el que se encuentran las dosis es entre 10^{-5} y 10^{-2} Gy, en tanto que en radioterapia pueden llegar a ser de hasta 20 o más Gy.

En radioterapia el principal objetivo de la dosimetría es asegurar que la dosis impartida al órgano, tejido o volumen tumoral sea la prescrita en la planificación del tratamiento, reduciendo al mínimo la administrada a las zonas circundantes.

Dosimetría Industrial.

En este campo las dosis suelen ser muy altas: 10 a 10^5 Gy, y pueden clasificarse en:

Dosis bajas, entre 10 Gy y 3 kGy

Dosis intermedias, entre 1 kGy y 10 kGy

Dosis altas, entre 10 kGy y 100 kGy.

En la década de los 80 se desarrolló el LiF:Cu Mg P como material termoluminiscente para su empleo en la dosimetría de radiaciones ionizantes. Algunos autores han manifestado sus reservas en cuanto a las limitaciones en su re-utilización y su vulnerabilidad a tratamientos térmicos a temperaturas mayores a 240 °C. Este material tiene gran sensibilidad y es casi equivalente al tejido humano.

Algunas de las características esenciales que deben determinarse en un lote de dosímetros de este material, antes de poder ser utilizadas, son: su respuesta a la energía de la radiación recibida, la repetibilidad de la respuesta ante repetidas irradiaciones a la misma tasa de dosis y la linealidad de la respuesta respecto a la dosis administrada.

Una vez caracterizado y seleccionado el lote de dosímetros, se pretende emplearlo en la dosimetría “in vivo” en tratamientos de irradiación a cuerpo entero con fotones y/o electrones de alta energía.

Estos tratamientos tienen, entre otras características, las siguientes:

- a) el volumen irradiado es todo el cuerpo, incluida la piel del paciente, por lo que deben emplearse grandes distancias entre foco emisor y superficie corporal
- b) las dosis proporcionadas son altas: entre 0.4 y 2 Gy, las cuales deben ser evaluadas con la mayor precisión posible en las distintas partes del cuerpo.

Entonces, este tipo de tratamientos requiere de protocolos radioterapéuticos distintos a los convencionalmente empleados y no pueden hacerse con los programas de cálculo

habituales, por esto es altamente recomendable utilizar sistemas de dosimetría “in vivo”, en los que las determinaciones dosimétricas se efectúan directamente en uno o varios sitios del cuerpo del paciente durante el proceso de irradiación.

El empleo de la dosimetría “in vivo” requiere de haber efectuado una serie de estudios a los dosímetros, de tal forma que estén plenamente caracterizadas, es decir, que los valores registrados en las lecturas de los dosímetros concuerden consistente y satisfactoriamente con las dosis determinadas mediante otros procedimientos de medida convenientemente contrastados.

JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

La incidencia de cáncer se incrementa conforme aumentan las expectativas de vida; este incremento es a nivel mundial y es más acentuado en los países en vías de desarrollo, donde se presentan poco más del 50% de los casos. Del total de casos atendidos, en aproximadamente el 60%, se emplean tratamientos de radioterapia, sea éste el tratamiento principal o como parte de una combinación de ellos. Las nuevas tecnologías han cambiado sensiblemente la terapia de radiación como resultado de la utilización de los nuevos desarrollos en imagenología y aceleradores lineales.

La radioterapia es una especialidad donde se requiere de personal especializado en el manejo de fuentes de radiación tales como rayos X, rayos gamma o electrones acelerados, además de un constante mantenimiento de los equipos a fin de tener un control de calidad que garantice que el paciente reciba la dosis prescrita por el médico, dentro de límites de tolerancia muy estrechos.

En la práctica, una vez que el médico ha establecido la dosis que se dará al paciente, de acuerdo con su tipo de problema, los encargados de dar el tratamiento programan el equipo y aplican la radiación al paciente. Se parte de la confianza en la buena calibración y mantenimiento efectuados por los ingenieros o los técnicos encargados de su operación, pero no se verifica de manera fehaciente la dosis recibida por el enfermo. Puede suceder que por desviaciones en la calibración del equipo, se administren dosis mayores, o lo que es peor, dosis menores de radiación, pues en este caso el problema de salud puede agravarse o tiene que repetirse esa etapa del tratamiento con el consecuente aumento de radiación recibida.

El ciclo de prescripción – administración de la dosis de radiación debe cerrarse con una etapa de medición, *in vivo*, de la dosis que realmente recibe el paciente, confrontando los

resultados con lo prescrito por el médico y lo programado por el radioterapeuta. En particular, en los casos de irradiación a cuerpo completo, en donde las dosis administradas y las energías de la radiación son muy elevadas, es altamente recomendable el uso de dosímetros termoluminiscentes ubicados en zonas estratégicas sobre la superficie corporal del paciente, Los resultados deben compararse con las dosis esperadas considerando las variaciones por espesor de tejido, compensación y alejamiento del isocentro.

Se considera en tratamientos de irradiación a cuerpo entero, que una dosis es aceptablemente buena si la discrepancia entre la dosis calculada y la medida está en un intervalo de $\pm 3.5\%$ (Khan FM, Doppke K, Hogstrom KR, et al. Clinical electron-beam dosimetry. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25. Med. Phys 1991; 18:73.). Realizar de forma sistemática esta verificación está al alcance de una institución hospitalaria que lleve a cabo sistemáticamente tratamientos de radioterapia, debiendo ser esta metodología la regla y no la excepción, lo que puede facilitarse si se usan dosímetros termoluminiscentes de fabricación nacional.

OBJETIVOS

Objetivo general.

Determinar las propiedades dosimétricas del LiF activado con Mg, Cu y P, al irradiarlo con fotones y electrones, cuyas energías y dosis suministradas estén en el intervalo típico de las usadas en tratamientos de irradiación a cuerpo entero.

Objetivos particulares.

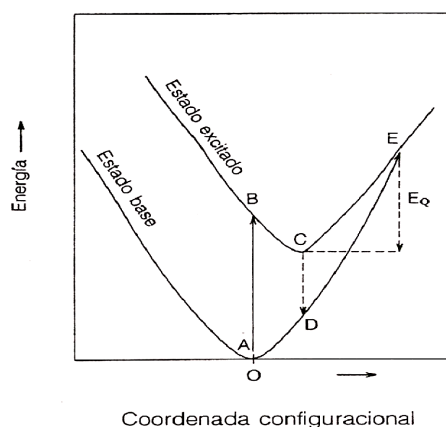
- 1.- Estudiar las propiedades TL del LiF: Mg, Cu, P al irradiarlo con fotones y electrones, en un intervalo de energías de 4 a 12 MeV.
- 2.- Estudiar las propiedades TL del LiF: Mg, Cu, P al suministrarle dosis de radiación entre 20 y 200 cGy.
- 3.- Caracterizar los dosímetros en cuanto a linealidad, sensibilidad, respuesta TL y repetibilidad.
- 4.- Determinar experimentalmente las dosis recibidas por pacientes sometidos a tratamientos por irradiación a cuerpo entero.

MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

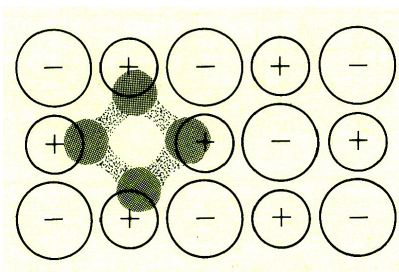
Los procesos térmicamente estimulados (Thermally Stimulated Processes, **TSP**, por sus siglas en inglés), son un grupo de fenómenos físicos en los cuales, una propiedad de la materia en estudio, es medida como una función de la temperatura. Se obtiene cuando el material alcanza la condición de equilibrio mediante un proceso de aumento de temperatura. Típicamente, la propiedad en cuestión se mide durante el calentamiento de la muestra.

La emisión termoluminiscente siempre involucra transiciones ópticas entre los estados electrónicos característicos de la sustancia radiante. Puede observarse en todas las fases de la materia, de sustancias orgánicas o inorgánicas.

Los sistemas termoluminiscentes pueden agruparse en tres categorías: (I) sistemas para los cuales la absorción y la emisión de la energía ocurren en el mismo centro o defecto; (II) sistemas en donde la absorción ocurre en un centro y la emisión en otro, y (III) sistemas en los cuales el proceso ocurre mediante el movimiento de portadores de carga. Se tratarán sólo los sistemas de tipo (I). Para entender el fenómeno en los sistemas de tipo (I) conviene usar el sistema propuesto por Von Hippel, llamado comúnmente “diagrama configuracional”:



La figura muestra un diagrama de coordenada configuracional para el estado básico y el primer estado excitado de un centro luminiscente o centro de color:



Centro de color

La ordenada representa la energía del sistema para ambos estados del centro de color, que incluye las contribuciones iónicas y electrónicas que existan. La abcisa representa la coordenada configuracional, la cual especifica, como su nombre lo indica, la configuración de los iones alrededor del centro de color; si las funciones de onda de éste no son demasiado extendidas, la coordenada configuracional describe la posición de los iones del sólido que se encuentran a menor distancia de él (primeros vecinos). Si las funciones de onda son extendidas, la coordenada configuracional representa un número mayor de iones alrededor del centro luminiscente.

Sea A la posición de equilibrio para el estado base del centro, si absorbe energía pasará al estado excitado B, representado por una transición electrónica que ocurre en un tiempo muy pequeño comparado con el necesario para que el núcleo del centro se mueva apreciablemente en la red. Una vez que el centro ha alcanzado el estado B, se relaja hacia la posición de equilibrio C y cede su exceso de energía en forma vibracional a la red del sólido (como fonones). Una vez que el centro ha alcanzado la posición C en el estado excitado, puede regresar al estado básico en la posición D mediante la emisión de energía electromagnética. Por último, ya en D, el centro se relaja hacia la posición de equilibrio A y

nuevamente cede el exceso de energía en forma fonónica. Nótese que la energía emitida en forma de fotones siempre es menor que la energía absorbida, es decir, la longitud de onda de la radiación emitida siempre es mayor que la longitud de onda absorbida, a esta diferencia de energía se le conoce como “corrimiento de Stokes”.

Si el sistema se encuentra en la posición C, y se aumenta la temperatura del sólido considerablemente, el sistema puede pasar a la posición E, desde donde puede caer al estado base sin emitir radiación. Este proceso conocido como destrucción térmica luminiscente puede competir con la emisión de radiación y hacer que la eficiencia emisora del centro disminuya radicalmente con la temperatura.

En la mayoría de los casos, la perturbación inicial ocurre cuando el espécimen sufre un proceso de excitación a temperatura ambiente. El proceso de excitación puede ser, entre otros, por irradiación de la muestra con un haz de radiación ionizante, bombardeo con iones o mediante la aplicación de presión sobre ella.

La dependencia de la propiedad con respecto a la temperatura es más bien funcional y no sólo una función, esto es, el valor medido de la propiedad durante el calentamiento no se repite durante la etapa de enfriamiento, se requiere volver a excitar el espécimen a fin de tener la posibilidad de que se repita ese valor.

En la mayoría de los casos el calentamiento de la muestra se lleva a cabo a una razón constante, aun cuando puedan utilizarse otros programas de calentamiento. La curva térmica resultante, “termograma” o “curva de brillo”, es una curva que puede tener uno o más picos; el aspecto de la curva completa depende del tratamiento inicial, por ejemplo, en el proceso de irradiación de una muestra mediante una fuente de rayos ultravioleta, radiación gamma, partículas beta, etcétera, la intensidad de los picos medidos dependerá, de una u otra forma, de la dosis de excitación proporcionada.

A medida que se aumenta gradualmente la dosis, los distintos picos pueden depender en forma diferente a este cambio en ella, lo que ocasiona que el aspecto de la curva térmica resulte dependiente de la dosis. En particular, a partir de cierto valor de dosis, o por arriba de éste, es posible que aparezcan nuevos picos; algunas partes de la curva alcanzarán la saturación, mientras que otras pueden seguir creciendo. En algunos casos raros, ciertos picos alcanzan un máximo para un valor de dosis y a partir de ese valor empiezan a decrecer.

La característica más deseable en materiales usados para estos fines es la repetibilidad: se espera que al repetir varias veces una medición se obtenga prácticamente el mismo resultado. En general, esto es lo que ocurre, sin embargo, la repetición del ciclo excitación – calentamiento puede hacer cambiar la muestra a tal punto que se modifique su sensibilidad para una posterior excitación; este cambio puede ser en detrimento del análisis del efecto medido. Lo mismo puede decirse respecto a las aplicaciones en las cuales se trata de evaluar la dosis administrada a la muestra.

Un análisis del aspecto de la curva de brillo puede arrojar información importante acerca de los parámetros físicos del material, por ejemplo, la energía de activación y el factor preexponencial o factor de frecuencia.

Algunos de estos fenómenos térmicamente estimulados pueden estudiarse en un mismo material, por ejemplo: conductividad, emisión de electrones y luminiscencia, y al combinar la información obtenida, se tendrá una mejor concepción del material que cuando sólo se estudia uno de ellos.

LUMINISCENCIA ESTIMULADA TÉRMICAMENTE

Uno de los fenómenos de estimulación térmica más ampliamente estudiado es el de emisión de luz durante el calentamiento de una muestra previamente excitada, que recibe el nombre de luminiscencia estimulada térmicamente, **TSL** por sus siglas en inglés, conocida más comúnmente como termoluminiscencia (**TL**).

Los materiales que con mayor frecuencia se usan en el estudio de este fenómeno son dieléctricos; éstos se excitan con radiación ionizante estando a cierta temperatura, generalmente a temperatura ambiente, cuando la muestra se inserta en un ambiente radiativo, luego la muestra se coloca en un dispositivo apropiado para su transporte. A continuación sigue la etapa de lectura: la muestra se coloca en un dispositivo especial y se incrementa la temperatura gradualmente a una tasa constante de calentamiento. El material emite luz, en el visible y en ocasiones en infrarrojo o ultravioleta cercanos, la cual es recogida y amplificada en un detector sensible a esta parte del espectro: el tubo fotomultiplicador (**TFM**).

Esta luz emitida como función de la temperatura, da origen a la curva de brillo o curva TL, la que presenta uno o más picos que pueden traslaparse. Es posible demostrar que el aspecto de la curva de brillo depende del dispositivo fotosensible utilizado, en particular, de su respuesta espectral, así como de la tasa de calentamiento que se haya utilizado.

Tanto el número de picos, como su aspecto y la composición espectral de la luz emitida pueden depender, en una muestra dada, de la naturaleza de la excitación, esto es, si la excitación se hace con radiación ultravioleta la curva de brillo será diferente a la obtenida si se irradia la muestra con partículas alfa, beta o radiación gamma. Más aún, si se utiliza la

misma fuente de excitación pero con diferentes energías, podrán obtenerse diferentes propiedades TL.

Si la propiedad bajo análisis es la intensidad de la emisión, puede hablarse de un “espectro de excitación” mientras se monitorea esa intensidad, preferentemente en un intervalo limitado de longitudes de onda de la luz emitida y utilizando diferentes longitudes de onda en el haz de excitación manteniendo, la intensidad de ésta, constante.

Otra de las propiedades importantes de la curva de brillo es su dependencia con la dosis de excitación. Típicamente para dosis altas, la curva de dependencia de dosis se acerca a algún valor de saturación; para dosis muy bajas puede existir una dependencia superlineal o supralineal.

El fenómeno de termoluminiscencia se observa en cristales ordenados, aun cuando a veces se presenta en materiales desordenados como el vidrio, incluso existen referencias de casos en materiales biológicos. Los modelos físicos con que se cuenta para explicar los picos de la curva de brillo se basan en la hipótesis de ocurrencia en redes cristalinas.

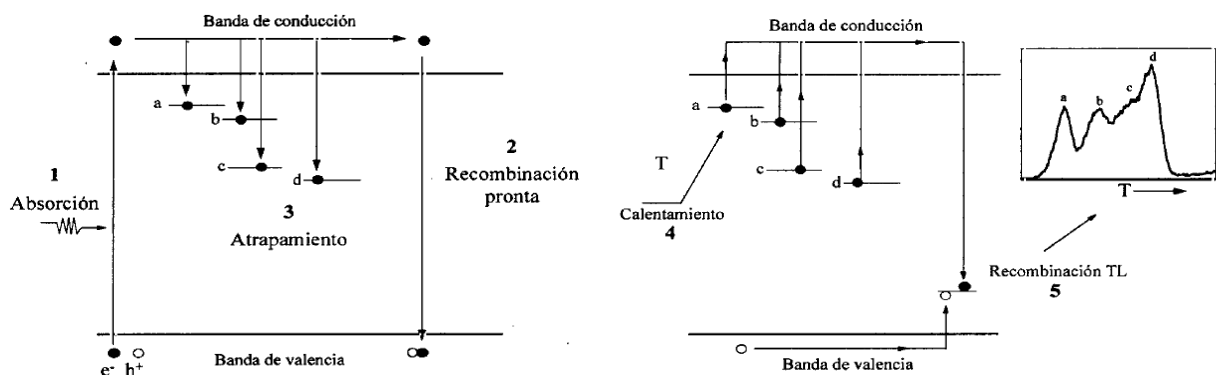
Formalmente, el estudio de la termoluminiscencia es un estudio de las imperfecciones del cristal, se espera que un cristal perfecto, sin impurezas o defectos, no exhiba un comportamiento TL. Para fines dosimétricos, si el efecto es reproducible, la única cuestión importante a tener en cuenta es una calibración confiable.

La aparición de un solo pico en la curva de brillo se explica bajo la suposición de que existen al menos dos tipos de imperfecciones en el cristal: durante la excitación inicial una de ellas captura electrones y la otra, huecos. Ambos, electrones y huecos, son generados por pares por la radiación incidente. Las energías de estos portadores de carga atrapados están relacionadas con los estados “atrapadores” asociados con las imperfecciones y quedan dentro de la banda prohibida del cristal. Estos estados son metastables y normalmente, a la

temperatura de excitación, tienen vidas medias muy largas. Frecuentemente se considera al estado atrapador del electrón más bien cercano a la banda de conducción, mientras que al estado atrapador de huecos se le ubica lejos de esa banda, cerca de la banda de valencia.

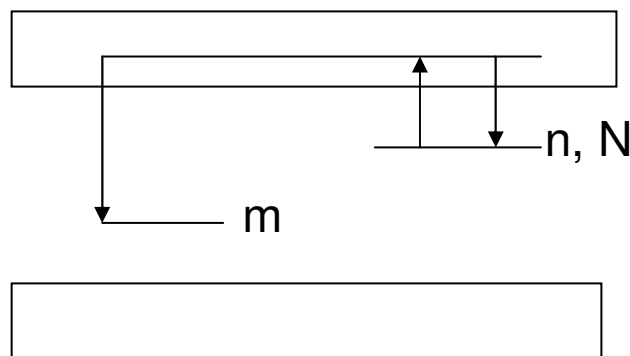
Al momento de calentar la muestra los electrones son liberados térmicamente, hacia la banda de conducción, por donde pueden viajar hasta recombinarse con los huecos atrapados en la banda prohibida, emitiendo un fotón de luz. Bajo estas condiciones al estado atrapador de los huecos se le denomina centro luminiscente o centro de recombinación, y al estado atrapador de electrones, simplemente trampa. Sin embargo, puede darse el caso de que el centro de recombinación esté cercano a la banda de valencia, mientras que la trampa esté lejos de ella, en este caso, durante el calentamiento los huecos son elevados energéticamente a la banda de valencia por donde pueden viajar hasta que se recombinan con los electrones atrapados en la banda prohibida; se puede pensar entonces en trampas de huecos y centros de recombinación de electrones.

Ocasionalmente llega a ocurrir que hueco y electrón estén situados próximamente, en este caso la recombinación entre ellos no tiene lugar directamente, por lo que no se espera la ocurrencia de luminiscencia; puede suceder que una transición directa sea prohibida y que electrón, o el hueco, tenga que ser elevado térmicamente a un estado excitado en el cual pueda recombinarse con el hueco, o electrón, atrapado, emitiendo entonces luminiscencia:



En el paso 1, un electrón es llevado a la banda de conducción dejando un hueco en la banda de valencia, la recombinación pronta, paso 2, representa la vuelta inmediata al estado fundamental previo a la irradiación ya sea por canales radiativos o no radiativos. Los niveles intermedios (paso 3) implican el atrapamiento de una parte de los portadores de carga. Al aumentar la temperatura del material, las cargas atrapadas en las trampas próximas a la banda de conducción serán las que se estimulen primero y se liberarán los electrones atrapados antes que en las trampas más profundas, que requieren de una mayor temperatura para que escapen los electrones. Una vez en la banda de conducción y con el material a mayor temperatura, paso 4, el proceso más probable es la recombinación, siguiendo canales radiativos o no radiativos. En los buenos materiales TL la recombinación radiativa está favorecida por la excitación de los centros de recombinación, asociados a las impurezas agregadas a la matriz original. Se produce entonces una difusión de electrones por la banda de conducción y de huecos en la banda de valencia. La recombinación radiativa, paso 5, ocurre en el centro de recombinación y es la que origina la curva de brillo.

MODELO DE RANDALL Y WILKINS



En el esquema anterior se observan una trampa n , y un centro de recombinación m . En este modelo simplificado se supone que al final de la excitación se han acumulado n_0 (en m^{-3}) electrones en sus trampas y al menos la misma concentración de centros de recombinación

(huecos atrapados). A una temperatura T la tasa de liberación de electrones atrapados es proporcional a $\exp(-E_t / kT)$, en donde E_t es la energía de activación (en eV) de la trampa y k es la constante de Boltzman (en eV/K); por lo tanto, al aumentar T , la función aumenta rápidamente. El número de electrones liberados por unidad de tiempo también es proporcional a la concentración total de electrones atrapados; se asume que una vez que el electrón está en la banda de conducción se recombina inmediatamente con un hueco en el centro de recombinación, originando la emisión de un fotón. En esta etapa se supone despreciable la posibilidad de reatrapamiento de electrones excitados. La tasa de producción de fotones emitidos, I , en este modelo, está dada por:

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = sn \exp\left(-\frac{E_t}{kT}\right) \quad (1)$$

en donde s = constante, característica de la trampa, con dimensiones de s^{-1} , por lo tanto $I(t)$ queda en $m^{-3} s^{-1}$. Este caso se conoce como cinética de primer orden. $I(t)$ puede expresarse en otras unidades, por ejemplo, de energía, a través de una constante de transformación adecuada.

Dado que temperatura y tiempo están relacionados a través de la función de calentamiento $T = T(t)$, a menudo se usa una función lineal del tipo $T = T_0 + \beta t$, en la cual β es la tasa de calentamiento (constante) y tiene unidades de K/s.

La solución a la ecuación 1 está dada por:

$$n(t) = n_0 \exp\left[-s \int_{t_0}^t \exp\left\{-\frac{E_t}{kT}\right\} dt\right] \quad (2)$$

Sustituyendo la función lineal de calentamiento en la ecuación anterior se obtiene:

$$n(T) = n_0 \exp\left[-\frac{s}{\beta} \int_{T_0}^T \exp\left\{-\frac{E_t}{k\theta}\right\} d\theta\right] \quad (3)$$

nn donde θ es la temperatura cambiante (variable muda). Al sustituir en la ecuación 1 resulta:

$$I(T) = sn_0 \exp\left\{-\frac{E_t}{kT}\right\} \exp\left\{-\frac{s}{\beta} \int_{T_0}^T \exp\left\{-\frac{E_t}{k\theta}\right\} d\theta\right\} \quad (4)$$

que es la expresión de la llamada “cinética de primer orden”.

De al ec. 4 puede deducirse que el máximo de un pico de primer orden debe satisfacer la

ecuación:

$$\frac{\beta E}{kT_M^2} = s \cdot \exp\left[-\frac{E}{kT_M}\right] \quad (5)$$

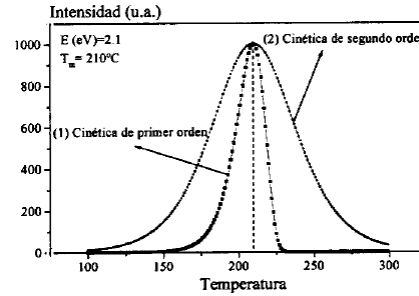
con T_M : temperatura a la que aparece el máximo del pico.

Claramente este modelo es una simplificación de una situación más compleja: supone la existencia de un solo estado atrapador, una sola clase de centro de recombinación, ningún reatrapamiento de electrones libres ni su permanencia en la banda de conducción antes de recombinarse con algún hueco. Sin embargo, conserva las principales características de una curva de brillo, en tanto que la primera exponencial crece con T , la segunda inicia con valor de 1 y varía muy lentamente en tanto se tenga $T \cong T_0$ y decrece sustancialmente para valores grandes de T , entonces, la curva de brillo se comporta inicialmente como:

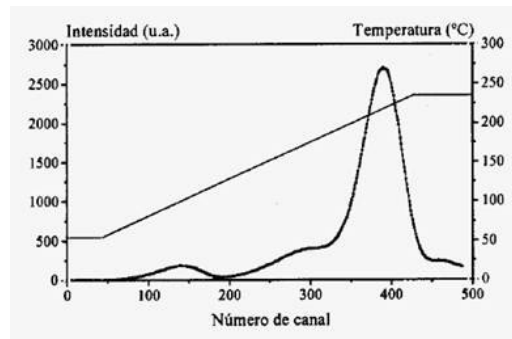
$\exp\left\{-\frac{E_t}{kT}\right\}$, lo que es cierto aún en situaciones de mayor complejidad que las de primer

orden. A temperaturas más altas el decrecimiento de la segunda exponencial es más rápido que el crecimiento de la primera, por lo que la curva alcanza un máximo y luego decrece a valores despreciables a temperaturas más altas; en otras palabras, la probabilidad de liberación de electrones desde la trampa aumenta con la temperatura mientras que el número de los que quedan para ser liberados disminuye, lo cual implica que la tasa de liberación de electrones, $I(t)$, alcanza un máximo en alguna temperatura intermedia y luego

decrece hasta cero cuando la temperatura ha aumentado lo suficiente como para haber vaciado completamente la trampa:



Cada uno de los picos mostrados por la curva de brillo está asociado a una trampa diferente e independiente; la composición de todos ellos dará lugar a una curva compleja característica del material TL:



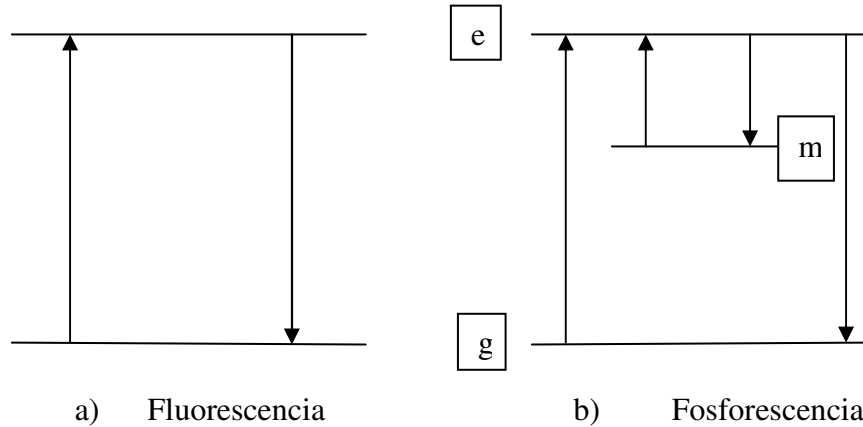
Curva de brillo del LiF:Mg,Cu,P. Tasa de calentamiento: 2 °C/s.

La temperatura del máximo en términos de los parámetros de la trampa, E_t y s , y de la tasa de calentamiento β , se obtiene de la ecuación 5, derivándola e igualando a cero:

$$\frac{\beta E_t}{kT_m^2} = s \exp \left\{ -\frac{E_t}{kT_m} \right\} \quad (6)$$

y como β se fija al inicio del experimento de ahí se determina T_m y pueden encontrarse entonces E_t y s , haciendo varias mediciones a diferentes tasas de calentamiento. La emisión de luz puede ser fluorescencia o fosforescencia, dependiendo del tiempo τ transcurrido

entre la absorción de la energía de excitación y la emisión de luminiscencia. Si el tiempo es menor 10^{-8} s el proceso es de fluorescencia, mientras que si es mayor a algunos segundos se trata de fosforescencia, quedando incierta la definición en el intervalo $10^{-8} \text{ s} < t < \text{segundos}$.



En (a) la emisión de luz sigue a la excitación de un electrón del estado base, g, al estado excitado, e, y el subsecuente retorno a g; el tiempo transcurrido es muy corto, o si la transición es de espín o paridad prohibidos podrá ser tan solo de unos pocos milisegundos.

En (b) el retorno al estado base es retardado por una transición hacia y desde un estado metastable de energía m, por lo que el proceso es mucho más lento. Si la transición al nivel m ocurre a una temperatura T, donde la diferencia de energía entre m y e, es tal que $E \geq nkT$, entonces el electrón puede permanecer en m por períodos considerablemente largos.

Si se supone una distribución maxweliana de energías, la probabilidad p por unidad de tiempo para la excitación térmica desde la trampa, está dada por:

$$p = s \exp \left[-\frac{E}{kT} \right] \quad (7)$$

con s = constante, en s^{-1} . Se observa que el proceso es fuertemente dependiente de T debido a la existencia del estado metastable m, no así para el caso de la fluorescencia.

Para el entendimiento de la fosforescencia es crucial tener en cuenta la existencia de un nivel o varios niveles metastables de energía. De acuerdo al modelo de Randall y Wilkins la tasa de excitación térmica para electrones desde el nivel m al nivel e será:

$$-\frac{dn}{dt} = np = ns \exp\left\{-\frac{E}{kT}\right\} \quad (8)$$

Bajo condiciones de no reatrapamiento en este nivel, la intensidad de la luminiscencia resultado del decaimiento del electrón del estado e al estado g, está gobernada por la tasa de transiciones del nivel m al nivel e, entonces

$$I(t) = -\eta \frac{dn}{dt} = \eta sn \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (9)$$

en donde η es una constante de integración, por lo tanto, después de integrar:

$$I(t) = I_0 \exp\{-tp\} \quad (10)$$

en donde I_0 es la intensidad inicial al tiempo $t = 0$. En la práctica se encuentran decaimientos más complejos. Posteriormente Garlick y Gibson, analizan el potencial de tener igual probabilidad de que un electrón excitado sea reatrapado en el nivel m o de que se recombine en el nivel g, en cuyo caso se tendría:

$$I(t) = -\eta \frac{dn}{dt} = \alpha n^2 \quad (11)$$

en donde α es constante para T constante. La integración de (10) resulta ahora:

$$I(t) = \frac{I_0}{(n_0 \alpha t + 1)^2} \quad (12)$$

lo que nos da un decaimiento a segundo orden. α está asociada al tiempo medio que el electrón permanece en m, y a un término que describe las posibilidades relativas de reatraparlo en el nivel m, contra la de recombinación en el nivel g.

El factor “preexponencial”, más correctamente “ frecuencia de intento de escape”, tiene una connotación física más clara si se usan modelos para la localización de un electrón en un pozo de potencial, entonces, s puede interpretarse como la frecuencia de interacción del electrón con el cristal, v , multiplicada por una probabilidad de transición κ y por un término que tome en cuenta los cambios en la entropía ΔS asociados a la transición de m a e, esto es.

$$s = v\kappa \exp \left\{ \frac{\Delta S}{k} \right\} \quad (13)$$

Si el estado excitado es una banda fuera de zona, de conducción para electrones y de valencia para huecos, la frecuencia de intento de escape puede igualarse a la sección eficaz de captura, σ , del estado metastable:

$$s = N_s v \sigma \quad (14)$$

en la cual N_s es la densidad efectiva de estados en la banda fuera de zona y v es la velocidad térmica del portador de carga. N_s , v y σ son todos dependientes de la temperatura, en consecuencia s también lo es.

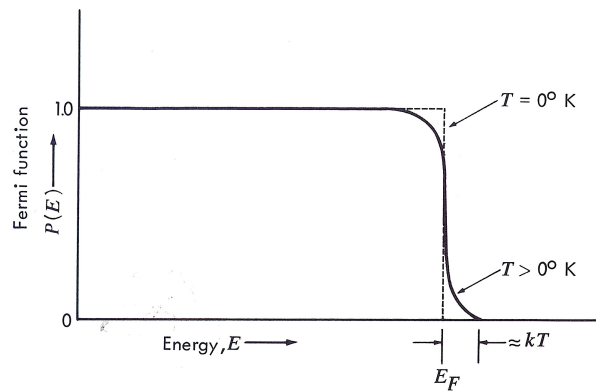
La distribución de energía de los electrones está dada por la función de distribución de Fermi:

$$P(E) = \frac{1}{\exp \left[\frac{E - E_F}{kT} \right] + 1} \quad \text{-----} (15)$$

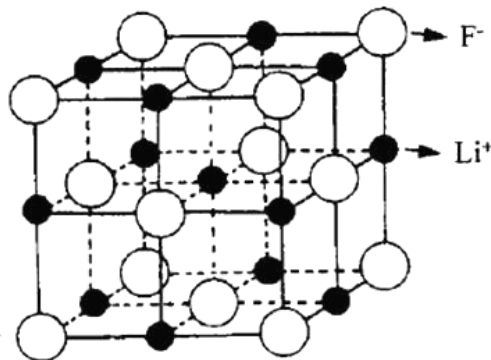
en donde:

$P(E)$ es la probabilidad de que un estado de energía esté totalmente ocupado y E_F es la energía de Fermi.

Se interpreta como sigue: a 0 K todos los estados de energía por debajo de E_F están llenos y los de energía mayor a E_F están vacíos. Cuando $T \neq 0$ K la ocupación de los niveles de energía cercanos a E_F varía gradualmente con la energía E . $P(E)$ varía suavemente desde un valor por debajo de $P(E_F)$ a uno cercano a cero por arriba de E_F :



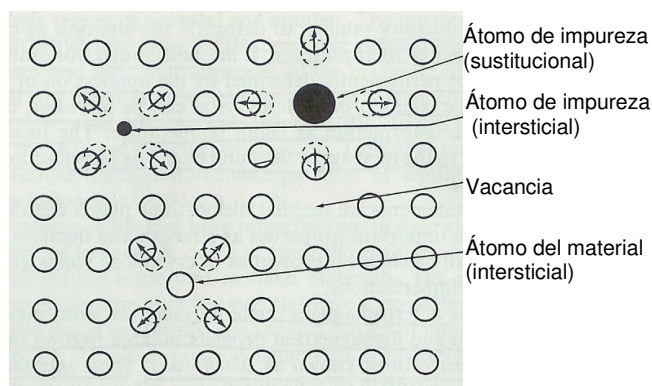
Entre los materiales más adecuados para dosimetría, que son susceptibles de presentar el efecto de termoluminiscencia, están los halogenuros de un metal alcalino, por ejemplo, el LiF:



Rara vez se tiene un cristal perfecto pues siempre se tienen defectos que pueden ser:

a) Puntuales, debidos a la presencia de alguna impureza (átomo ajeno al material), la ausencia de un átomo del material (vacancia), un átomo del material o ajeno a éste, en un

lugar que no le corresponde en la matriz (sustitucional) o átomo del material atrapado entre otros similares (intersticial):



b) Lineales o dislocaciones, las que producen distorsiones en el cristal centradas a lo largo de una línea.

Para dosimetría termoluminiscente son más importantes los defectos puntuales.

El compuesto objeto de este estudio es el LiF: Mg,Cu,P, que aparece comercialmente en el año de 1994. Se presenta en pastillas de 3.6 mm de diámetro y 0.381 mm de espesor y se usó para medición de dosis profundas de fotones.

Entre las ventajas que presenta el LiF: Mg,Cu,P están: su casi nulo desvanecimiento a temperatura ambiente (- 2% por períodos de más de dos meses), su bajo umbral de detección (2.5 μ Sv para pastillas con un espesor de 0.4 mm, aproximadamente), su número atómico efectivo es de 8.2, mismo valor que el TLD-100, buena repetibilidad de la señal al efectuar series repetidas de medidas idénticas.

El LiF: Mg,Cu,P presenta una disminución en la eficiencia de detección para fotones de baja energía, la cual se atribuye a la saturación local en volúmenes macroscópicos a lo largo de la trayectoria de electrones secundarios, ya que a medida que aumenta la energía depositada disminuye la capacidad de atrapar electrones. Este efecto es más bien una

ventaja en cuanto a la equivalencia con el tejido, ya que contrarresta el aumento de respuesta debida al efecto fotoeléctrico, el cual predomina a energías bajas.

El efecto de saturación local puede explicar la no existencia de supralinealidad y la saturación temprana en la curva de respuesta TL en función de la dosis. Esta curva es lineal – sublineal para el LiF: Mg,Cu,P, lo que representa una ventaja en el caso de accidentes personales, en los cuales los niveles de dosis pueden exceder de 1 Gy.

El intervalo de linealidad para fotones y betas se extiende desde 1 μ Gy hasta 10 Gy, aún cuando algunos autores informan de un límite superior de 18 Gy (2, Bacci C. et al), al final de éste aparece la sublinealidad.

Tanto la sensibilidad como la forma de la curva de brillo, dependen de la temperatura máxima de lectura y de los parámetros con los cuales se lleva a cabo ésta. La temperatura máxima para realizar la lectura de este material es de 240°C, ya que a mayor temperatura empieza a perder sensibilidad; la tasa de calentamiento no debe ser mayor de 15°C/s. Por lo que se refiere al borrado térmico se recomienda efectuarlo a 240°C por un lapso de 10 minutos.

Sin embargo, se ha reportado que presenta gran inhomogeneidad entre lotes diferentes y una lenta pero gradual pérdida de sensibilidad que experimenta conforme se incrementa su reutilización, aún cuando no se rebasen los límites especificados de temperatura (Horowitz et al.)

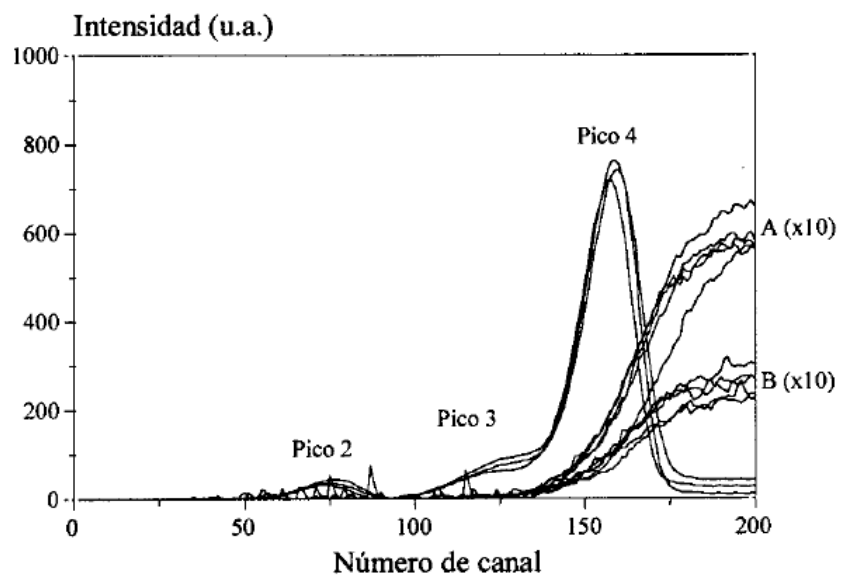
Además, como se dijo antes, si se usan tasas de calentamiento más altas la posición del pico principal se desplaza hacia temperaturas muy cercanas a los 240 °C. Sin embargo, la lectura del dosímetro a 240°C no es suficiente para lograr un borrado total, ya que existen trampas asociadas a picos de baja intensidad situadas entre 270°C y 300°C que no son

borradas, i.e., existen señales residuales, cuya intensidad relativa respecto a la primera lectura puede ser de hasta el 5% (Oster et al.). Esto es especialmente importante para aplicaciones de dosis bajas:

Señales residuales

(A): Dosímetros irradiados a 10 μGy y segundas lecturas

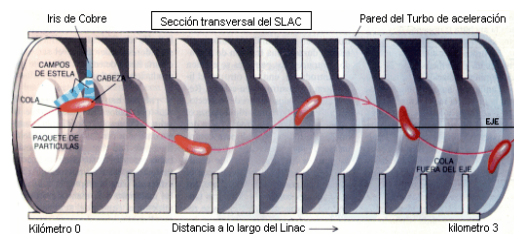
(B): Dosímetros irradiados a 100 μGy y segundas lecturas



ACELERADOR LINEAL

Se usa más comúnmente para dar radioterapia de haz externo a enfermos con cáncer o problemas congénitos localizados. El acelerador lineal, o LINAC, se puede usar también para la radio cirugía estereotáctica con resultados similares a los obtenidos con el uso del bisturí de rayos gamma en el cerebro; también puede usarse para tratar áreas fuera del cerebro. Suministra una dosis uniforme de rayos X de alta energía a la región del tumor; estos rayos X pueden destruir las células cancerosas sin afectar los tejidos circundantes normales. Otra ventaja que ofrece un LINAC es que también pueden utilizarse haces de electrones directamente.

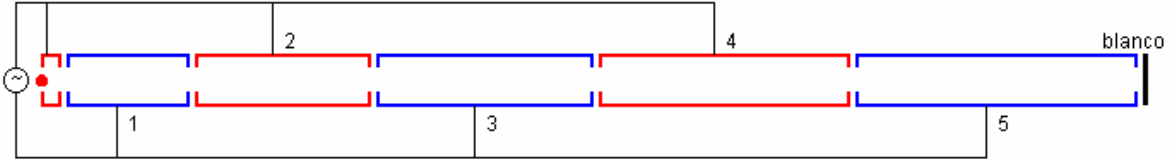
El acelerador lineal, LINAC, para usos médicos, utiliza microondas similares a las de un radar para acelerar los electrones en la parte del acelerador llamada "guía de ondas". Un LINAC, está constituido por un número de tubos conectados entre sí, entre los cuales existe una diferencia de potencial y opera bajo el mismo principio de los aceleradores lineales para investigación:



Los electrones se generan en un cátodo incandescente, se aceleran hasta alcanzar una velocidad de $0.25c$, aproximadamente, mediante un campo eléctrico pulsado; a continuación pasan a la guía de ondas en donde un campo electromagnético de alta frecuencia y gran potencia genera "paquetes" que pueden alcanzar hasta $0.9c$. Los electrones se hacen incidir en blanco metálico para generar rayos X o bien pueden utilizarse

en haces estrechos colimados para tratamientos superficiales específicos o a cuerpo completo.

Este dispositivo puede esquematizarse de la siguiente manera:



En la primera etapa entre el emisor de electrones y el primer tubo existe un voltaje oscilante

$\Delta V_0 = 2 V_0$. La energía cinética que adquieren los electrones es: $\frac{1}{2} m v_1^2 = 2q V_0$.

El tiempo de vuelo en el primer tubo, cuya longitud es L_1 , está dado por : $t_1 = L_1/V_1$, por lo

que este tiempo se puede expresar como: $t_1 = \frac{L_1}{2} \sqrt{\frac{m}{qV_0}}$.

A continuación, entre el tubo 1 y el tubo 2, con longitud L_2 , existe un voltaje de $2V_0$, por lo

que la energía de los electrones es ahora: $\frac{1}{2} m v_1^2 = 4qV_0$. Ahora el tiempo de vuelo será:

$t_2 = \frac{L_2}{2} \sqrt{\frac{m}{2qV_0}}$. Como los tiempos en los tubos deben ser iguales, entonces:

$\frac{L_2}{v_2} = \frac{L_1}{v_1}$ o bien: $\frac{L_1}{2} \sqrt{\frac{m}{qV_0}} = \frac{L_2}{2} \sqrt{\frac{m}{2qV_0}}$, de donde L_2 debe ser: $L_2 = \sqrt{2} L_1$.

Para el e-nésimo tubo se tendrá entonces: $E_n = n (2qV_0)$, y por lo tanto $L_n = \sqrt{n} L_1$.

Para que un electrón (o un ión) se acelere siempre al cambiar de tubo, es necesario que:

$t_n = t_{fem}$, el tiempo empleado por la fem externa para cambiar de polaridad. El período de la

fem está dado por: $P = 2t_1 = L_1 (m / q V_0)^{1/2}$, entonces, la frecuencia de la fem externa debe

ser:

$$f = \frac{1}{P} = \frac{1}{L_1 \left(\frac{m}{qV_0} \right)^{\frac{1}{2}}}$$

El haz sale de una parte del acelerador llamada cabezal o gantry, que rota alrededor del paciente, éste se ubica recostado sobre una camilla de tratamiento móvil; se usan rayos láser para asegurar que el paciente esté en la posición correcta, a este proceso se le conoce como localización del isocentro.

Los aceleradores de última generación están equipados con un cabezal de hojas múltiples que son capaces de conformar un campo de irradiación de forma automática y además pueden realizar tratamiento de irradiación con intensidad modulada. La modulación de la intensidad del haz de irradiación permite el tratamiento de volúmenes más pequeños.

El sistema de multihojas o multiláminas (**MLC**, por sus siglas en inglés) consiste en una matriz de hasta 120 láminas de tungsteno paralelas y ajustables individualmente para determinar la apertura por donde pasa la radiación, la cual se adapta a la forma del tumor.

El área de tratamiento puede dividirse en miles de segmentos y administrar a cada uno la dosis especificada. Las láminas no solo controlan el haz, sino también la duración de la exposición sobre cada uno de los segmentos del tumor; se modula entonces la dosis en el área de tratamiento: dosis altas en partes seleccionadas del tumor y dosis bajas en áreas en las que el tejido sensible pueda necesitar protección (ver la siguiente figura).



Cabezal “multihojas”

Estos aceleradores pueden emitir a una velocidad de dosis de rayos x de hasta 6 MeV por minuto concentrados en un área de 2 mm.

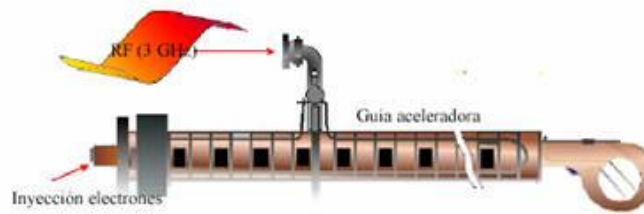


Las energías alcanzadas para fotones pueden estar en un intervalo entre 4 y 25 MeV, en tanto que, para electrones, las energías pueden ir desde 4 hasta 22 MeV (10^2 veces mayor que en los equipos de rayos X y 10 veces mayor que la de los rayos γ del ^{60}Co).

COMPONENTES DE UN ACELERADOR LINEAL

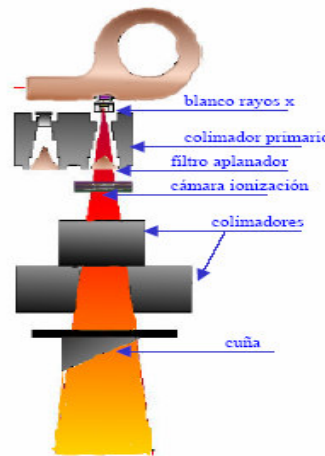
La parte más importante de un acelerador lineal es la guía de ondas que es en donde los electrones son acelerados, la energía la proporciona una fuente de microondas de alta potencia a la que se le denomina magnetrón, en algunos equipos se cuenta con un amplificador de alta potencia, el klystron. El magnetrón es un oscilador que genera microondas de alta potencia (3 MW); es de menor potencia y duración que el klystron, pero es más económico y requiere voltaje y aislamiento menores.

El klystron es un amplificador de potencia de alta frecuencia, esto es, recibe a la entrada microondas (ondas electromagnéticas de alta frecuencia y baja potencia, unos 400 W) y entrega a la salida microondas de alta potencia (7 MW).



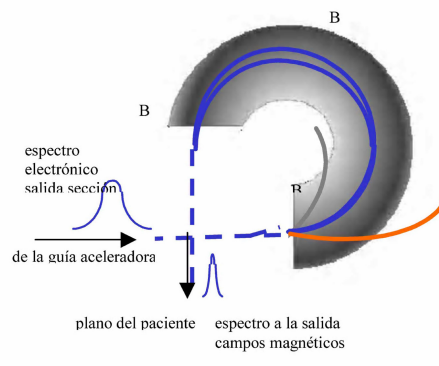
Guía aceleradora

El interior de la guía debe estar al alto vacío por lo que se requiere el continuo funcionamiento de de bombas de extracción físicas y iónicas.



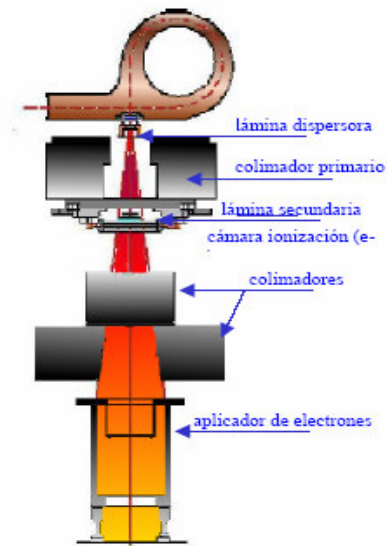
Cabezal. Para tratamiento con rayos X

Para tener un haz de electrones se necesita un dispositivo de curvatura de electrones, el cual está compuesto por tres electroimanes.



Curvatura de un haz de electrones a un ángulo de 270°

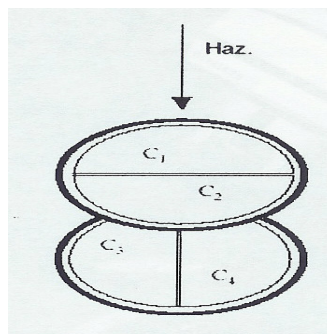
Los electrones con más energía describen la órbita de radio mayor.



Cabezal. Para tratamiento con electrones.

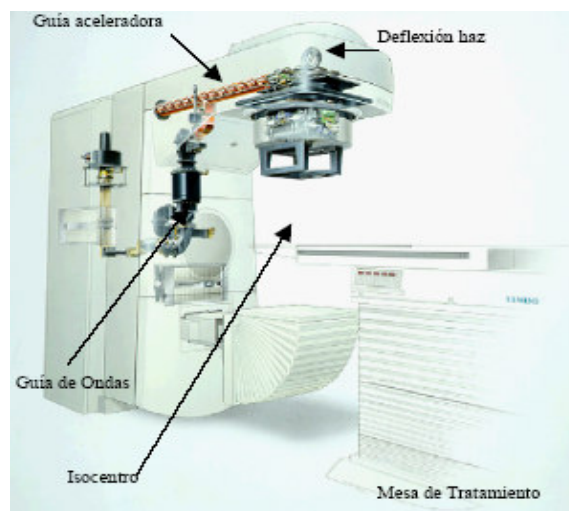
En el cabezal están incluidos los sistemas de colimación, estabilización y monitoreo del haz. Cuando se quiere un haz de electrones se retrae el blanco de rayos X. El carrusel debe colocarse de tal forma que la lámina dispersora quede en el camino del haz. Los colimadores secundarios se colocan en una posición fija, la cual dependerá de la energía y del aplicador seleccionados.

La cámara monitora muestrea continuamente el haz y realimenta la salida para aumentar la estabilidad; consta de cuatro cámaras de ionización planas agrupadas por parejas:



De esta forma se controla la salida total por duplicado: sumando las señales C_1 , C_2 , C_3 y C_4 , asimismo la simetría y la homogeneidad del haz se controlan en las direcciones radial y transversal, al considerar las señales independientemente.

Si la salida total, la simetría y la homogeneidad no son las correctas durante un intervalo de tiempo determinado, el acelerador deja de funcionar, lo que proporciona un aumento considerable en la seguridad.



Acelerador lineal ELEKTA TL 7514, del Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”.

TRATAMIENTOS A CUERPO ENTERO

Cuando se aplica radiación a un paciente de tal forma que llegue a todo su cuerpo, se tiene un tratamiento a cuerpo completo (**TBI**, por sus siglas en inglés). Esto se hace por dos razones principalmente:

- a) para atenuar la respuesta del sistema inmunológico del paciente, y prevenir así un posible rechazo en el caso de un transplante de médula ósea, ya sea del paciente mismo o de otro donador.
- b) para eliminar células anormales que hayan podido escapar a otras terapias tales como cirugía, quimioterapia o irradiación local, y que permanecen ocultas para reaparecer posteriormente.

Estos tratamientos hacen su aparición a inicios del siglo XX, usando equipos de rayos X, prescritos a pacientes en fase terminal como paliativo ante la inexistencia de fármacos efectivos. En los años cincuenta ya forma parte de tratamientos integrales con quimioterapia y cirugía. Más tarde, al modificarse los protocolos para irradiación a cuerpo entero, empieza a aplicarse en dosis fraccionadas conjuntamente con antibióticos y analgésicos más poderosos.

La radiación puede penetrar a todas las áreas del cuerpo, en particular, a aquellas a donde las drogas administradas por vía oral, y aún intravenosa, no pueden hacerlo. El efecto de la radiación se manifiesta principalmente en células que se reproducen rápidamente o que tienen una función de reparación muy pobre. A fin de aprovechar favorablemente este hecho estos tratamientos se aplican fraccionadamente dos o tres veces al día, durante intervalos de dos a cinco días, lo que permite a las células normales el poder repararse y tolerar el tratamiento, mientras que se incrementa la probabilidad de eliminar las células anormales.

La dosis total de radiación que se puede aplicar es menor que la que se aplicaría para tratar una zona pequeña en particular, debido a que no se afecta la capacidad de autoreparación de las células sanas. Es por esto que estos tratamientos no se utilizan solos para eliminar grandes cantidades de células anormales o malignas, y son, por lo general parte de un plan de tratamiento mayor que puede incluir radioterapia, cirugía o quimioterapia.

Los tratamientos suelen complicarse por la incertidumbre en la dosimetría absoluta, así como por las grandes variaciones de la dosis a través del volumen a irradiar.

La International Commission of Radiation Units and measurements, (ICRU), recomienda una precisión global de $\pm 3.5 \%$ para la dosis entregada, basándose en un análisis de los datos de la respuesta a la dosis y en la evaluación de los errores en la dosis aplicada. Resultados recientes en ambos tipos de tratamiento muestran que un cambio del 5 % en la dosis recibida en pulmones puede resultar en cambios de hasta el 20 % en la incidencia en neumonitis por radiación, la cual casi siempre es de consecuencias fatales. Por esto se recomienda la aplicación del principio APARA (As Precise As Readily Achievable), que toma en cuenta factores técnicos y biológicos, en particular para campos grandes de irradiación.

A continuación se resumen algunas de las necesidades clínicas para radioterapia con campos grandes, con fotones o electrones:

1.- Irradiación a cuerpo entero con dosis altas, (HDTBI). Se usa frecuentemente para destruir la médula espinal y células leucémicas, o bien inhibir el sistema inmunológico en pacientes que van a recibir un trasplante de médula ósea. Algunos padecimientos que responden a este tratamiento son: anemia aplásica, diversos tipos de leucemias y linfomas. Es complemento en el tratamiento de sarcoma de Swing, linfoma avanzada no de Hodgkin,

carcinoma de bronquios y linfossarcoma. Se aplica generalmente combinado con quimioterapia.

Se llegaron a aplicar dosis totales que oscilaban entre 300 y 1000 cGy en una sola sesión. Actualmente las dosis aplicadas van de 1000 a 1400 cGy, en varias fracciones por día, durante varios días.

2.- Irradiación a cuerpo entero con dosis bajas, (LDTBI). Se aplican dosis, con fotones, de 10 a 15 cGy por día, durante 10 ó 15 días. En tratamiento de leucemias linfocíticas o neuroblastomas. Las dosis bajas reducen el riesgo de complicaciones.

3.- Irradiación de medio cuerpo con dosis altas, (HDHBI). Usado principalmente como paliativo en casos de metástasis ampliamente diseminada. Debido a sus exitosos resultados se está usando en casos de sarcoma de Swing, carcinoma broncogénico y ablación ovárica en cáncer metastásico de pecho. El objetivo que se busca es dar dosis suficientemente altas para mitigar los efectos sintomáticos de la enfermedad, pero al mismo tiempo suficientemente bajas para evitar complicaciones. Requiere dosimetría y aplicación precisas de la de radiación.

4.- Irradiación linfoide total, (TLI). Resulta ser un poderoso agente inmunodepresor y se ha sugerido su uso como tratamiento adjunto en enfermedades del sistema inmunológico, tales como artritis reumatoide, esclerosis múltiple y lupus eritematoso sistémico. Aplicaciones de 3600 cGy han producido resultados favorables en pacientes con artritis reumatoide. Tiene como problemas adicionales a los de los otros tratamientos, lo complicado que resulta el adecuado blindaje para el paciente y la presencia de campos muy irregulares.

Algunos otros padecimientos en los que se aplican tratamientos de irradiación a cuerpo completo son: leucemia mielítica crónica, mielosis aguda, leucemia linfoblástica, linfoma no Hodgkins y mieloma

Los métodos TBI pueden agruparse en: técnicas de lados paralelos opuestos y anteroposterior - posteroanterior opuestos paralelos, aún cuando pueden existir muchas otras variantes. Las ventajas de estas técnicas son: en la primera existe compensación natural de la irradiación a pulmones debido a los brazos, y una posición más confortable para el paciente (acostado), en tanto que en la segunda no se requiere de compensadores de radiación adicionales, puesto que el espesor del paciente a lo largo de su eje longitudinal se minimiza, en cambio deben usarse protectores pulmonares y el paciente debe permanecer inmóvil, generalmente en un dispositivo para ubicarlo en posición vertical.

Se requiere, además, de una habitación lo suficientemente grande para poder ubicar al paciente a la distancia requerida para que el haz de radiación se proyecte entera y uniformemente sobre su cuerpo.. El paciente se encuentra, generalmente, a una distancia de entre 3.5 y 4 m del cabezal del acelerador. A esta distancia el haz de radiación proporciona una dosis uniforme, con un error de $\pm 5 \%$.



Dispositivo para mantener inmovilizado y en posición vertical al paciente



Paciente en posición vertical, con protectores para los pulmones



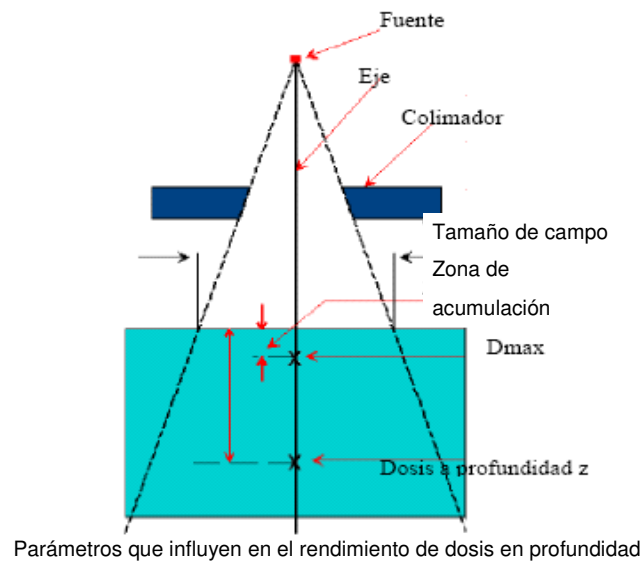
Paciente en posición latero – lateral

El paciente se coloca detrás de un mampara de acrílico, lo suficientemente grande como para cubrir su altura, más un 20% de ésta, y con un ancho mínimo igual al del paciente con los brazos extendidos. La placa es de un espesor de 6 mm de espesor y se emplea para obtener un campo uniforme de radiación a esa distancia y al mismo tiempo lograr las condiciones de equilibrio electrónico en el espacio ocupado por el paciente.

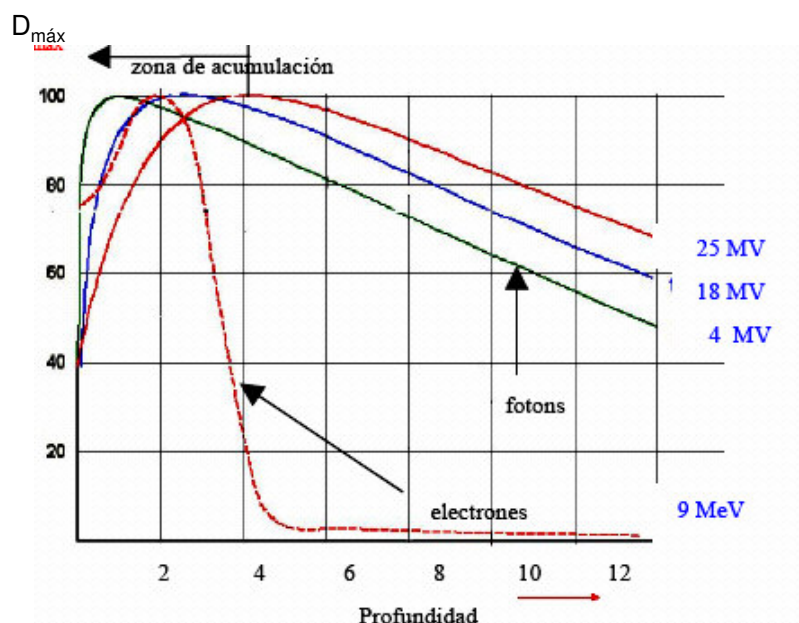


Mampara de acrílico. C. M. N. “20 de Noviembre”.

Cualquier haz poli energético se puede describir mediante el rendimiento de dosis a profundidad. Habitualmente las mediciones previas se hacen en un maniquí de superficie plana y bajo las condiciones del tratamiento (distancia fuente – superficie, tamaño de campo, etc.) y con un detector situado a diferentes profundidades en el eje del haz, que se relacionan con la dosis máxima medida: $PDP = D_d / \text{Dosis máxima (\%)}$, como se ve en la figura siguiente:



El rendimiento de dosis a profundidad para diferentes tipos de radiación y energías, se muestra a continuación:



PDP para distintas partículas y energías

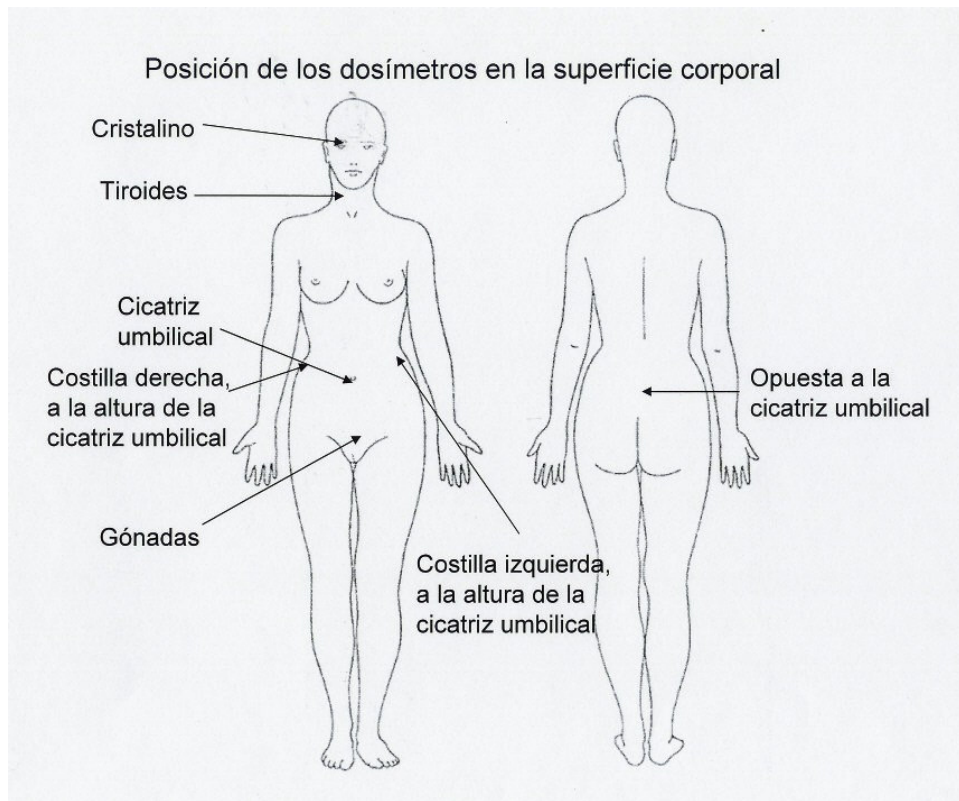
SIMULACIÓN.

Antes de administrar el tratamiento el equipo de oncología deberá realizar un simulacro utilizando un sistema de captación de imágenes. Esto permite a dicho equipo colocar al paciente sobre la mesa en la posición correcta y ensayar una sesión de tratamiento simulada. La colocación correcta del paciente es fundamental para asegurarse de que la alta concentración de haces de rayos X se dirige con precisión. Al igual que a la mayoría de los pacientes de radioterapia, se le tatuarán unas pequeñas marcas, las cuales se alinearán con los láseres de la sala de tratamiento para confirmar que se encuentra justo en el punto exacto en relación con la máquina de radioterapia. El sistema, que imita a la máquina de tratamiento, permite al equipo médico obtener las imágenes de rayos X del paciente en su posición de tratamiento y compararlas con las imágenes de referencia del plan de tratamiento. Esto permite afinar el plan y comprobar si va a funcionar del modo previsto.

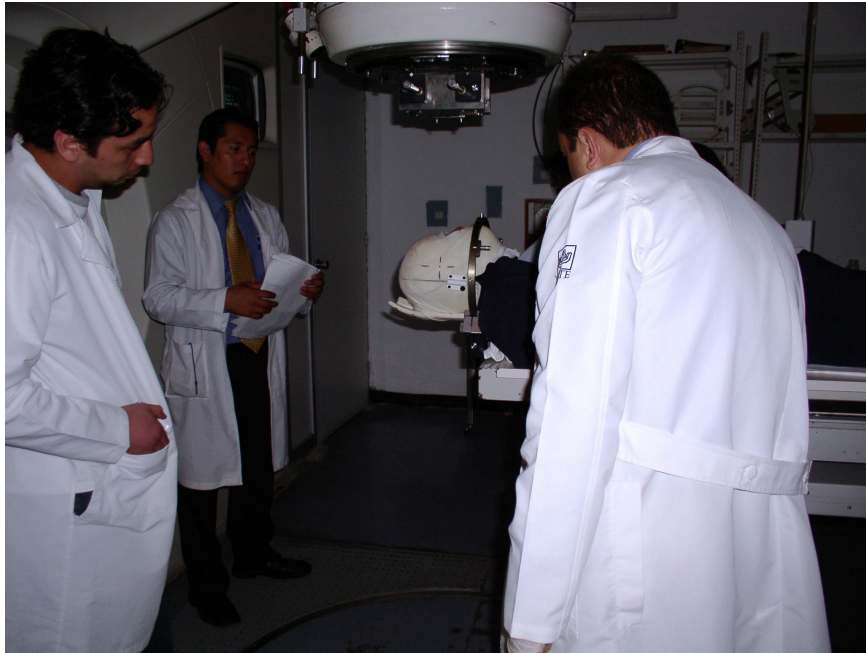
Existe, sin embargo, una técnica de tratamiento que permite que el paciente esté recostado y no de pie, en una habitación más pequeña y sin la necesidad de usar los pesados bloques protectores para los pulmones. Esta técnica es la de terapia de arco de intensidad modulada, en el cual la radiación llega por encima del paciente en una especie de arco de radiación generado por un sistema con movimiento pendular, el cual es controlado por un sistema de computadoras. Este sistema se utiliza en el Montefiore Medical Center, de la Albert Einstein College of Medicine, de Nueva York.

Las células más sensibles a la radiación son las de la sangre: linfocitos, neutrófilos, plaquetas y glóbulos rojos. Un tratamiento a cuerpo completo con dosis altas de radiación como parte de un proceso de trasplante, las destruye a ellas o sus precursores, por lo que tiene que sustituirse usando médula o sangre previamente almacenada, ya sea del paciente mismo o de un donador. A veces se aplican tratamientos con dosis bajas para corregir desórdenes de células sanguíneas, por ejemplo, linfoma de bajo nivel, los cuales no requieren trasplante de médula o de células troncales (células madre).

Otros tejidos sensibles a la radiación son: el pulmonar, el del tracto gastrointestinal, el epitelial, el del hígado, el del riñón y los de las lentes del ojo (córnea, cristalino, humores vítreo y acuoso). La sensibilidad de los tejidos da la pauta para la adecuada colocación de los dosímetros sobre la superficie corporal del paciente, los cuales deben medir la dosis recibidas en las siguientes zonas: cristalino, tiroides, hígado, riñones, colon transversal y órganos sexuales, tal como se ve en la figura siguiente:



. Posición relativa paciente-cabezal en una cirugía esterotáctica.



. Desarrollo de una cirugía estereotáctica.



Acelerador VARIAN I. Hospital General de México

EFFECTOS DE LA RADIACIÓN EN EL PACIENTE.

Los efectos de la radiación en irradiaciones a cuerpo completo a corto plazo, y para todas las personas expuestas, pueden ser:

- Hasta 0.5 Gy: efectos no verificables excepto por ligeros cambios en el conteo sanguíneo.
- De 0.5 a 1 Gy: entre el 5 y el 10 % tendrán vomito, náusea y fatiga a lo largo de un día.
- De 1 a 1.5 Gy: aproximadamente el 25 % presentarán vómito, náuseas, anorexia y fatiga; no se esperan decesos.
- De 1.5 a 2.5 Gy: el 25 % presentarán vómito, anorexia, fatiga y náuseas y alto riesgo de infecciones; esterilidad masculina temporal; es posible que existan algunos fallecimientos.
- Entre 2.5 y 3.5 Gy: casi todas presentarán vómito y náuseas el primer día, caída de pelo, pérdida masiva de leucocitos; probable esterilidad femenina permanente; se espera un 20 % de fallecimientos entre la segunda y sexta semanas posteriores a la exposición y una convalecencia de unos tres meses para los sobrevivientes.
- Entre 3.5 y 5 Gy: todas padecerán vómito y náuseas el primer día, seguidos de otros síntomas del síndrome de radiación; hemorragias bucales y renales; 50 % de decesos en los siguientes seis meses y una convalecencia de seis meses a un año para los sobrevivientes
- De 5 a 7.5 Gy: todas padecerán vómito y náuseas en las primeras cuatro horas, seguidos por otros síntomas del síndrome de radiación. Casi el total será de víctimas fatales, muy pocos sobrevivientes con más de seis meses de convalecencia

- 10 Gy: todas presentarán, en forma aguda, todos los síntomas del síndrome de radiación en las primeras horas, escasas probabilidades de que haya sobrevivientes si los hay la convalecencia puede durar años con pocas probabilidades de que la recuperación sea completa
- 50 Gy: todas padecerán daños extremadamente graves de inmediato; fallecimiento de todas en la primera semana posterior a la irradiación

METODOLOGÍA

Debido a la necesidad de contar con mediciones confiables de las dosis recibidas por el paciente sometido a tratamientos de cuerpo entero, se procedió a caracterizar el lote de dosímetros; era un lote nuevo del cual no se tenía información acerca de linealidad ni de repetibilidad.

Se utilizó de un lote de 28 dosímetros de LiF: Mg,Cu,P, marca Harshaw. Se midió masa y volumen a cada uno de ellos; con estos datos se calculó la densidad, encontrándose una variación máxima del 14 % (Tabla 1). Se realizaron sistemáticamente los siguientes pasos:

- a) Irradiación de los dosímetros
- b) Lectura
- c) Tratamiento térmico

Etapas I: Irradiaciones con partículas beta a dosis fijas.

Los dosímetros se colocaron en la plancheta de un irradiador Studsvik que contiene una fuente de $^{90}\text{Sr} / ^{90}\text{Y}$; la fuente entrega una rapidez de dosis de 21.41687 Gy / min. Este valor corresponde al 21 de junio de 2005. La rapidez de dosis para un día cualquiera puede obtenerse mediante un programa sencillo basado en la tasa de decaimiento del ^{90}Sr .



Irradiador con fuente de $^{90}\text{Sr} / ^{90}\text{Y}$

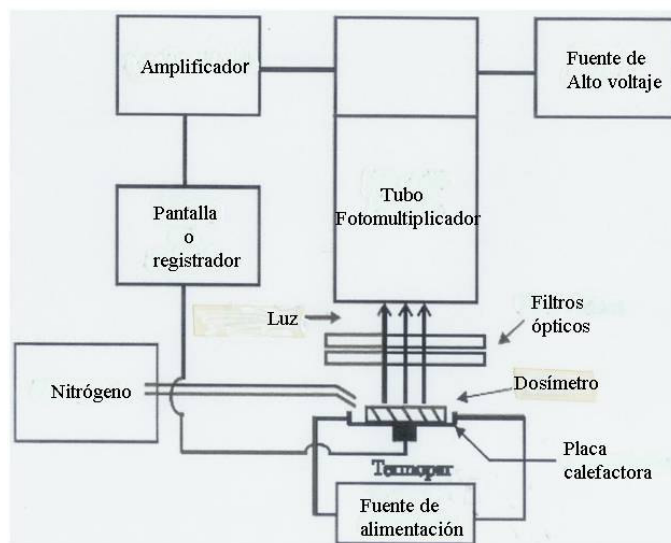
Una vez irradiados, los dosímetros se colocaron en la plancheta de un lector Harshaw 4000 al cual se le fijaron los parámetros siguientes:

- a) Tiempo de precalentamiento: 10 segundos
- b) Temperatura de precalentamiento: 40 °C
- c) Tasa de calentamiento: 5 °C / segundo
- d) Temperatura máxima: 240 °C
- e) Tiempo de adquisición: 40 segundos
- f) Tiempo de borrado térmico: 20 segundos

La lectura de los dosímetros se hizo siempre en una atmósfera inerte de nitrógeno.



Lector Harshaw 4000



Esquema del lector Harshaw 4000

Después de leer cada dosímetro se guardó la gráfica correspondiente. Una vez terminada la lectura del lote de dosímetros, éstos se colocaron en un porta muestras de cerámica, el cual se introdujo en un horno Thermolyne, Mod. 1500, y se sometieron a tratamiento térmico a una temperatura de 240 °C durante diez minutos.



Horno Thermolyne 1500

Dentro de la cámara del horno existen diversas isothermas, cuya diferencia máxima de temperatura es de tres grados. A fin de tener un borrado térmico lo más uniforme posible, se diseñaron y construyeron porta dosímetros de cerámica, lo cuales se colocaron siempre en la misma posición dentro del horno.

En la lectura de dosímetros, así como en el tratamiento térmico, durante todo el estudio se usaron siempre los mismos parámetros enlistados con anterioridad,

Inicialmente se irradió todo el lote de dosímetros, tomando uno a la vez y sin mantener una posición definida en la plancheta del irradiador, primero durante de cinco minutos, luego se repitió el proceso dejándolos diez minutos, y se terminó con períodos de 15 minutos.

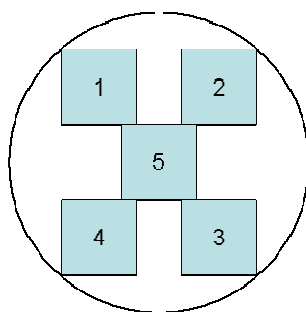
Una vez concluida la serie de irradiaciones se procedió a comparar los resultados. Se normalizaron respecto a la dosis recibida en la primera sesión, con la finalidad de ver si existía linealidad en la respuesta TL al aumentar la dosis. Lo que se obtuvo fue un conjunto de datos que muestran una gran dispersión, además de que en el 25% de los casos no se formó la curva de brillo; por esta razón se desecharon estos resultados.

Con la idea de economizar tiempo y, bajo la hipótesis de que la irradiación dentro del irradiador era homogénea, los dosímetros se irradiaron durante cinco, diez y quince minutos en grupos de cinco:



Los resultados obtenidos fueron sumamente dispersos, sin mostrar claramente una tendencia que pudiera explicar este comportamiento, (ver tablas 2 , 3 y 4).

Con el fin de buscar una posible explicación a estos resultados, se repitió cinco veces el proceso, colocando cinco dosímetros cada vez e irradiando durante diez minutos. Después de la primera irradiación se recorrieron los dosímetros una posición, cada vez que volvieron a irradiarse, en sentido horario empezando por el vértice superior izquierdo, de tal suerte que, cada uno de los dosímetros ocupó todas las posiciones disponibles en la plancheta del irradiador:



Esto generó una matriz (con los números de los dosímetros) de número de irradiación, en números romanos, contra posición ocupada, letras (ver Tabla 5).

Los resultados que se obtuvieron con el lector, para los distintos días en que se irradió, se normalizaron a la dosis recibida el primer día de trabajo (Tabla 6).

Debido a la dispersión que se observa en los resultados para la respuesta TL, los dosímetros se agruparon tomando en cuenta las recomendaciones respecto a la homogeneidad de un lote, la cual no debe mostrar una dispersión mayor del $\pm 5 \%$, quedando de la forma siguiente:

Grupo 1: dosímetros 2 y 21; los de respuesta sistemáticamente más baja.

Grupo 2: dosímetros 1, 3, 8, 12, 14, 18, 19, 22, 24 y 26; los de respuesta media baja.

Grupo 3: dosímetros 4, 6, 7, 9, 10, 11, 16, 17, 23, 25, 27 y 28; los de respuesta media alta.

Grupo 4: dosímetros 5, 13, 15 y 20, los de respuesta sistemáticamente más alta.

La respuesta TL promedio, por grupo, fue:

Grupo 1: 18433 nC

Grupo 2: 22331 nC

Grupo 3: 24672 nC

Grupo 4: 26186 nC

La diferencia promedio porcentual entre los grupos quedó de la manera siguiente:

Entre grupo 1 y grupo 2 fue de 17.5 %

Entre grupo 1 y grupo 3 fue de 25.3 %

Entre grupo 1 y grupo 4 fue de 28.1 %

Entre grupo 2 y grupo 3 fue de 9.5 %

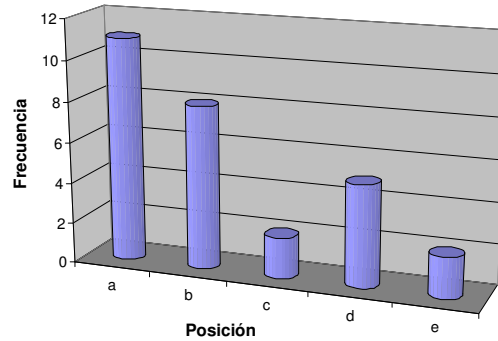
Entre grupo 2 y grupo 4 fue de 14.7 %

Entre grupo 3 y grupo 4 fue de 13.4 %

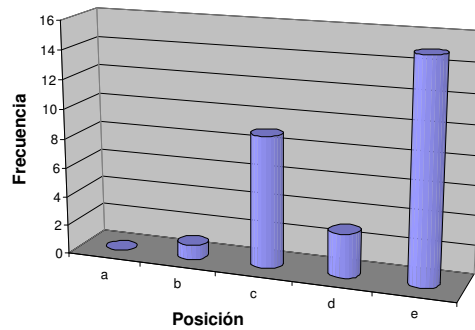
Analizando las diferencias promedio porcentuales, se encuentra que éstas corresponden a un rango mayor o igual a $\pm 5\%$, por lo que se justifica el haber formado cuatro grupos de dosímetros. Los resultados, en la tabla 7, permiten suponer que existen dos factores que podrían explicar la dispersión de datos: la respuesta individual de cada dosímetro y la dosis recibida de acuerdo al lugar ocupado en la plancheta.

Se graficaron las frecuencias de máximos y mínimos presentes en el lote, para cada una de las cinco posiciones. Se encontró que en la posición central la respuesta de los dosímetros tiende a ser mayor para una misma dosis, es decir, puede decirse que la irradiación no es homogénea.

Número de mínimos según posición ocupada en la plancheta. Irradiaciones con betas por 10 minutos



Número de máximos según posición ocupada en la plancheta. Irradiaciones con betas por 10 minutos



Para determinar si lo anterior era válido se modificó el procedimiento de la siguiente forma: se elaboró una mascarilla de plástico del tamaño del círculo central de la plancheta, con un espesor de 1mm y se le practicó una perforación ligeramente mayor que el del los dosímetros. Se repitió el proceso de irradiación por intervalos de diez minutos un total de nueve veces, colocando un solo dosímetro en la mascarilla, como se ve en la figura:



Plancheta con mascarilla de plástico

Los resultados de irradiar los dosímetros con partículas beta por períodos de 10 minutos, manteniéndolos en posición central fija, se normalizaron a los del primer día y se muestran en la tabla 8. Nuevamente se observa que existe una dispersión mayor que el $\pm 5 \%$ en los datos, solo que en este caso puede ser atribuida nada más a la respuesta individual y no a la posición, es decir, el lote no es homogéneo.

Se reagruparon los dosímetros y se obtuvieron cuatro grupos; en cada uno de ellos la dispersión está en un intervalo de $\pm 5 \%$:

Grupo 1: dosímetros 1 y 2; los de respuesta sistemáticamente más baja.

Grupo 2: dosímetros 8, 18, 22, 26 y 27; los de respuesta media baja.

Grupo 3: dosímetros 3, 5, 7, 10, 11, 12, 14, 17, 21, 23, 24, 25 y 28; los de respuesta media alta.

Grupo 4: dosímetros 4, 6, 9, 13, 15, 16, 19 y 20, los de respuesta siempre más alta.

Es de llamar la atención el cambio radical en la respuesta del dosímetro 21. De aquí en adelante se manejaron estos cuatro sub-lotes separadamente.

Se obtuvieron las siguientes respuestas TL promedio, por grupo:

Grupo 1: 21917 nC

Grupo 2: 24546 nC

Grupo 3: 26867 nC

Grupo 4: 29969 nC

La diferencia promedio porcentual entre los grupos quedó de la manera siguiente:

Entre grupo 1 y grupo 2 fue de 10.7 %

Entre grupo 1 y grupo 3 fue de 18.4 %

Entre grupo 1 y grupo 4 fue de 26.2 %

Entre grupo 2 y grupo 3 fue de 8.6 %

Entre grupo 2 y grupo 4 fue de 17.3 %

Entre grupo 3 y grupo 4 fue de 9.5 %.

Puede verse que al irradiar los dosímetros en posición central fija (donde la respuesta tiende a ser mayor) los valores TL promedio por dosímetro aumentan, lo que es consistente con la hipótesis de no homogeneidad de la irradiación, Además, se refuerza la hipótesis de no homogeneidad en el lote. Se graficaron los valores promedio para cada irradiación por grupo de dosímetros los cuales se muestran en las gráficas 1 y 2.

Etap II: Irradiaciones con partículas beta a dosis variables.

Se irradiaron nuevamente los dosímetros, colocados en posición central fija, solo que en esta ocasión se hizo variar la dosis suministrada. Se tomaron tiempos de irradiación de 10, 20, 30, 40, 50 y 60 minutos. Los resultados obtenidos aparecen en la tabla 9.

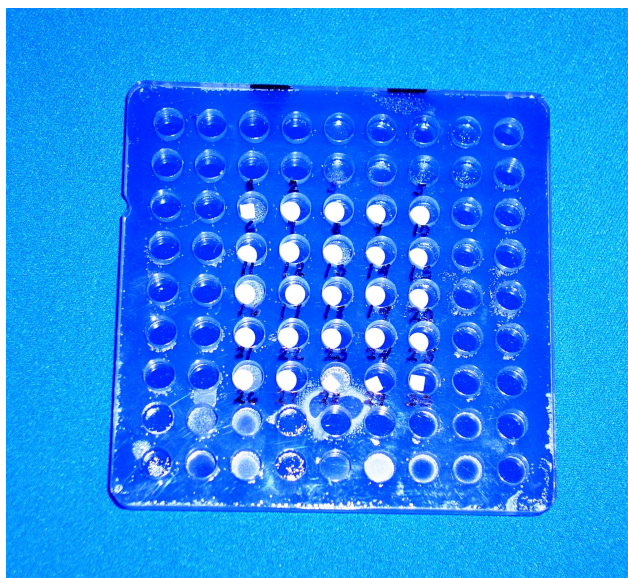
Se graficaron las respuestas promedio por grupo, las cuales aparecen en la gráfica 3, donde se observa que existe buena linealidad.

Etap III: Irradiaciones en acelerador lineal.

A continuación el lote de dosímetros se irradió primeramente con electrones, en un acelerador ELEKTA SL 7514 en el Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”. Se escogió una dosis inicial fija de 44 cGy (49 Unidades Máquina) proporcionada por un flujo de electrones, a los cuales sólo se les hizo variar la energía. Se seleccionó un campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una distancia de 1 m del cabezal.

Sobre la mesa del acelerador, y justamente encima de la zona de campo, se apilaron 12 piezas de acrílico de 20 cm por lado y 1cm de grueso; sobre esta base se colocó el porta dosímetros de acrílico, cuya área es de 11cm x 11cm y un espesor de 6 mm. Este arreglo se hizo para asegurar que existieran las condiciones de equilibrio electrónico en el volumen

donde queda contenido cada dosímetro. Las pastillas se distribuyeron uniformemente en la zona central del recipiente:



Porta dosímetros.

En esta primera serie de irradiaciones se usaron electrones de energías de 4, 6, 8, 10 y 12 MeV y se analizó la respuesta TL del material en función de la energía de la radiación recibida.

Se tomaron estos valores de dosis y energías, por ser los que típicamente se utilizan en los diversos tratamientos a cuerpo entero, los cuales dependen del problema tratar y de los protocolos establecidos en cada institución de salud.

En la siguiente fase del estudio se tomaron los mismos parámetros de distancia entre cabezal y dosímetros, tamaño de campo y condiciones de equilibrio electrónico; se eligieron electrones de 10 MeV y se hizo variar la dosis entre 20 y 200 cGy.

Como siguiente paso se colocaron 10 dosímetros, agrupados de dos en dos, sobre una mampara de acrílico de 1cm de espesor y a una distancia de 4m del cabezal del acelerador. Esta es la posición que ocuparía un paciente que va a ser sometido a un tratamiento a

cuerpo entero con electrones. El objetivo en esta etapa fue analizar si el campo de radiación que realmente recibiría el paciente en la superficie corporal era homogéneo.

Para comparar la respuesta inconsistente de dosímetros de este lote, que fueron sometidos a frecuentes irradiaciones con dosis altas tanto con fotones como con electrones de 10 MeV, contra la respuesta de dosímetros de un lote nuevo, se tomaron dosímetros al azar de cada uno y se irradiaron con partículas beta a una dosis de 100 mGy. La respuesta de los del primer lote tuvo una enorme dispersión, lo que induce a pensar en daño sufrido por las pastillas luego de casi 70 ciclos de irradiación, lectura y borrado térmico. La respuesta de los del lote nuevo quedó dentro del intervalo encontrado con anterioridad para esta dosis con partículas beta:

Irradiación con betas. Dosis = 100 cGy. (25/11/ 05)			
Primer lote (lote viejo)		Segundo lote (lote nuevo)	
Dosímetro	Respuesta TL (nC)	Dosímetro	Respuesta TL (nC)
5	12161	7	48633
12	8521	12	50168
27	69155	20	49076

Se obtuvo el apoyo del Hospital Ángeles Interlomas para irradiar los dosímetros en su acelerador Siemens, modelo Mevatron Primus. Se hicieron tres irradiaciones con fotones de 6 MeV y dosis de 100, 150 y 200 cGy. Los resultados se muestran en la tabla 14 y en la figura 13.

En vista de la gran dispersión mostrada en la respuesta de los dosímetros al ser irradiados con electrones, se utilizó un lote nuevo, también de la marca Harshaw, para realizar una serie de irradiaciones, tanto con electrones como con fotones, en el acelerador VARIAN I del Hospital General, y tratar así, de verificar los resultados ya obtenidos.

Se fijó la distancia fuente superficie en 1m, se escogió un campo de 10 x 10 cm y se colocaron veinticinco pastillas nuevas en la zona central del porta-dosímetros para garantizar que se encontraran en la zona donde el campo de radiación es uniforme.

Primero se irradiaron con fotones de 6 MeV. Las dosis suministradas fueron 50, 75, 100, 125 y 150 cGy. Los resultados se muestran en la tabla 15.

Posteriormente, el lote se irradió con electrones de 6 MeV. Las dosis aplicadas fueron de 50, 100 y 150 cGy. Fue necesario repetir las irradiaciones con electrones de 50 y 150 cGy, debido a lo aleatorio de los resultados. Los resultados se muestran en la tabla 16.

RESULTADOS

Durante la irradiación de los dosímetros con electrones de 4 MeV, dosis de 44 cGy, se observaron valores de respuesta TL considerablemente más altos, entre 8% y 16%, que los mayores obtenidos para todas las otras energías (ver tabla 10). Después de analizar estos resultados, se verificaron los parámetros introducidos al llevar a cabo esta irradiación, encontrándose que hubo un error al introducir uno de los datos, lo que se reflejó en una dosis superior, 40%, a los 44 cGy preestablecidos. Por esta razón, se eliminó ese conjunto de valores en los análisis de la respuesta TL por dosímetro y de la respuesta promedio por grupo.

Los grupos de dosímetros formados fueron los mismos que para la irradiación con betas, salvo el caso del número 26, que presentó sistemáticamente respuesta más baja y se agrupó con los dosímetros 1 y 2. La respuesta TL, por grupo de dosímetros y por lote, se muestra en las gráficas 4 y 5.

En la gráfica 4 se observa que existe una ligera tendencia de la respuesta TL a aumentar con la energía de los electrones, si se analiza el efecto por grupos de dosímetros. Pero si se analiza todo el lote como conjunto, puede decirse que la respuesta TL es constante, es decir, no depende de la energía de los electrones, resultado que concuerda con lo obtenido al irradiar con radiación beta proveniente de una fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (ver gráfica 5).

Debido a que al aplicar la primera dosis de 50 cGy todos los dosímetros tuvieron respuesta menor a la presentada al irradiarlos con 40 cGy, se tomó la decisión de repetir las irradiaciones a partir de los 50 cGy.

Se compararon los resultados de tres irradiaciones a 50 cGy y se decidió descartar las primeras dos series de datos, debido a su inconsistencia (en la segunda, sólo dos pastillas tuvieron respuesta mayor a la obtenida al irradiarlos con una dosis de 44 cGy).

En la irradiación a 60 cGy los resultados fueron completamente aleatorios, habida cuenta del comportamiento mostrado por este material al llevar a cabo un estudio similar con partículas beta: el 33% de los dosímetros dieron una respuesta más baja de lo esperado y el 67% restante tuvo respuesta mucho mayor (ver tabla 11). En vista de que no fue posible repetir la irradiación a 60 cGy, se descartó este conjunto de valores.

Las irradiaciones a 100 y 150 cGy dieron resultados dentro de lo que podía esperarse en sus dos repeticiones, aún cuando la dispersión entre las de 100 cGy alcanzó el 30% de dispersión, y entre las de 150 cGy fue de hasta el 26%. Los resultados de estas irradiaciones se promediaron.

En cuanto a las irradiaciones con 200 cGy, tres, la segunda de ellas arrojó resultados muy por debajo de la primera, con diferencias de hasta el 46%, por ejemplo, para el dosímetro 11; la tercera dio resultados menores a los que se obtuvieron con 100 cGy. La diferencia entre estas lecturas muestra un aumento de 300% en el error porcentual para la respuesta TL, por lo que no se promediaron, descartándose la segunda y tercera series (ver tabla 12)

Los resultados finales se muestran en la tabla 13. El comportamiento de la respuesta TL vs la dosis aplicada al lote de dosímetros, se muestra en la gráfica 6.

En el centro de la mampara, 1 m por arriba del nivel del piso, se colocaron los dosímetros 8 y 18; a partir del centro se formó una cruz de 30 cm de lado, en cuyas puntas se colocaron las parejas de dosímetros 5 y 6, 15 y 20, 21 y 24 y 9 y 18, en sentido horario a partir de la posición superior. A continuación se aplicó una dosis de 999 UM (897 cGy) con electrones de 6 MeV y un campo de radiación de 13 x 24 cm. El diagrama de colocación y los resultados obtenidos se muestran en la gráfica 7a.

Posteriormente se repitió el proceso con la mampara a la misma distancia, misma energía de los electrones y mismo campo, pero en condiciones PRF = 120, una dosis de 1437 cGy e

intercambiando la posición de los pares de dosímetros. Los resultados aparecen en la gráfica 7b. En la gráfica 7a se observa que la dosis recibida es mayor en el centro y abajo., sin embargo, en la gráfica 7b, la mayor dosis se registró a lo largo del eje vertical. Estos valores de dosis se determinaron con las ecuaciones de linealidad para cada dosímetro.

El comportamiento exhibido por los dosímetros durante la irradiación con electrones, ya sea aplicando una dosis fija o variándola, estuvo caracterizado por inconsistencias y resultados aleatorios (figura 6). En este punto se plantearon las siguientes hipótesis para tratar de explicar este comportamiento:

1. La afectación sufrida por el material debida al alto número de ciclos irradiación – lectura - borrado térmico.
2. El efecto de la interacción de los electrones sobre la estructura del material.
3. Una probable falla en la calibración del acelerador del hospital.

Se inició el análisis con esta última opción y se consultó con los encargados del equipo en el Departamento de Física Médica. Se revisaron las condiciones de operación y se verificó que el equipo funcionaba dentro de los parámetros de control de calidad establecidos por el fabricante y aprobados en el hospital. Se anexan las curvas de aplanado para haces de electrones de 4, 6, 8, 10 y 12 MeV (figuras 8, 9, 10, 11 y 12).

Paralelamente se hizo una búsqueda bibliográfica relacionada con el número de ciclos que puede realizarse sin afectar a este material; no se encontró ninguna referencia específica al respecto.

Para encontrar una posible explicación acerca de la existencia del efecto de los electrones sobre el material, se procedió a irradiarlo con fotones de rayos X, en otro acelerador, y confrontar los resultados con los obtenidos para electrones. En siete de los dosímetros se obtuvo una curva luminiscente deformada o sin definir, en los restantes puede apreciarse

que existe un bien definido paralelismo de la respuesta TL en función de la dosis, sin saltos aleatorios, poniendo nuevamente de manifiesto la no homogeneidad del lote.

Este segundo lote presentó un alto grado de inhomogeneidad, mostrando dos grupos con respuesta TL completamente diferente, con dispersión de más de 100 %, por lo que se agruparon en dos sub-lotes:

1) 4, 8, 12, 15, 16 y 22

2) 1, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 10, 11, 13, 14, 17, 18, 19, 20, 21, 23, 24 y 25

La respuesta TL de estos sub-lotes a las diferentes dosis aplicadas se muestran en las figuras 14, 15, 16, 17, 18 y 19.

Se hicieron las gráficas de linealidad, por cada dosímetro, para fotones y electrones con los datos mostrados en las tablas mencionadas, y de ellas, se obtuvieron las ecuaciones correspondientes.

Las gráficas se muestran en el archivo de gráficas VARIAN.

La tabla 17 muestra las ecuaciones obtenidas para fotones, y en la 18 las que corresponden a electrones. En la tabla 19 se comparan los resultados de las tablas 17 y 18.

Con los valores obtenidos de las ecuaciones de linealidad se obtuvieron las dosis absorbidas por dosímetro, correspondientes a las distintas dosis aplicadas. Con los resultados de dosis se graficaron las superficies de irradiación sobre el lote de pastillas. En teoría debieron ser superficies de isodosis, pero como la respuesta no fue la esperada puede apreciarse una gran dispersión, sobre todo al aumentar las dosis con electrones (figuras 20, 21, 22, 23, 24 y 25).

CONCLUSIONES

Después de año y medio de hacer irradiaciones con fotones y electrones, de diferentes energías y en un intervalo de dosis desde 20 cGy hasta 200 cGy, no se presente un solo caso de paciente sometido a tratamiento de irradiación a cuerpo entero en ninguno de los hospitales en donde se permitió el uso de sus equipos. Sin embargo, la caracterización con partículas beta sirvió para poner de manifiesto la no homogeneidad de los lotes de dosímetros, marca HARSHAW, la cual resultó ser mucho mayor del $\pm 5 \%$ que se recomienda para considerar aceptable un lote de dosímetros, y confirma la información encontrada en la literatura acerca de esta característica no deseada en el LiF:Mg,Cu,P (José Luis Muñiz Gutierrez. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid, 1999), la cual se atribuye al proceso de producción del material. En el segundo lote las discrepancias en la respuesta TL alcanzaron valores superiores al 200 %, lo que en definitiva significa trabajar con dos lotes diferentes.

2.- Los valores aleatorios obtenidos en la respuesta TL de los dosímetros se pusieron de manifiesto desde el inicio del estudio, al ser irradiados éstos con partículas beta emitidas en el decaimiento del ^{90}Sr ; el efecto se amplificó cuando se usaron electrones producidos en los aceleradores ELEKTA, SIEMMENS y VARIAN.

Se encontraron resultados similares, aún cuando menos marcados, al irradiar con fotones después de haberlo hecho con electrones. Sin embargo, las curvas de brillo presentan cambios importantes en la posición de los máximos y en el aspecto general.

3.- De las series de resultados para irradiaciones con distintas dosis que se conservaron, se hizo el análisis correspondiente, así como las gráficas de linealidad para cada dosímetro y también por lotes. Se observa que, usando estos datos, existe buena linealidad en general,

aún cuando se presenta sublinealidad a partir de 150 cGy, lo que está muy por debajo de los 1800 cGy que se mencionan en la literatura.

Sólo pudieron obtenerse las curvas de linealidad para electrones y fotones de alta energía repitiendo irradiaciones con la misma dosis y desechando las que mostraron resultados inconsistentes, lo que quiere decir que la respuesta no es reproducible ante similares condiciones de irradiación. Es necesario recordar que el objetivo de este estudio era determinar la repetibilidad de la dosis absorbida y la linealidad del material al ser irradiado con dosis altas de fotones y electrones. Dependiendo de estos resultados, los dosímetros se utilizarían en dosimetría clínica en tratamientos a cuerpo entero, los cuales tienen como características más importantes dosis y energías de valores altos para la radiación empleada, sea ésta radiación electromagnética o partículas. La desviación de los valores de dosis absorbida sobrepasa, con mucho, el 3.5% aceptado como bueno en irradiaciones repetidas en idénticas condiciones.

Por todo lo mencionado, pude concluirse que el LiF:Mg,Cu,P, marca Harshaw, no es recomendable para los fines de dosimetría clínica con altas dosis y energías grandes, sobre todo si la radiación es de electrones, por lo que se sugiere repetir el mismo estudio usando dosímetros TL de LiF:Mg,Cu,P de fabricación nacional.

RECOMENDACIONES

- 1.- Cuando se trabaje en un irradiador con muestra radioactiva, colocar los dosímetros siempre en la misma posición en la plancheta, construir el dispositivo adecuado para delimitar el movimiento del dosímetro una vez colocado en ella.
- 2.- Durante la lectura de las pastillas buscar siempre una tasa de calentamiento constante y de un valor bajo, por ejemplo, entre 2 °C/s y 5 °C/s.
- 3.- Cuando se irradie en aceleradores buscar siempre que existan las condiciones de equilibrio electrónico utilizando una base de acrílico de 12 a 15 cm de espesor.
- 4.- Determinar primero si existe repetibilidad en el lote de dosímetros que se vaya a usar, si existe irradiar a dosis diferentes para buscar si hay linealidad. Con los datos obtenidos obtener la curva de calibración para cada dosímetro y de ésta, la ecuación que relaciona dosis absorbida en función de la dosis aplicada.

BIBLIOGRAFÍA

- Attix, F. H., *Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, 1986.
- Andreo, P., J. R. Cunningham, K. Hohlfeld y H. Svenson, *Determinación de la Dosis Absorbida en Haces de Fotones y Electrones*. Colección de Informes Técnicos No. 277, Organismo Internacional de Energía Atómica, 1990.
- Azorín, N. J., *Luminiscence Dosimetry. Theory and Applications*. Ediciones Técnico Científicas S A de C V, 1990.
- Blanc, Daniel. Précis de Physique Nucléaire. Dunod, Paris. 1999.
- Chen, R., S. W. S. McKeever. *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena*. World Scientific Pb. 1997.
- Furetta, C., Weng Pao-Shan. *Operational Thermoluminescence Dosimetry*. World Scientific Pub., 1998.
- Gaona E., Tovar V. M. Manual para uso de Aceleradores Lineales en Radioterapia. Edilibros S. A., 1985.
- Khan F M, Doppke K, Hogstrom K R et al. Clinical electron-beam dosimetry. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 25. Med Phys 1991; 18:73.
- Khan, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- Karzmark C. J., Nunan C S, Tanabe E. Medical Electron Accelerators. New York, McGraw Hill, 1993.
- Knoll, Glenn F., *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons, 1976.
- Muñiz Gutierrez José Luis. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid, 1999)
- Turner, J. E., *Atoms, Radiation and radiation Protection*. John Wiley & Sons, 1995.
- American Association of Physicists in Medicine. Medical Physics 2, 1975.
- Tang, K. Y., H. Y. Zhu, B. X. Liu, W. X. Shen, Y. C. Wang. The Applications of Computerized Analysis of Glow Curve to Personal Dosimetry. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 101, Nos. 1-4, pp. 239 – 242 (2002). Nuclear Technology Publishing.

González, P. R., J. Azorín. Thermoluminescent response of LiF: Mg,Cu,P+PTFE prepared in Mexico to $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta particles. Radiation Physics and Chemistry 61 (2001), pp. 425 -427.

Pergamon.

Ahnesjö A., Aspradekis M. M.. Dose Calculations for External Photon Beams in Radiotherapy. Phys. Med. Biol., 44, R99 – R155. 1999.

Azorin, J., A. Gutiérrez, T. Niewiadomski, P. González. DOSIMETRIC CHARACTERISTICS OF LiF:Mg,Cu,P TL PHOSPHOR PREPARED AT ININ, MEXICO. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 33 No. ¼, pp. 283-286 (1990). Nuclear Technology Publishing.

Bacu C., D'Ángelo L., Furetta C., Giancola S. “Comprehensive study on LiF MCP”. Radiative Prot. Dosim.. 47 (1 – 4), 341 – 346. 1993.

Cassata, J.R., M. Moscovitch, J.E. Rotunda, K.J. Velbeck. A New Paradigm in Personal Dosimetry using LiF:Mg,Cu,P. Radiation Protection Dosimetry. Vol. 101, Nos. 1-4, 2002. Nuclear Technology Publishing.

Sánchez-Reyes A., Hernández V., Oulad Ben Tahar H., Asenjo J., Sempau J. “Simulación mediante el método de Monte Carlo de campos conformados de electrones de un acelerador lineal”. Revista Física Médica, 2 (1); 29 – 34. 2001.

UCLA Health Sciences. [www. Radom.ucla.edu/clinical_programs/TBI.htm](http://www.Radom.ucla.edu/clinical_programs/TBI.htm)

ANEXO 1

UNIDADES EMPLEADAS EN DOSIMETRÍA

Al incidir radiación ionizante sobre materia se producen interacciones que se manifiestan como excitaciones o ionizaciones, estas últimas dan origen a radicales libres, algunos de los cuales pueden ser muy reactivos.

En función del efecto producido sobre el material es posible crear dispositivos que permitan medir el tipo e intensidad de la radiación.

La interacción radiación – materia depende principalmente de los factores siguientes:

1. Las características de la fuente de radiación: tipo de radiación emitida, energía de la radiación, intensidad de la fuente, etc.
2. Formación y distribución de los iones generados, lo que es función del mecanismo de interacción y del tipo de radiación
3. La naturaleza del material irradiado

Además de su cuantificación, estos efectos se describen de forma implícita mediante magnitudes y unidades específicas, las cuales se describen a continuación.

KERMA. K (Gray - Gy)

Se asocia a la suma de energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas, iones y electrones, producidos en una unidad de masa del material por radiación incidente sin carga, fotones y neutrones. Se expresa como: $E_c = \sum_i E_{c_i}$

ACTIVIDAD DE LA FUENTE, A (Bequerel - Bq)

Es el número de núcleos de un isótopo que decaen por unidad de tiempo. Se expresa como:

$$A(t) = \frac{dN(t)}{dt} = -\lambda N(t)$$

en donde:

A(t): actividad de la fuente

N(t): número de núcleos presentes al tiempo t

λ : constante de desintegración o decaimiento, en s^{-1}

La actividad se expresa en Bequerels, donde 1 Bequerel = 1 desintegración/segundo.

Anteriormente se usaba el Curie, Ci. $1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$.

EXPOSICIÓN, X (Coulomb por kilogramo - C/kg)

La exposición se define como la radiación electromagnética capaz de producir un Coulomb de carga electrostática, de cualquier signo, por kilogramo de aire. Se expresa como:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

en donde:

dQ: valor absoluto de la carga total de iones de un solo signo producidos en el aire, cuando todos los electrones, positivos o negativos, liberados por los fotones en una masa de aire (dm) son frenados completamente.

Anteriormente se empleaba el Roentgen, R. $1R = 1.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$.

RAPIDEZ DE EXPOSICIÓN, $\dot{X}$ (C/kg-s)

Es la exposición durante un intervalo de tiempo. Se expresa como: $\dot{X} = \frac{dX}{dt}$.

Con anterioridad se empleaba el R/s

DOSIS ABSORBIDA, D [(J/kg = Gray, Gy)]

Es una medida de la energía depositada en un elemento de volumen con masa dm.

Se expresa como: $D = \frac{dE}{dm}$.

Esta cantidad de energía equivale a la energía calorífica necesaria para elevar la temperatura de un litro de agua pura de 4.0 °C a 4.00024 °C. Físicamente representa la energía depositada en el medio por partículas cargadas secundarias. El Gray es aplicable a todo tipo de radiación ionizante, externa o interna (incorporación de radionúclidos por un organismo).

La unidad usada antes era el rad (radiation absorbed dose). $1 \text{ rad} = 1 \times 10^{-2} \text{ Gy}$.

RAPIDEZ DE DOSIS ABSORBIDA, $\dot{D}$ (J/kg-s = Gy/s)

Es la dosis absorbida por unidad de tiempo. Se expresa como: $\dot{D} = \frac{dD}{dt}$.

Anteriormente la unidad era rad/s.

DOSIS EQUIVALENTE. Sv (J/kg = Sievert, Sv)

Sin embargo, la dosis absorbida es insuficiente para predecir la severidad del daño que una exposición dada puede producir sobre la salud de una persona, ya que las distintas radiaciones no tienen el mismo efecto biológico para una misma dosis absorbida.

Se usa entonces un factor de ponderación, Q, que depende de la efectividad biológica relativa, que estima la capacidad de cada tipo de radiación para producir daño biológico. Esta efectividad biológica relativa depende, estrictamente, del tipo de sistema biológico, la rapidez de absorción, la temperatura, etc. Algunos valores de Q se dan a continuación:

Neutrones rápidos	Tipo de radiación	20
Protones, partículas alfa, iones pesados		20
Radiación gamma, rayos X		1
Partículas beta y electrones (E > 0.03 MeV)		1
Partículas beta y electrones (E < 0.03 MeV)		1.7
Neutrones térmicos		2

La dosis equivalente se expresa como: $H = D \cdot Q$

La unidad usada antes era el rem (**r**öntgen **e**quivalent **m**an). $1 \text{ rem} = 1 \times 10^{-2} \text{ Sv}$.

RAPIDEZ DE DOSIS EQUIVALENTE, $\dot{H}$ (J/kg-s = Sv/s)

Es el incremento de la dosis equivalente en el tiempo. Se expresa como: $\dot{H} = \frac{dH}{dt}$.

Anteriormente se usaba el rem/s.

ANEXO 2

TABLAS

- 1.- Densidad de los dosímetros del primer lote.
- 2.- Irradiación con partículas beta durante cinco minutos (posición variable).
- 3.- Irradiación con partículas beta durante diez minutos (posición variable).
- 4.- Irradiación con partículas beta durante quince minutos (posición variable).
- 5.- Matriz de posiciones en la plancheta del irradiador.
- 6.- Factores de normalización para irradiaciones de diez minutos.
- 7.- Respuesta TL normalizada para irradiaciones con partículas beta durante diez minutos.
- 8.- Irradiaciones con partículas beta durante diez minutos, posición central fija.
- 9.- Irradiaciones con partículas beta posición central fija con dosis variable.
- 10.- Irradiaciones con electrones de 4, 6, 8, 10 y 12 MeV en acelerador ELEKTA.
- 11.- Irradiaciones con electrones de 10 MeV en acelerador ELEKTA, dosis variable de 20 a 60 cGy.
- 12.- Irradiaciones con electrones de 10 MeV en acelerador ELEKTA, dosis variable de 100 a 200 cGy.
- 13.- Selección de irradiaciones con electrones de 10 MeV, acelerador ELEKTA.
- 14.- Irradiaciones con fotones de 6 MeV en acelerador Siemens, dosis variable.
- 15.- Irradiaciones con fotones de 6 MeV en acelerador VARIAN, dosis variable.
- 16.- Irradiaciones con electrones de 6 MeV en acelerador VARIAN, dosis variable.
- 17.- Ecuaciones de linealidad para irradiación con fotones. Lote nuevo.
- 18.- Ecuaciones de linealidad para irradiación con electrones. Lote nuevo.
- 19.- Comparación de ecuaciones de linealidad. Lote nuevo.

Tabla 1. Densidad de los dosímetros del primer lote.

Dosímetro	Volumen (cm ³) x 10 ⁻³	Masa (g) x10 ⁻³	Densidad (g / cm ³)
1	9.721	22	2.263
2	9.370	22	2.347
3	9.661	21	2.173
4	9.670	22	2.268
5	9.952	21	2.110
6	9.719	21	2.161
7	9.205	20	2.173
8	9.832	20	2.034
9	9.970	21	2.106
10	9.828	21	2.136
11	9.051	20	2.209
12	9.614	21	2.184
13	9.452	21	2.222
14	10.245	22	2.147
15	9.864	21	2.129
16	9.955	21	2.109
17	9.670	21	2.171
18	9.524	20	2.099
19	9.785	21	2.146
20	9.881	20	2.024
21	9.623	20	2.078
22	8.853	20	2.259
23	9.554	21	2.198
24	9.493	21	2.212
25	9.291	22	2.368
26	10.047	23	2.289
27	10.194	23	2.256
28	9.456	22	2.326

Tabla 2. Dosis total [nC] por irradiación. Irradiaciones de 5 minutos con partículas beta en irradiador Studsvik ($^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$). Normalizadas a 10.7 cGy.

Dosímetro ↓	Irradiación 1	Irradiación 2	Irradiación 3	Irradiación 4	Irradiación 5
1	5505	5264	262	12482	12269
2	5143	*	5034	993	7519
3	13664	14468	15854	223	11148
4	13 383	15 693	13 040	307	13 673
5	2132	*	*	190	13928
6	14 001	13 395	16 090	14431	15 105
7	9030	11 982	10 730	13492	11 434
8	10 877	12 858	13 206	12292	10856
9	11 766	13 557	10 822	13553	12 157
10	11 530	11701	9629	14659	13 211
11	11 270	12 400	9754	14019	14 634
12	10 392	11 580	10 152	14479	12 302
13	9988	8309	17015	7519	14318
14	11 362	12 554	11 585	12738	12 467
15	12 736	11 504	13 536	15409	12 792
16	9401	12 508	13 912	13737	14 654
17	11 216	11 925	14 298	14270	11 848
18	11 512	12 055	14 728	11133	10 730
19	10 215	11 852	14 017	13397	13 419
20	13 036	11 629	13 616	13097	12 810
21	11833	*	13930	13110	9966
22	10141	11 250	11 157	13860	10 891
23	10 141	11 586	12650	11909	11 826
24	10 619	12 738	12 426	13175	14 290
25	10 047	12 346	12 604	13995	11 663
26	*	13 412	10 642	11761	12 850
27	8783	11 048	13 817	13437	10 706
28	10 548	11 612	12 960	12045	13 298

* : no se obtuvo curva TL

Tabla 3. Dosis total [nC] por irradiación. Irradiaciones de 10 minutos con partículas beta en irradiador Studsvik ($^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$). Normalizadas a 21.4 cGy.

Dosímetro ↓	Irradiación 1	Irradiación 2	Irradiación 3	Irradiación 4	Irradiación 5
1	20732	*	24339	21407	22644
2	16887	18431	19125	19718	17173
3	25935	18474	23654	19398	*
4	26569	24594	22159	24914	25911
5	30143	21078	24583	30143	25322
6	24143	21858	24522	27139	27661
7	25691	25098	23077	27861	23410
8	24269	21286	23385	21167	19363
9	22747	24503	24207	23408	27357
10	22747	21994	22966	23367	24800
11	25236	27738	24979	22124	26262
12	24971	22103	22252	23446	19430
13	27455	26637	27207	25984	26395
14	23156	26712	19426	22804	21701
15	29416	24713	24880	26583	25898
16	21831	24687	24946	24941	27832
17	22494	25591	24098	27331	23685
18	20843	22889	24613	22211	20462
19	22181	20006	25021	22961	25138
20	27084	25166	26480	24008	27420
21	16049	16540	16654	16341	26406
22	21047	25082	24112	21417	21421
23	24488	24933	27194	23287	24567
24	21488	25814	23520	13274	25833
25	24623	22049	22850	23558	24567
26	22165	22049	23582	20532	22350
27	23313	4943	26166	21059	22150
28	25010	24668	27292	24939	23187

* : no se obtuvo curva TL

Tabla 4. Dosis total (nC) por irradiación. Irradiaciones de 15 minutos con partículas beta, en irradiador Studsvik ($^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Ir}$). Normalizadas a 32.1 cGy.

Dosímetro ↓	Irradiación 1	Irradiación 2
1	39581	*
2	28268	18055
3	43753	*
4	38903	*
5	37901	*
6	37012	*
7	34093	*
8	35214	*
9	39401	*
10	24239	***
11	32054	*
12	46758	*
13	63033	44652
14	53276	36096
15	58432	44026
16	38164	*
17	32913	*
18	***	*
19	41596	*
20	43161	*
21	33840	*
22	40419	*
23	43617	*
24	46422	*
25	35956	*
26	***	*
27	32523	*
28	37685	*

* = no se formó curva de brillo

Tabla 5. Matriz de posiciones ocupadas por las pastillas durante el proceso de irradiación con partículas beta en grupos de cinco. Los números romanos indican la irradiación, cinco en total, y las letras minúsculas la posición ocupada en la plancheta. Los números arábigos designan a los dosímetros.

		a	b	c	d	e		a	b	c	d	e		a	b	c	d	e
I		1	2	3	4	5		6	7	8	9	10		11	12	13	14	15
II		5	1	2	3	4		10	6	7	8	9		15	11	12	13	14
III		4	5	1	2	3		9	10	6	7	8		14	15	11	12	13
IV		3	4	5	1	2		8	9	10	6	7		13	14	15	11	12
V		2	3	4	5	1		7	8	9	10	6		12	13	14	15	11

		a	b	c	d	e		a	b	c	d	e		a	b	c	d	e
I		16	17	18	19	20		21	22	23	24	25		26	27	28	X	Y
II		20	16	17	18	19		25	21	22	23	24		Y	26	27	28	X
III		19	20	16	17	18		24	25	21	22	23		X	Y	26	27	28
IV		18	19	20	16	17		23	24	25	21	22		28	X	Y	26	27
V		17	18	19	20	16		22	23	24	25	21		27	28	X	Y	26

Tabla 6. Normalización a 10 minutos con betas.

Irradiación	Tiempo (minutos)	Rapidez de dosis (mGy/min)	Dosis (mGy)	Factor de normalización
1	10	21.41544	214.15440	1.00000
2	10	21.41401	214.14010	1.000067
3	10	21.41259	214.12590	1.000133
4	10	21.40831	214.08310	1.000333
5	9.783	21.40545	209.40952	1.022658

Tabla 7. Respuesta TL, normalizada, por dosímetro en función de la posición ocupada en la plancheta. Grupos de cinco. Irradiación con betas durante 10 minutos.

Dosím	a	b	c	d	e	Promedio	Desv.Std.	DesvProm
1	20732	20988	24343	21414	23157	22127	1559	1299
2	17562	16887	18432	19128	19725	18347	1147	898
3	19404	17562	25934	18475	23657	21006	3611	3031
4	22161	24202	26498	26569	24596	24805	1829	1383
5	21079	24586	27148	25896	30143	25770	3333	2350
6	24143	21859	24525	23311	28288	24425	2389	1585
7	23940	25691	25100	23080	27870	25136	1833	1315
8	21176	19802	24269	21287	23388	21984	1809	1475
9	24210	23416	27977	22747	24505	24571	2025	1362
10	21995	22969	26738	25362	27674	24948	2421	1972
11	25236	24740	24982	22131	26857	24789	1702	1083
12	19870	24971	22104	22255	23454	22531	1880	1345
13	25993	26992	27455	23639	27211	26258	1566	1154
14	19428	22812	22193	23156	26714	22861	2606	1660
15	24715	24883	26592	27185	29416	26558	1921	1407
16	21831	24689	24949	24949	28002	24884	2185	1299
17	24222	22494	25593	24101	27340	24750	1817	1373
18	22218	20926	20843	22891	24616	22299	1560	1164
19	25054	22969	25708	22181	20007	23184	2292	1758
20	25168	26484	24015	28041	27084	26158	1588	1254
21	16049	16541	16656	16346	18723	16863	1065	744
22	21906	21407	25084	24115	21424	22787	1701	1450
23	23295	25124	24488	24935	27198	25008	1416	922
24	23523	13278	26418	21488	25816	22105	5308	3777
25	22050	22853	23381	25124	24623	23606	1263	1014
26	22165	22059	23585	20539	23794	22428	1321	1009
27	22794	23313	27087	26169	21066	24086	2487	2034
28	24947	23727	25010	24670	27296	25130	1315	866

Tabla 8. Serie de irradiaciones de 10 minutos con partículas beta. Valores normalizados al 22 de junio de 2005. Posición central fija. Intensidad TL en nC.

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	Prom	Des. Std.	Des. Prom.
1	22057	20752	21205	21860	20276	20398	20175	23022	22051	21311	991	833
2	23075	21029	22414	23801	20867	21262	22177	23661	24427	22524	1302	1082
3	28275	28294	26610	25409	24482	26800	24367	27357	27575	26574	1505	1215
4	30968	32239	30822	30373	31779	28778	30244	28235	31597	30559	1339	1024
5	29960	30559	28740	28593	26016	25789	29153	25606	28321	28082	1845	1519
6	30959	30435	29720	31210	29322	29327	30001	27209	30489	29853	1193	851
7	29257	28771	27366	30521	29426	26720	26010	29645	27426	28349	1521	1305
8	26268	23892	24890	26190	23179	23995	25681	25417	25429	24993	1085	893
9	30831	28222	30583	31385	30723	30319	27585	30012	27821	29720	1441	1229
10	30536	27451	29331	29598	29326	29391	28848	29555	26204	28916	1302	943
11	29375	26411	28369	25727	26438	28838	27855	28605	25491	27457	1453	1280
12	28221	25248	25083	25768	26437	27704	26911	26256	26252	26431	1047	788
13	30647	28224	27619	33026	29662	32442	32094	32557	29635	30656	1989	1666
14	29313	29663	29237	29416	28194	28614	25897	24983	28773	28232	1661	1250
15	30290	28578	30117	31153	27337	30124	27244	30556	26839	29137	1649	1456
16	29797	28271	30003	30840	27472	26950	30406	29606	29755	29233	1347	1113
17	26475	26328	23038	26794	25636	28814	26112	25856	25710	26085	1493	911
18	26795	23697	23632	23542	23450	25884	26257	23351	25450	24673	1398	1265
19	31107	31331	29912	27621	31221	27941	28442	27701	27120	29155	1731	1545
20	30955	31166	30637	28457	30268	28729	31310	28439	30559	30058	1182	1011
21	27134	25991	26178	26790	26021	26823	28812	23691	23733	26130	1614	1130
22	28886	25235	22998	26404	23800	23847	25333	25584	24311	25155	1754	1259
23	25831	26227	23831	24637	27864	28506	24616	26302	27601	26157	1610	1270
24	28856	28415	24515	25775	25348	27458	22650	25876	25532	26047	1944	1464
25	28570	25560	25759	26417	25487	25625	27891	28044	27024	26709	1210	1043
26	22670	22202	21552	24102	25086	23704	24147	24792	21931	23354	1297	1125
27	27052	24760	22620	28131	23399	22999	23973	23941	24129	24556	1853	1395
28	26816	25024	25092	27654	24586	27289	26750	24808	26804	26092	1193	1079

Tabla 9. Respuesta TL del lote, en nC, como función de la dosis aplicada. Dosis variable proporcionada por el irradiador de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. Posición central fija.

Dosis Dosím..	107.077 mGy	214.155 mGy	321.232 mGy	428.310 mGy	535.387 mGy	624.465 mGy
1	10248	20338	30577	40716	45379	63080
2	11534	20931	34629	41705	52198	65010
3	13482	24557	36861	48923	60314	65529
4	13969	31877	38809	58008	71234	84243
5	13055	26096	35131	52305	61362	71808
6	13519	29412	42068	55632	71012	72814
7	14002	29516	41750	50232	65745	76091
8	12455	23250	35882	47578	61685	78580
9	13596	30817	42490	51314	75845	73313
10	13029	29416	40899	54735	58374	70197
11	14176	26519	37643	53378	60588	76230
12	12239	26518	37594	48848	62708	64532
13	15114	29753	38296	57294	77874	79881
14	13015	28281	36368	45237	59591	78462
15	13769	27421	38432	50312	68530	79547
16	13900	27556	41093	53008	69208	77831
17	12079	25715	37678	54246	65008	75935
18	11963	23522	33402	48027	59981	69698
19	14574	31317	43773	58117	70266	82051
20	14393	30361	39734	58739	66208	76397
21	13124	26101	36539	53122	60971	68708
22	10933	23873	34800	56497	54616	69001
23	11918	27950	37219	52576	67455	76000
24	13385	25426	36698	51298	64266	68684
25	13034	25565	40724	47452	59440	76535
26	10163	25163	35439	41386	51428	64627
27	11040	23471	32109	50032	57902	66274
28	11497	24661	35708	46740	62266	71116

Grupo 1: dosímetros 1,2 y 26; los de respuesta sistemáticamente más baja.

Grupo 2: dosímetros 8, 18, 22 y 27; los de respuesta media baja.

Grupo 3: dosímetros 3, 5, 7, 10, 11, 12, 14, 17, 21, 23, 24, 25 y 28; los de respuesta media alta.

Grupo 4: dosímetros 4, 6, 9, 13, 15, 16, 19 y 20, los de respuesta siempre más alta.

Tabla 10. Irradiación con electrones de energía variable: 4, 6, 8, 10 y 12 MeV. Dosis fija de 44 cGy (49 UM). Soporte de 12 mm de acrílico. Acelerador ELEKTA TL 7514. Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”.

	1	2	3	4	5	6
6 MeV	29544	31950	35376	40653	36769	40148
8 MeV	29957	30065	34139	39478	35707	37353
10 MeV	31499	34163	35984	41690	39455	39595
12 MeV	30144	34967	35091	42506	38211	42470
4 MeV	36499	40071	39712	46949	42818	46327
	7	8	9	10	11	12
6 MeV	35929	36637	39768	33537	36486	34160
8 MeV	37443	35190	37679	32522	35425	33382
10 MeV	36606	36712	39179	34480	37238	35423
12 MeV	38411	37280	40285	34574	38589	34765
4 MeV	43867	41808	44371	38913	42009	40631
	13	14	15	16	17	18
6 MeV	41821	36554	39022	38005	37274	32678
8 MeV	39170	32354	37601	36858	35539	34067
10 MeV	41346	37050	39876	38446	37385	35280
12 MeV	42849	36861	40157	39935	38835	33557
4 MeV	47791	42944	44533	45055	42696	39183
	19	20	21	22	23	24
6 MeV	39742	41447	36024	36203	35084	35377
8 MeV	37381	40147	35596	34319	34884	34929
10 MeV	39302	40778	36312	35113	35797	35544
12 MeV	39614	39282	36985	30916	37100	36766
4 MeV	45977	47077	37936	38572	40040	41042
	25	26	27	28		
6 MeV	36406	30276	34849	34307		
8 MeV	35614	30279	33597	35526		
10 MeV	36359	30590	33583	35386		
12 MeV	36631	31514	35129	35752		
4 MeV	42222	35420	39784	40896		

Tabla 11. Irradiación con electrones de 10 MeV. Dosis variable en cGy. Acelerador ELEKTA, Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”.

	20 cGy	30 cGy	40 cGy	44 cGy	50 cGy	50 cGy	50 cGy	60 cGy
1	13631	21366	28703	31499	23892	3110	34253	20810
2	15751	23116	29986	34163	27664	3299	35846	17499
3	15899	22986	32833	35984	29081	3705	38445	21060
4	19012	-----	-----	41690		-----	-----	-----
5	18196	27455	37299	39455	33357	4416	43556	7460
6	18116	25803	36881	39595	33081	4250	43005	28881
7	17745	24080	35151	36606	29333	13094	41266	29677
8	17014	24213	33935	36712	29422	11912	40537	20879
9	17056	27426	36802	39179	31152	4209	43823	58376
10	15723	21947	29920	34480	27116	7277	35564	55208
11	17268	24745	33681	37238	29430	34233	39396	68850
12	16466	22481	31083	35423	28257	36462	36372	57159
13	19020	27237	38427	41346	32901	43532	45699	72770
14	17190	24183	33360	37050	30013	38121	41136	59938
15	18785	24359	32889	39876	26402	26971	44345	58676
16	18100	26520	35755	38446	27139	27562	39700	54246
17	17126	24724	34451	37385	26223	29175	37842	58720
18	15632	21952	30618	34067	25987	23176	40645	51229
19	18295	26223	35711	39302	30102	31394	43560	14791
20	19214	27107	36881	40778	28045	31337	45165	72574
21	15484	24159	32810	36312	26715	28538	36763	62738
22	15586	22745	32059	35113	26005	33437	37139	68304
23	16207	23978	31819	35797	27408	34573	35937	69687
24	17123	24069	32791	35544	30852	34780	36540	71497
25	16837	24173	32450	36359	29898	36676	38358	72627
26	14265	20439	27483	30590	26523	30242	33677	6045
27	16461	23547	31016	33583	30094	35840	37756	71774
28	16100	23281	31666	35386	29986	36108	37229	72495

Tabla 12. Irradiación con electrones de 10 MeV. Dosis variable en cGy. Acelerador ELEKTA, TL 7514, Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”.

Dosímetro	100 cGy	100 cGy	150 cGy	150 cGy	200 cGy	200 cGy	200 cGy
1	74721	87743	104994	97161	147151	130727	56692
2	100343	70980	104178	100977	164033	136855	54340
3	76166	90433	111698	130786	150067	141967	63644
4	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----
5	88128	83441	132934	134116	180866	145888	69703
6	85873	91948	132026	120166	182071	134789	78001
7	73000	87522	125694	121348	117765	147978	70147
8	77892	84144	117784	117610	158490	128810	74123
9	85222	78924	126753	119096	171478	164968	90321
10	70071	83761	130138	118000	139136	93082	71005
11	75901	67610	116884	108646	155284	106552	72359
12	73936	75201	115989	112452	149501	104119	84215
13	91965	80807	137129	105315	190086	124361	102408
14	83650	75986	129861	127638	161275	37338	82309
15	86008	69929	131879	130616	174900	30857	67411
16	81187	77702	119032	116942	165378	40013	63317
17	73919	70664	112794	99282	147944	40724	57206
18	80089	68655	119599	97765	157797	107835	29452
19	82197	93595	126604	139469	174697	141398	36572
20	85164	84053	131443	127790	176205	139243	37986
21	70084	91642	107285	135244	143457	32485	45872
22	69958	93087	104405	126355	147660	33365	81105
23	72333	81994	109476	116018	146891	139243	64418
24	75038	71556	114452	111328	146770	132414	38797
25	67936	72861	94707	108370	158166	50954	58613
26	57966	62919	98946	123947	132720	53603	90428
27	92365	71013	113019	116901	184665	150544	113272
28	74453	77253	129861	119060	144800	132704	84101

Tabla 13. Irradiación con electrones de 10 MeV, dosis en cGy. Acelerador ELEKTA TL - 7514. Se hicieron dos irradiaciones para 50, 100, 150 y 200 cGy; la primera a 50 cGy se eliminó, (resultados aleatorios en el 57% de los casos). Se tomó el promedio de las dos de 100 y las dos de 150. Se eliminó la segunda irradiación de 200 cGy, 46% de los datos fueron inconsistentes. Soporte de 12 mm de acrílico. Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”.

	20	30	40	44	50	60	100 Pr	150 Pr	200
1	13631	21366	28703	31499	34253	20810	81232	101077	147151
2	15751	23116	29986	34163	35846	17499	85661	102577	164033
3	15899	22986	32833	35984	38445	21060	83299	121242	150067
4	19012	-----	-----	41690	-----	-----	-----	-----	-----
5	18196	27455	37299	39455	43556	7460	85784	133525	180866
6	18116	25803	36881	39595	43005	28881	88910	126096	182071
7	17745	24080	35151	36606	41266	29677	80261	123521	117765
8	17014	24213	33935	36712	40537	20879	81018	117697	158490
9	17056	27426	36802	39179	43823	58376	82073	122924	171478
10	15723	21947	29920	34480	35564	55208	76916	124069	139136
11	17268	24745	33681	37238	39396	68850	71755	112765	155284
12	16466	22481	31083	35423	36372	57159	74568	114220	149501
13	19020	27237	38427	41346	45699	72770	86386	121222	190086
14	17190	24183	33360	37050	41136	59938	79818	128749	161275
15	18785	24359	32889	39876	44345	58676	77968	131247	174900
16	18100	26520	35755	38446	39700	54246	79444	117987	165378
17	17126	24724	34451	37385	37842	58720	72291	106038	147944
18	15632	21952	30618	34067	40645	51229	74372	108682	157797
19	18295	26223	35711	39302	43560	14791	87896	133036	174697
20	19214	27107	36881	40778	45165	72574	84608	129616	176205
21	15484	24159	32810	36312	36763	62738	80863	121645	143457
22	15586	22745	32059	35113	37139	68304	81522	115380	147660
23	16207	23978	31819	35797	35937	69687	77163	112747	146891
24	17123	24069	32791	35544	36540	71497	73297	112890	146770
25	16837	24173	32450	36359	38358	72627	70398	101385	158166
26	14265	20439	27483	30590	33677	6045	60442	111446	132720
27	16461	23547	31016	33583	37756	71774	81689	114960	184665
28	16100	23281	31666	35386	37229	72495	75853	124460	144800

Pr = promedio de dos lecturas

Tabla 14. Irradiación con fotones de 6 MeV. Hospital Ángeles Interlomas. Acelerador Siemens, modelo Mevatron Primus. Campo de 10 x 10 cm, a 1m del cabezal, en condición de equilibrio electrónico. Lote original.

Dosímetro	100 cGy	150 cGy	200 cGy	Observaciones
1	68415	97850	130467	
2				Dañado
3	69874	101555	135407	
4				Dañado
5	87103	121644	162192	
6	81571	119390	159187	
7				Dañado
8	77480	107463	145951	
9	80283	115171	153561	
10	66973	94253	125671	
11	74661	107250	143000	
12	73482	105112	140149	
13	79308	11444	152992	
14				Dañado
15	80856	115181	153575	
16	78084	114733	152977	
17				Dañado
18	77198	108953	145271	
19	81536	118458	157944	
20	88534	122093	162791	
21	76382	107640	143520	
22	68201	96266	128355	
23	68657	96285	129100	
24	71602	103821	138428	
25				Dañado
26	63257	93922	125229	
27				Dañado
28	67343	96076	128101	

Dañado = no se obtuvo curva de brillo.

Tabla 15. Irradiación con fotones de 6 MeV en acelerador VARIAN I del Hospital General. Campo de 10 x 10 cm², a 1m del cabezal. Soporte de 14 cm de “agua sólida”. Lote Nuevo.

	50 cGy B	100 cGy	150 cGy
1	42097	92113	134557
2	41529	91560	88822
3	48057	103187	109481
4	81839	155340	236481
5	39105	54584	85673
6	44524	86265	152975
7	41223	75250	114272
8	78660	158021	236405
9	38558	56808	92230
10	39792	61599	96314
11	44763	63849	114826
12	73691	152834	211433
13	38704	69478	112897
14	38620	80832	101338
15	83728	164826	245690
16	78513	155540	220348
17	43529	71129	109827
18	38373	77358	104067
19	37907	83214	110899
20	41186	86246	116422
21	41374	73859	118839
22	68011	141851	188361
23	24213	41964	66879
24	45673	83836	137326
25	42067	82827	125076

Tabla 16. Irradiación con electrones de 6 MeV en acelerador VARIAN I del Hospital General. Campo de 10 x 10, a 1m del cabezal. Soporte de 14 cm de “agua sólida”.

Lote Nuevo.

	50 cGy A	50 cGy B	100 cGy	150 cGy A	150 cGy B
1	3103	39455	81585	66711	125688
2	4204	34079	58994	60879	112311
3	4697	46816	88771	78029	150516
4	7174	65789	127438	110058	210979
5	3935	38131	78900	59324	120583
6	11026	43553	86265	76507	152975
7	22091	41223	75089	71664	127230
8	46501	67868	127624	124900	202779
9	10537	40307	78944	72118	123596
10	14368	36945	79899	74882	127737
11	16762	42468	81450	77905	130872
12	28453	66021	123717	127668	198966
13	14179	47590	73006	74821	58100
14	19935	44962	73489	77341	80943
15	30768	71680	144873	133027	192990
16	26926	67580	132270	123824	169941
17	16409	50361	77416	80631	93004
18	24784	65490	110572	108397	176210
19	12349	39290	81934	63744	105697
20	15255	43496	76109	69228	115863
21	13284	42076	74418	58885	120398
22	18596	42461	73106	54331	114513
23	13828	23405	41061	31723	63607
24	23788	38909	78094	61575	115362
25	22831	36181	73404	60958	105899

Tabla 17.

Lote nuevo de dosímetros Irradiaciones con fotones de 6 mev. Acelerador VARIAN I, Hospital General.			
Dosímetro	ECUACIÓN	% ERROR (AJUSTE)	OBSERVACIONES
01	$y = 899.99 x$	12.23	BAJA
02	$y = 701.59 x$	12.20	BAJA
03	$y = 832.68 x$	9.6	BAJA
04	$y = 1574.23 x$	0.74	
05	$y = 578.99 x$	5.73	BAJA
06	$y = 768.34 x$	2.56	
07	$y = 778.67 x$	2.12	
08	$y = 1577.02 x$	0.08	
09	$y = 612.66 x$	4.58	
10	$y = 645.62 x$	3.87	
11	$y = 738.48 x$	5.57	BAJA
12	$y = 1448.08 x$	2.12	
13	$y = 737.64 x$	2.16	
14	$y = 720.43 x$	4.87	
15	$y = 1643.50 x$	0.34	
16	$y = 1500.91 x$	1.65	
17	$y = 736.10 x$	3.01	
18	$y = 721.84 x$	3.01	
19	$y = 767.19 x$	3.11	
20	$y = 804.21 x$	2.78	
21	$y = 779.44 x$	2.02	
22	$y = 1309.71 x$	3.25	
23	$y = 441.11 x$	2.19	
24	$y = 893.32 x$	2.25	
25	$y = 823.78 x$	0.24	

Tabla 18.

Lote nuevo de dosímetros Irradiaciones con electrones de 6 mev. Acelerador VARIAN I, Hospital General.			
Dosímetro	Ecuación	% error (ajuste)	Observaciones
01	$y = 828.00 \ x$	1.01	
02	$y = 698.57 \ x$	5.85	BAJA
03	$y = 965.58 \ x$	3.12	
04	$y = 1362.29 \ x$	2.55	
05	$y = 796.69 \ x$	0.84	
06	$y = 964.30 \ x$	4.46	
07	$y = 818.70 \ x$	3.05	
08	$y = 1330.65 \ x$	1.49	
09	$y = 812.83 \ x$	1.10	
10	$y = 828.51 \ x$	2.38	
11	$y = 854.26 \ x$	1.74	
12	$y = 1300.76 \ x$	1.78	
13	$y = 597.24 \ x$	13.76	
14	$y = 621.10 \ x$	10.80	
15	$y = 1343.42 \ x$	3.28	
16	$y = 1202.78 \ x$	4.51	
17	$y = 691.72 \ x$	9.28	
18	$y = 1164.66 \ x$	2.51	
19	$y = 743.21 \ x$	4.07	
20	$y = 776.15 \ x$	1.97	
21	$y = 788.72 \ x$	2.18	
22	$y = 760.30 \ x$	2.15	
23	$y = 423.35 \ x$	1.88	
24	$y = 773.12 \ x$	0.41	
25	$y = 715.27 \ x$	1.02	

Tabla 19. Ecuaciones de linealidad para los dosímetros del lote nuevo.

LOTE NUEVO DE DOSÍMETROS. IRRADIACIONES A 6 MeV. ACELERADOR VARIAN I, HOSPITAL GENERAL			
Dosímetro	Ecuación para electrones	Ecuación para fotones	Observaciones
01	$y = 828.00 x$	$y = 899.99 x$	
02	$y = 698.57 x$	$y = 701.59 x$	Baja ($\Delta\%$ alto) **
03	$y = 965.58 x$	$y = 832.68 x$	Baja ($\Delta\%$ alto) *
04	$y = 1362.29 x$	$y = 1574.23 x$	
05	$y = 796.69 x$	$y = 578.99 x$	Baja ($\Delta\%$ alto) *
06	$y = 964.30 x$	$y = 768.34 x$	
07	$y = 818.70 x$	$y = 778.67 x$	
08	$y = 1330.65 x$	$y = 1577.02 x$	
09	$y = 812.83 x$	$y = 612.66 x$	
10	$y = 828.51 x$	$y = 645.62 x$	
11	$y = 854.26 x$	$y = 738.48 x$	Baja ($\Delta\%$ alto) *
12	$y = 1300.76 x$	$y = 1448.08 x$	
13	$y = 597.24 x$	$y = 737.64 x$	Baja ($\Delta\%$ alto) ***
14	$y = 621.10 x$	$y = 720.43 x$	Baja ($\Delta\%$ alto) ***
15	$y = 1343.42 x$	$y = 1643.50 x$	
16	$y = 1202.78 x$	$y = 1500.91 x$	
17	$y = 691.72 x$	$y = 736.10 x$	Baja ($\Delta\%$ alto) ***
18	$y = 1164.66 x$	$y = 721.84 x$	
19	$y = 743.21 x$	$y = 767.19 x$	
20	$y = 776.15 x$	$y = 804.21 x$	
21	$y = 788.72 x$	$y = 779.44 x$	
22	$y = 760.30 x$	$y = 1309.71 x$	
23	$y = 423.35 x$	$y = 441.11 x$	
24	$y = 773.12 x$	$y = 893.32 x$	
25	$y = 715.27 x$	$y = 823.78 x$	

* : Ajuste pobre con fotones

** : Ajuste pobre con ambos

***: Ajuste pobre con electrones

ANEXO 3

FIGURAS

- 1.- Respuesta TL promedio/grupo de dosímetros vs posición variable en la plancheta. Irradiaciones de 10 minutos.
- 2.- Respuesta TL promedio/grupo de dosímetros vs posición central fija en la plancheta. Irradiaciones de 10 minutos.
- 3.- Respuesta TL promedio/grupo de dosímetros vs dosis variable. Irradiaciones de 10 minutos en posición central fija.
- 4.- Respuesta TL promedio/grupo de dosímetros vs energía de los electrones. Dosis de 44 cGy. Acelerador ELEKTA.
- 5.- Respuesta TL promedio/dosímetro vs energía de electrones. Dosis de 44 cGy.
- 6.- Irradiación con electrones de 10 MeV y dosis variable. Acelerador ELEKTA.
- 7.- Dosis recibida vs posición de los dosímetros en mampara. Dosis variable.
- 8.- Curva de aplanado para irradiación con electrones. Dosis de 4 MeV.
- 9.- Curva de aplanado para irradiación con electrones. Dosis de 6 MeV.
- 10.- Curva de aplanado para irradiación con electrones. Dosis de 8 MeV.
- 11.- Curva de aplanado para irradiación con electrones. Dosis de 10 MeV.
- 12.- Curva de aplanado para irradiación con electrones. Dosis de 12 MeV.
- 13.- Irradiación con fotones de 6 MeV. Dosis variable. Acelerador Siemens.
- 14.- Irradiación con fotones. Dosis de 50 cGy. Acelerador VARIAN. Sublote 1 nuevo.
- 15.- Irradiación con fotones. Dosis de 50 cGy. Acelerador VARIAN. Sublote 2 nuevo.
- 16.- Irradiación con fotones. Dosis de 100 cGy. Acelerador VARIAN. Sublote 1 nuevo.
- 17.- Irradiación con fotones. Dosis de 100 cGy. Acelerador VARIAN. Sublote 2 nuevo.
- 18.- Irradiación con fotones. Dosis de 150 cGy. Acelerador VARIAN. Sublote 1 nuevo.

- 19.- Irradiación con fotones. Dosis de 150 cGy. Acelerador VARIAN. Sublote 2 nuevo.
- 20.- Superficie de isodosis para fotones. Dosis de 50 cGy. Acelerador VARIAN.
- 21.- Superficie de isodosis para electrones. Dosis de 50 cGy. Acelerador VARIAN.
- 22.- Superficie de isodosis para fotones. Dosis de 100 cGy. Acelerador VARIAN.
- 23.- Superficie de isodosis para electrones. Dosis de 100 cGy. Acelerador VARIAN.
- 24.- Superficie de isodosis para fotones. Dosis de 150 cGy. Acelerador VARIAN.
- 25.- Superficie de isodosis para electrones. Dosis de 150 cGy. Acelerador VARIAN.

Figura 1

Respuesta TL promedio de los grupos de dosímetros. Irradiación con betas durante 10 minutos. Posición variable en la plancheta.

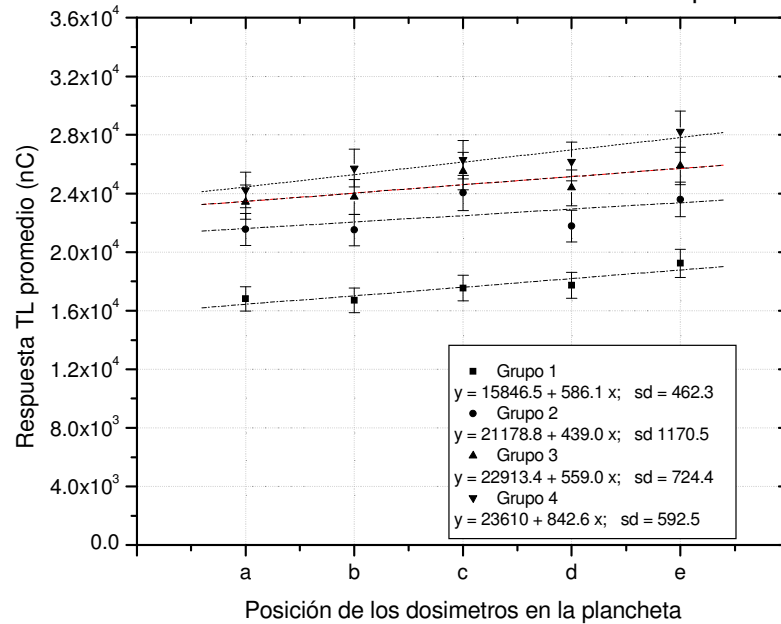


Figura 2

Respuesta TL promedio de los grupos de dosímetros. Irradiación con betas durante 10 minutos. Posición central fija en la plancheta.

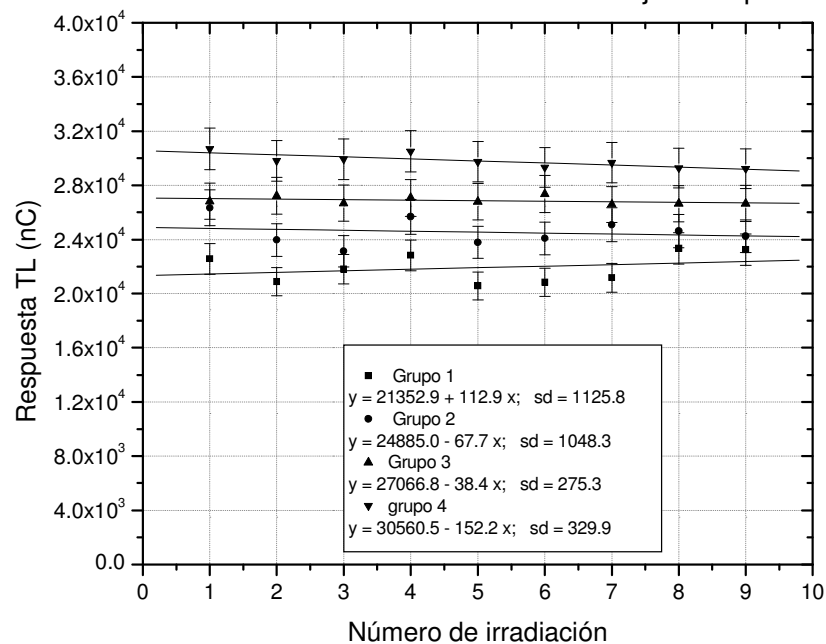


Figura 3

Irradiación con betas. Irradiador de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.
Promedio por grupo al aplicar dosis variable.

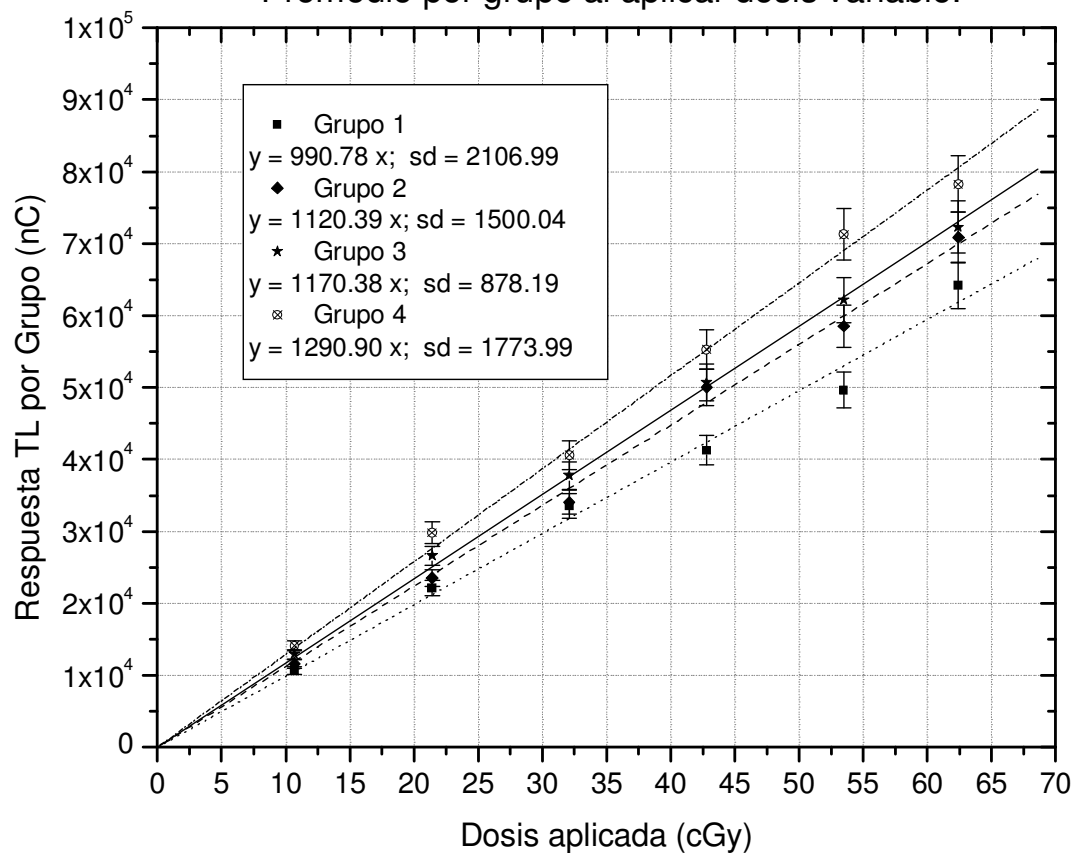


Figura 4

Respuesta TL promedio de los grupos de dosímetros. Irradiación con electrones. Dosis = 44 cGy. Acelerador ELEKTA TL - 7514.

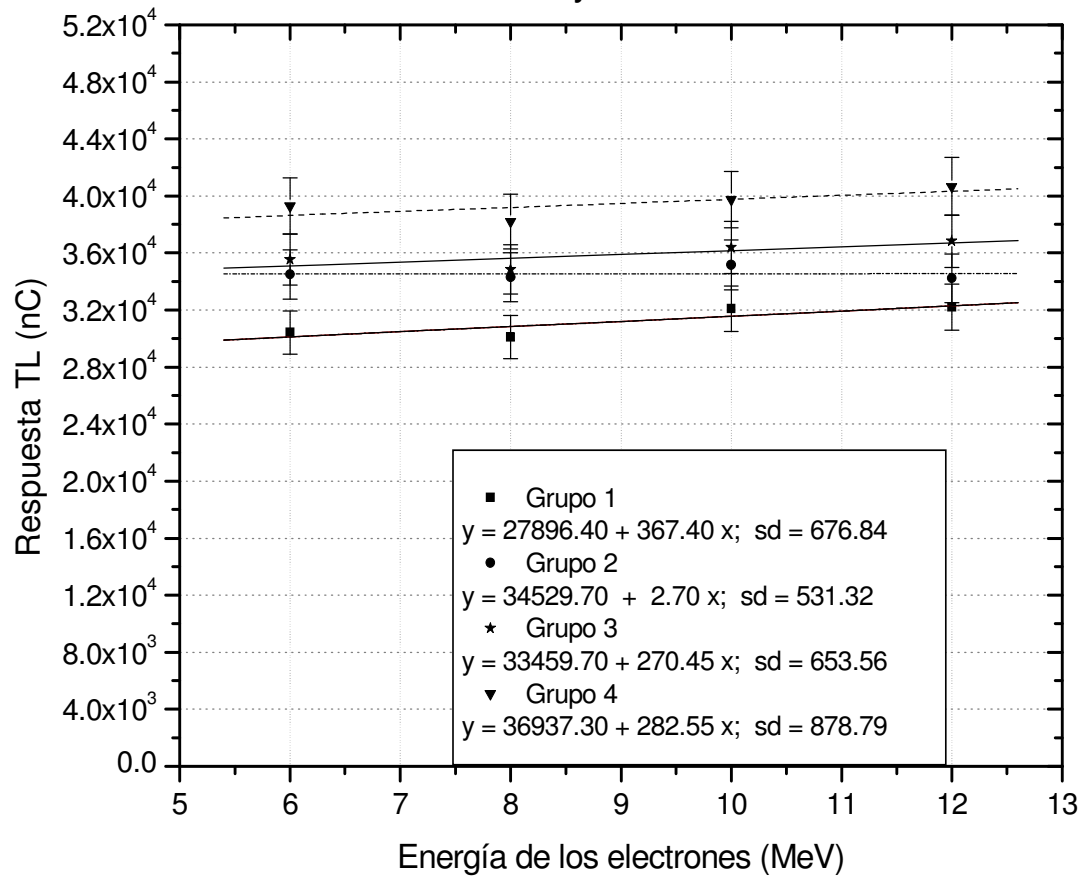


Figura 5

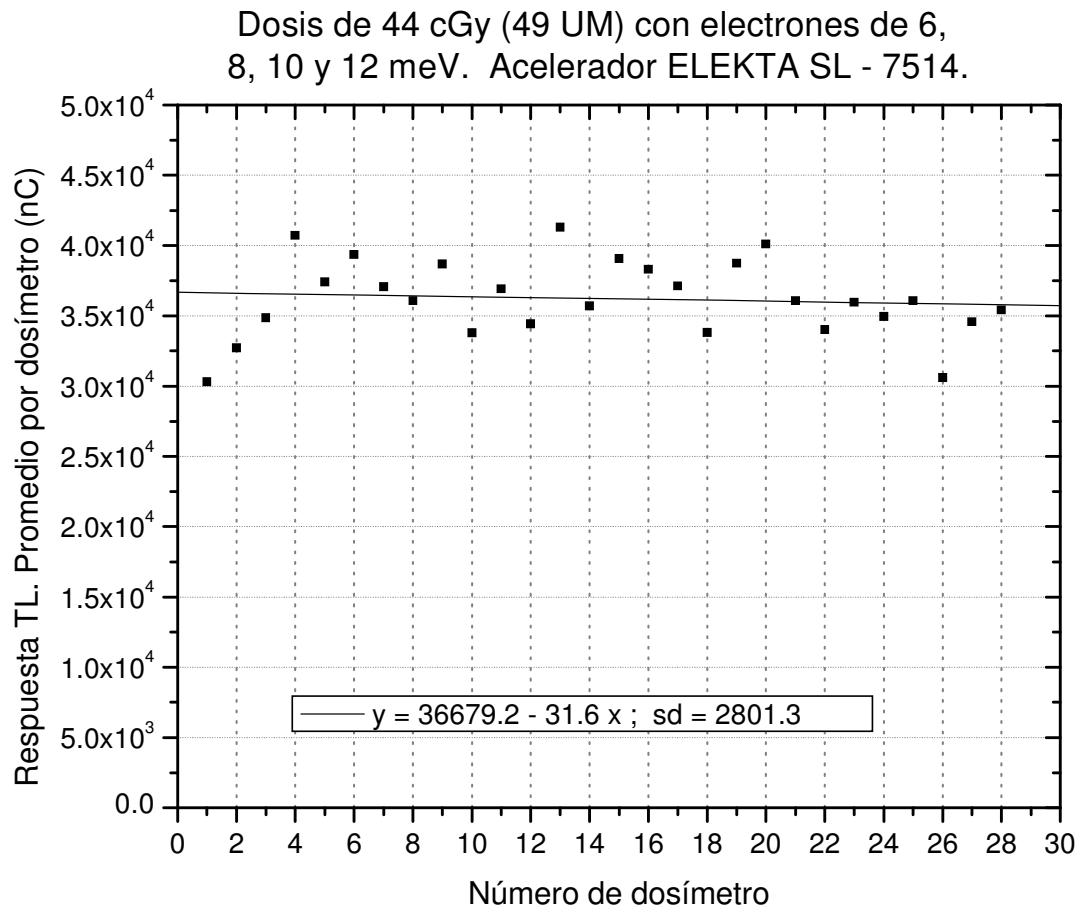
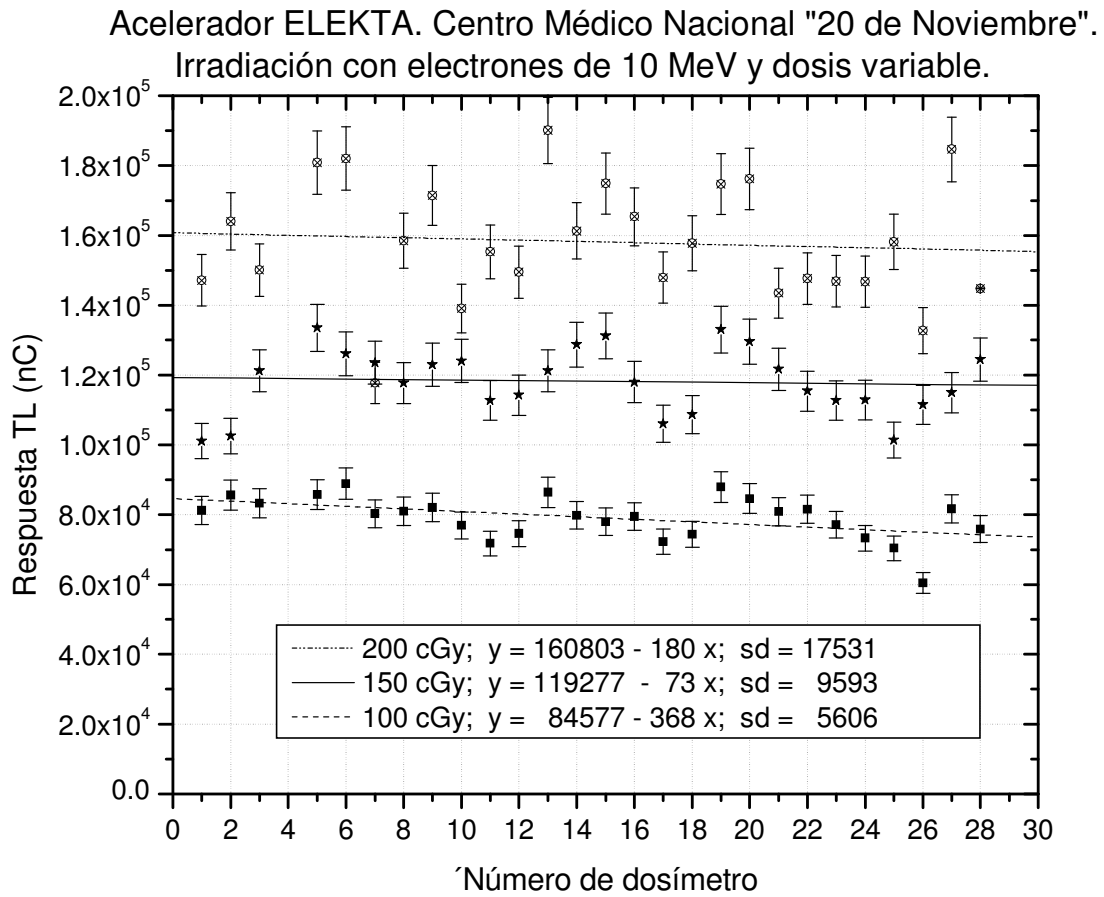
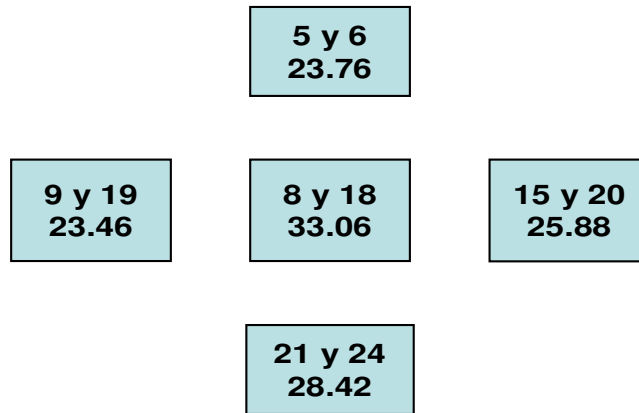


Figura 6



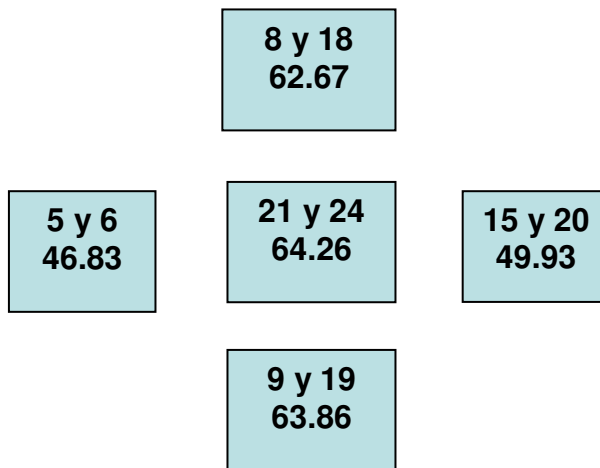
Figuras 7a y 7b

Posición de los dosímetros en la mampara: centro a 1m de altura respecto al piso (dosímetros 8 y 18). Las otras parejas de dosímetros a 30 cm del centro. Dosis absorbida promedio, en cGy.



Distancia al cabezal: 4 m. Campo: 13 x 24
Dosis aplicada: 999 UM (897 cGy). Electrones de 6 MeV

Posición de los dosímetros en la mampara: centro a 1m de altura respecto al piso (dosímetros 21 y 24). Las otras parejas de dosímetros a 30 cm del centro. Dosis absorbida promedio, en cGy.



Distancia al cabezal: 4 m. Campo: 13 x 24. PRF = 120.
Dosis aplicada: 1600 UM (1437 cGy). Electrones de 6 MeV

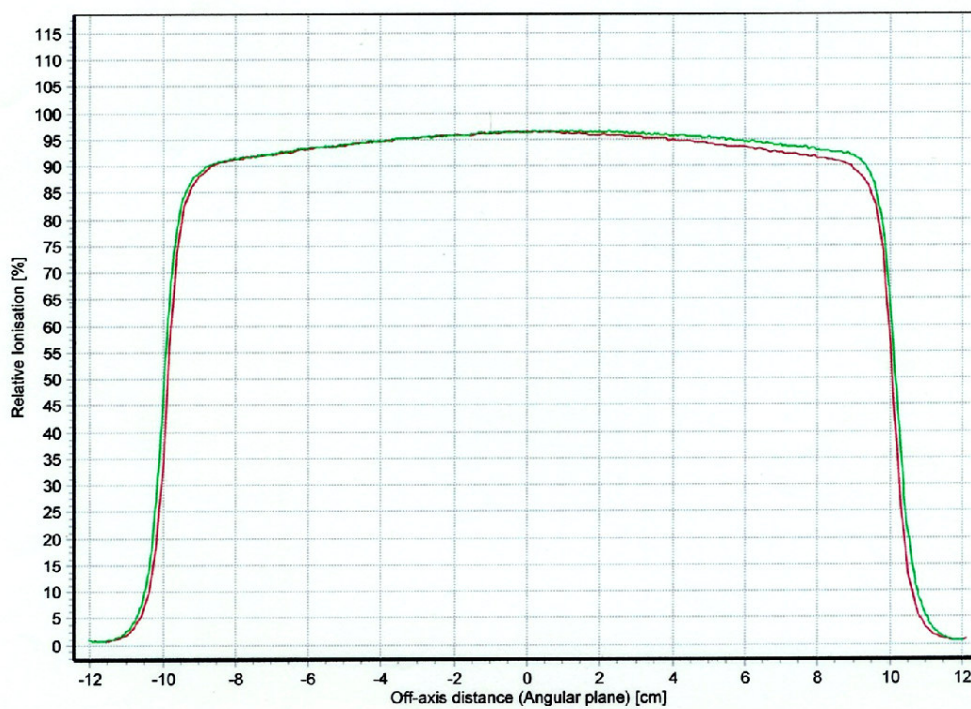
Figura 8.
Curva de aplanado del acelerador ELEKTA SL-7514 para electrones de 4 MeV.
Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”

FÍSICA MÉDICA

Radiation device: SL-7514
Energy: 4 MeV Electron
Wedge: 0 °
Gantry: 0 °(0°up, CW)
Collimator: 0 °
SSD: 92.22 cm
SAD: 100 cm
Applicator: Cono 20 x 20
Field size: 20 x 20 cm
Medium: Water
Measurement Time: 2005-03-17 13:43:17
Clinic: C.M.N. "20 DE NOVIEMBRE"

29/09/2005

AB — Quantity: Ionis, Symmetry: 100.5 %, Flatness: 105.7 %, Penumbra: 0.65; 0.65 cm, Field Width: 19.95 cm, Centre: 0.1 cm
GT — Quantity: Ionis, Symmetry: 102.1 %, Flatness: 105.6 %, Penumbra: 0.65; 0.71 cm, Field Width: 20.14 cm, Centre: 0.09 cm



DIN 6847-4

Figura 9.
Curva de aplanado del acelerador ELEKTA SL -7514 para electrones de 6 MeV.
Centro Médico Nacional "20 de Noviembre".

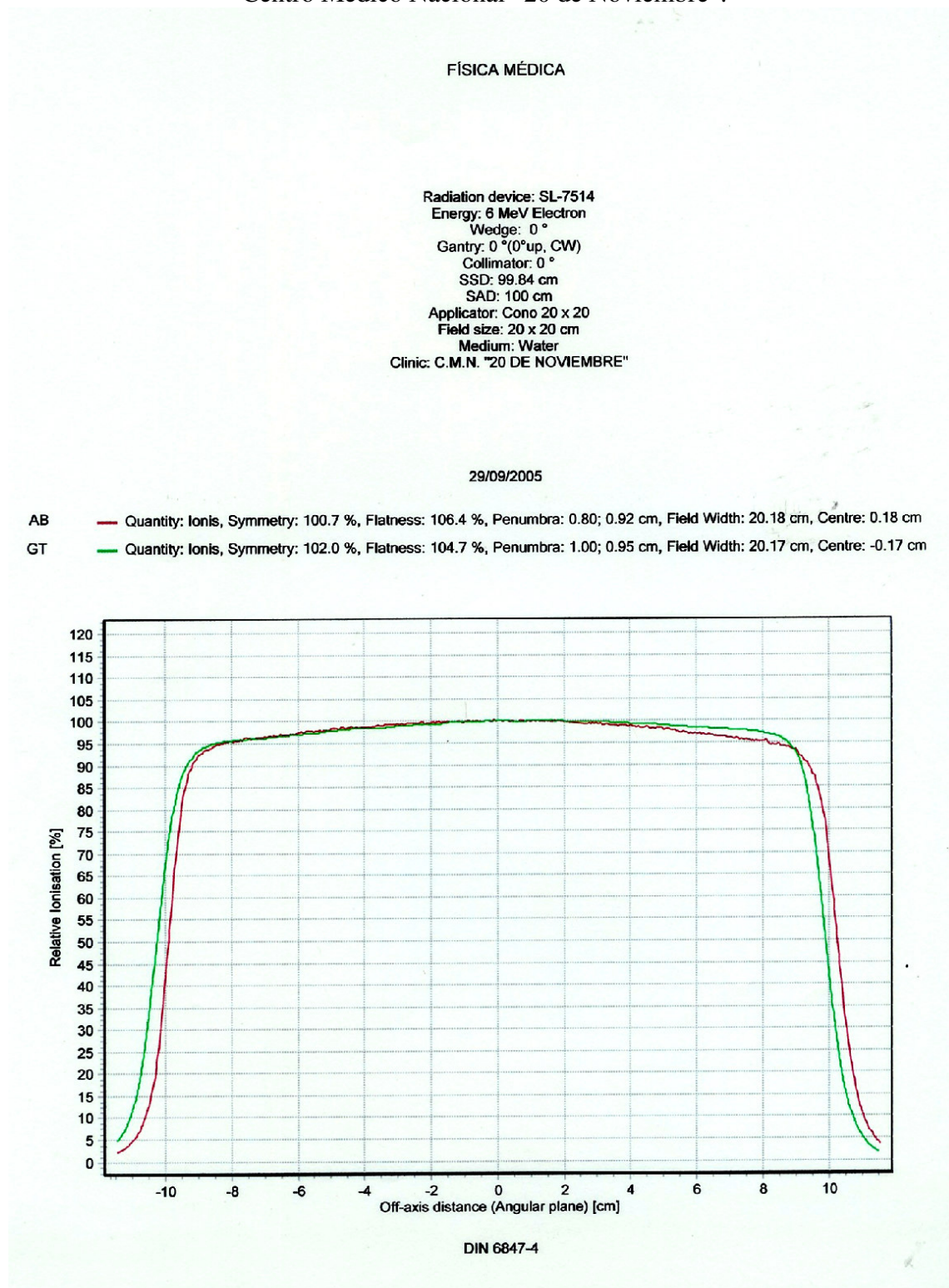


Figura 10.
Curva de aplanado del acelerador ELEKTA SL – 7514 para electrones de 8 MeV. Centro Médico Nacional “20 de Noviembre”.

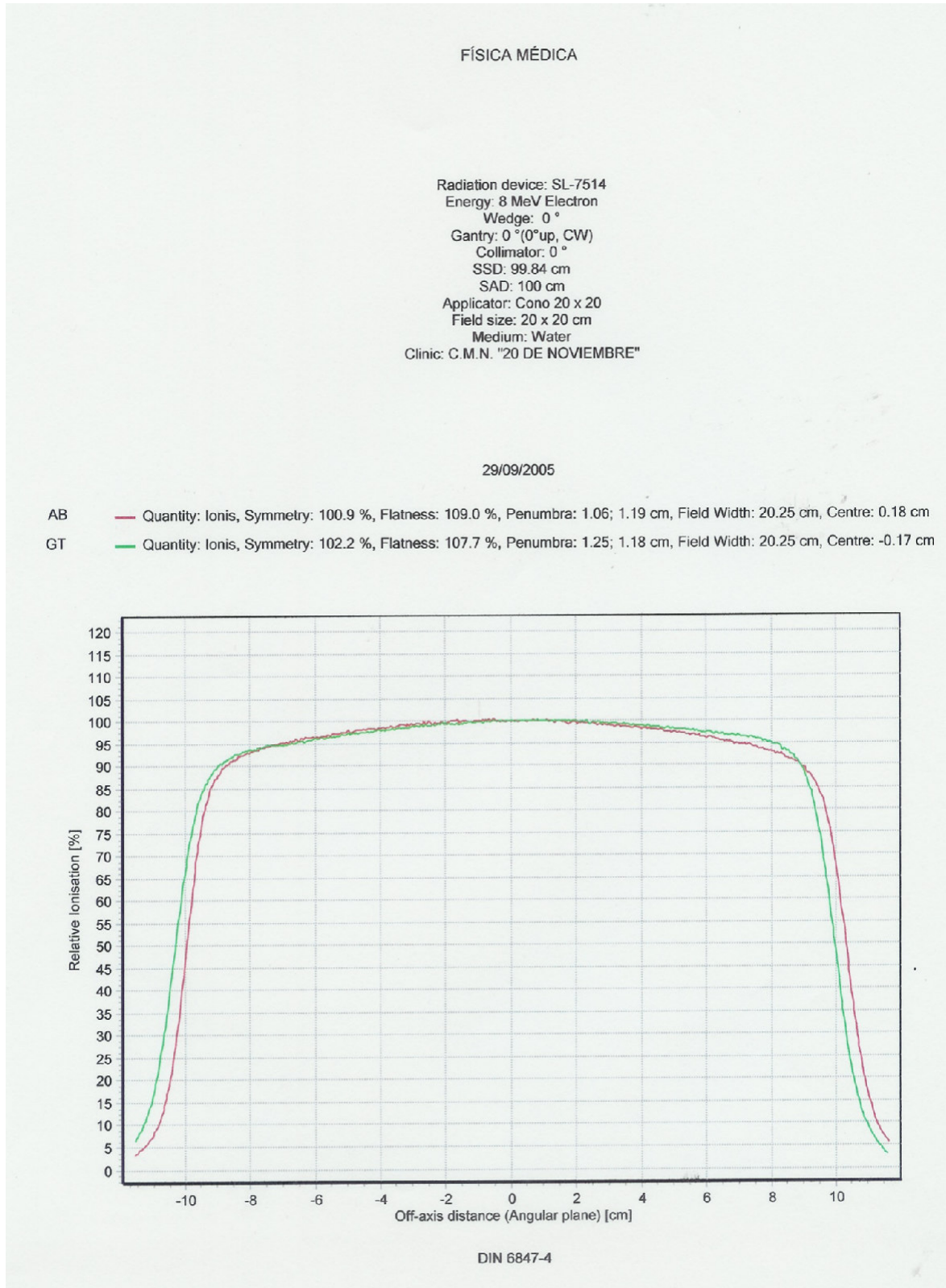


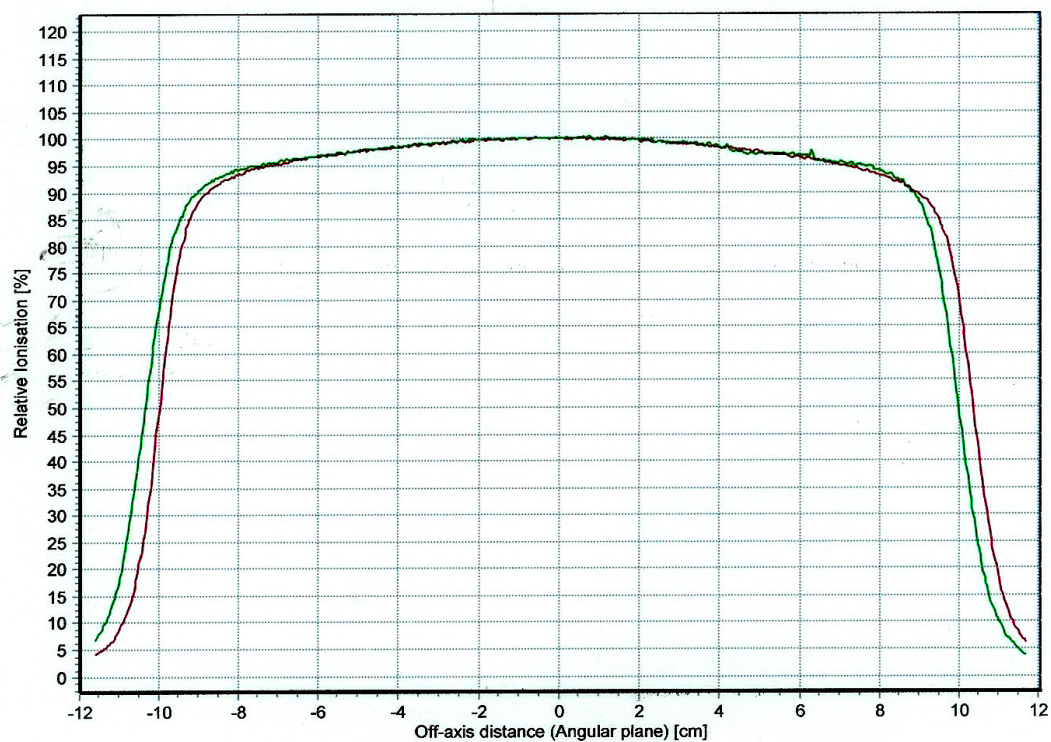
Figura 11.
Curva de aplanado del acelerador ELEKTA SL – 7514 para electrones de 10 MeV.
Centro médico Nacional “20 de Noviembre”

FÍSICA MÉDICA

Radiation device: SL-7514
Energy: 10 MeV Electron
Wedge: 0 °
Gantry: 0 °(0°up, CW)
Collimator: 0 °
SSD: 99.84 cm
SAD: 100 cm
Applicator: Cono 20 x 20
Field size: 20 x 20 cm
Medium: Water
Clinic: C.M.N. "20 DE NOVIEMBRE"

29/09/2005

AB — Quantity: Ionis, Symmetry: 100.7 %, Flatness: 108.9 %, Penumbra: 1.07; 1.21 cm, Field Width: 20.33 cm, Centre: 0.19 cm
GT — Quantity: Ionis, Symmetry: 101.3 %, Flatness: 107.3 %, Penumbra: 1.24; 1.22 cm, Field Width: 20.32 cm, Centre: -0.18 cm



DIN 6847-4

Figura 12.
Curva de aplanado del acelerador ELEKTA SL -7514 para electrones de 12 MeV. Centro
Médico Nacional “20 de Noviembre”.

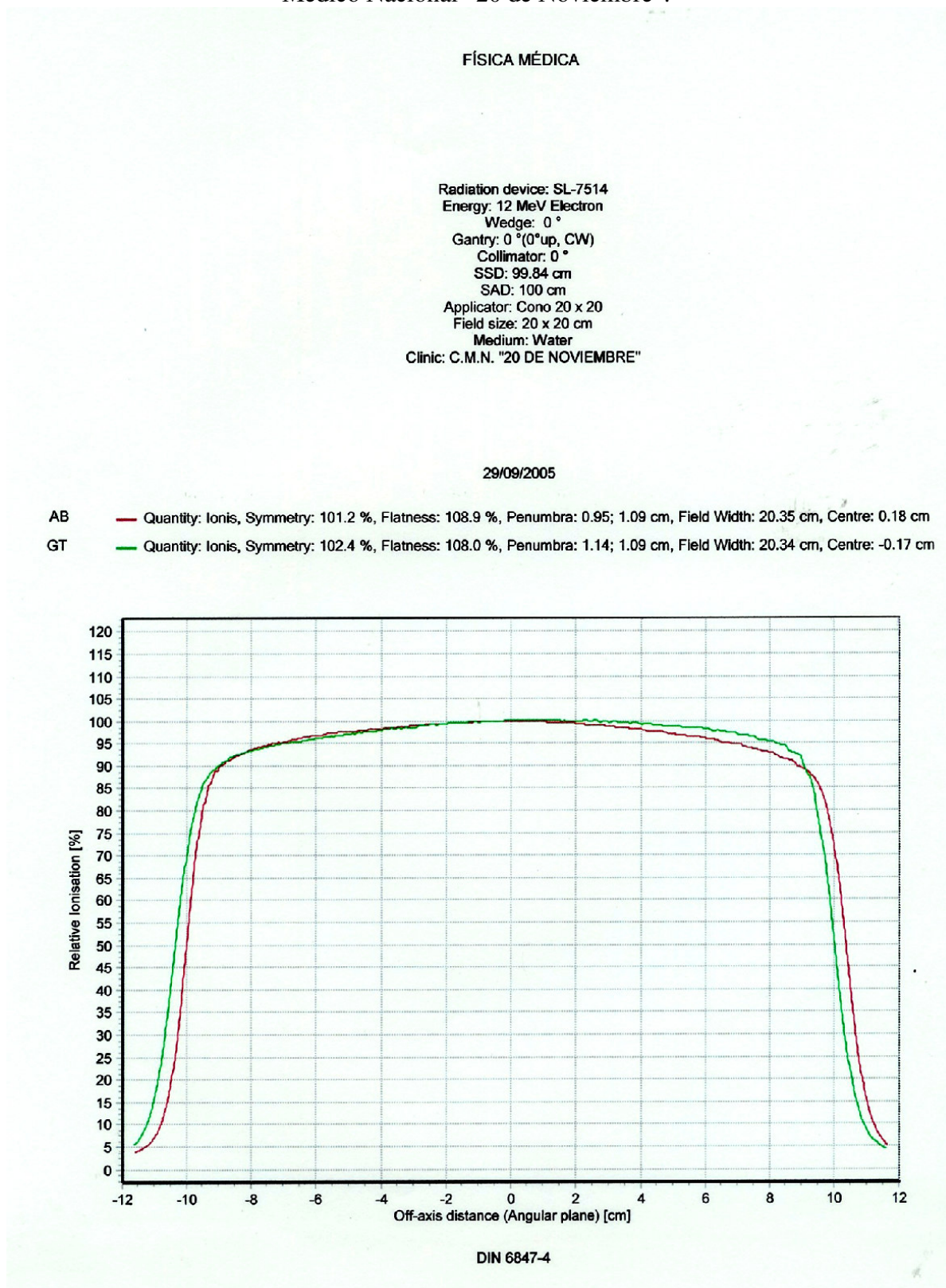


Figura 13.

Irradiación con fotones de 6 MeV. Dosis variable. Acelerador Siemens Mevatron Primus. Hospital Ángeles Interlomas.

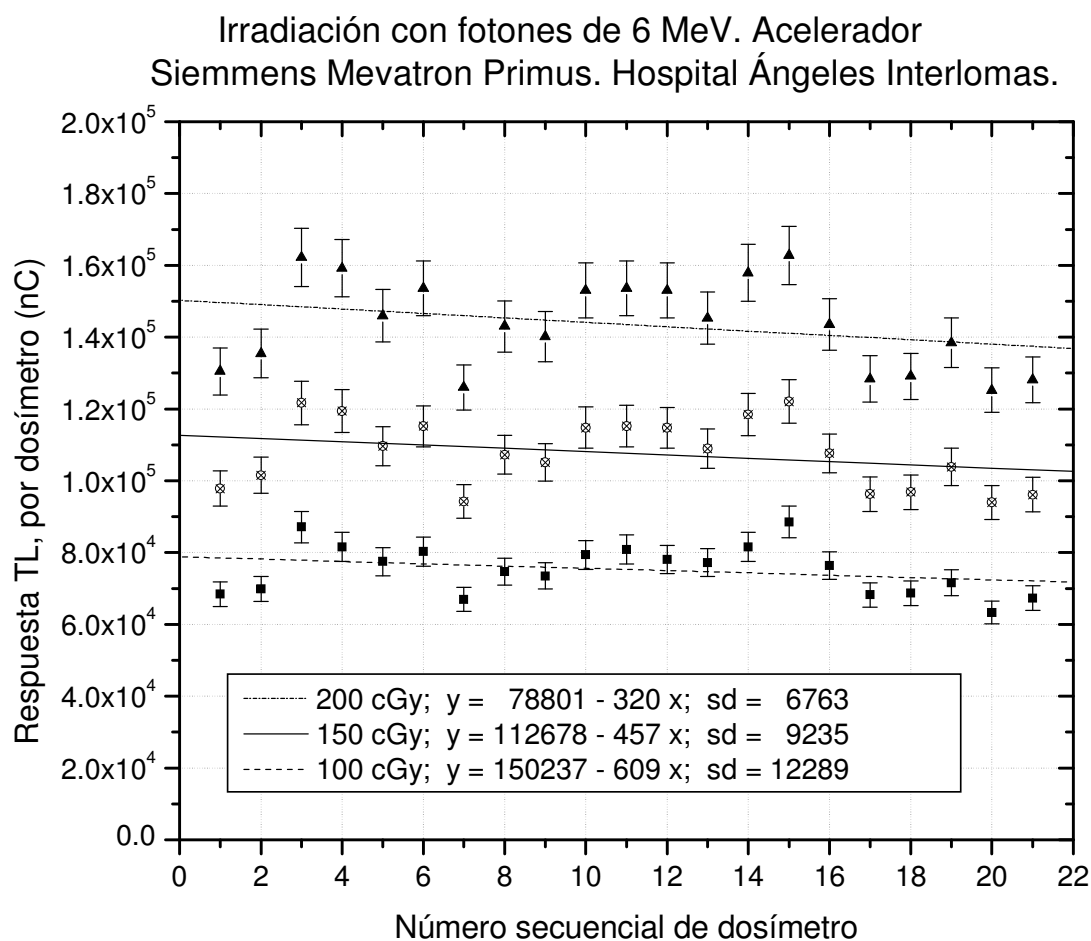


Figura 14

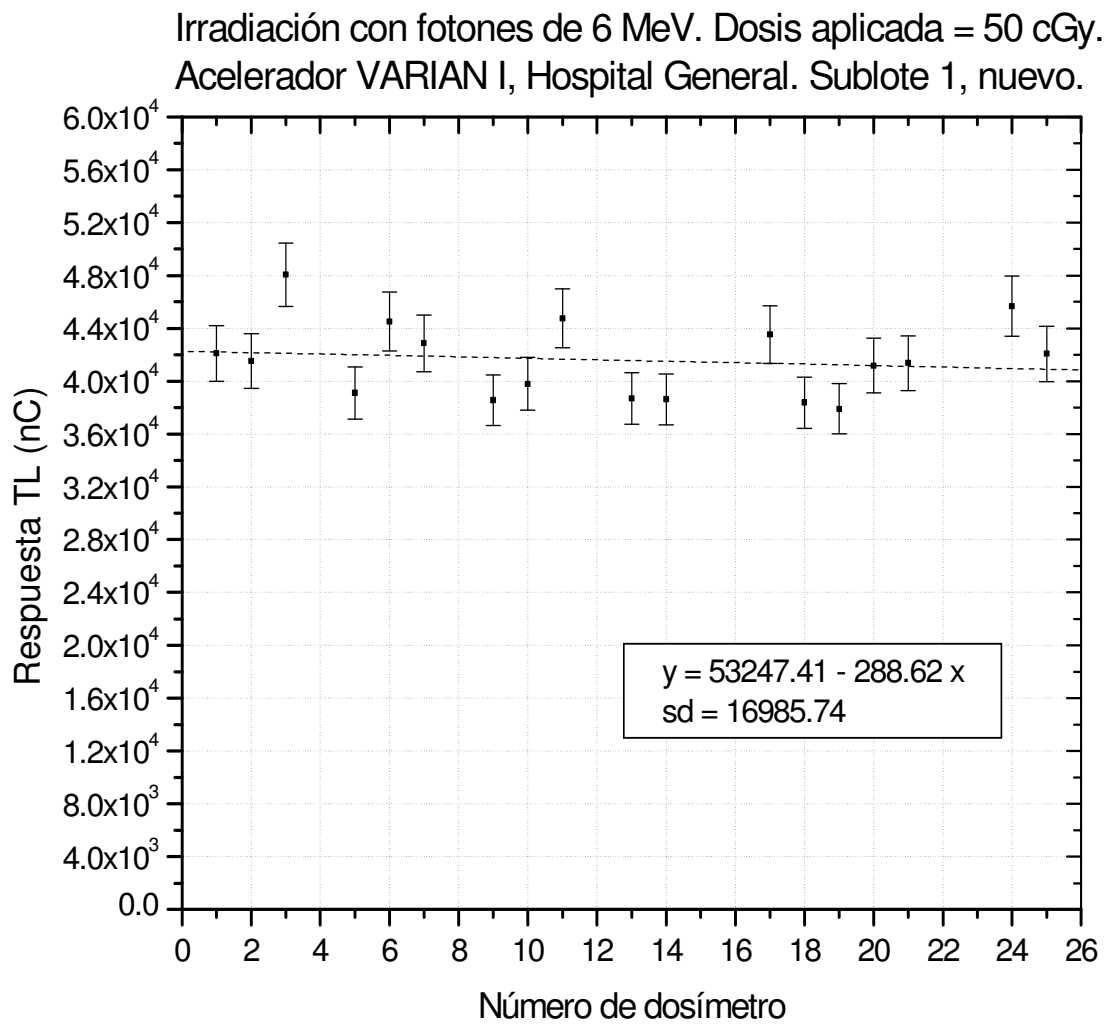


Figura 15

Irradiación con fotones de 6 MeV. Dosis aplicada = 50 cGy.
Acelerador VARIAN I. Hospital General. Sub-lote 2, nuevo.

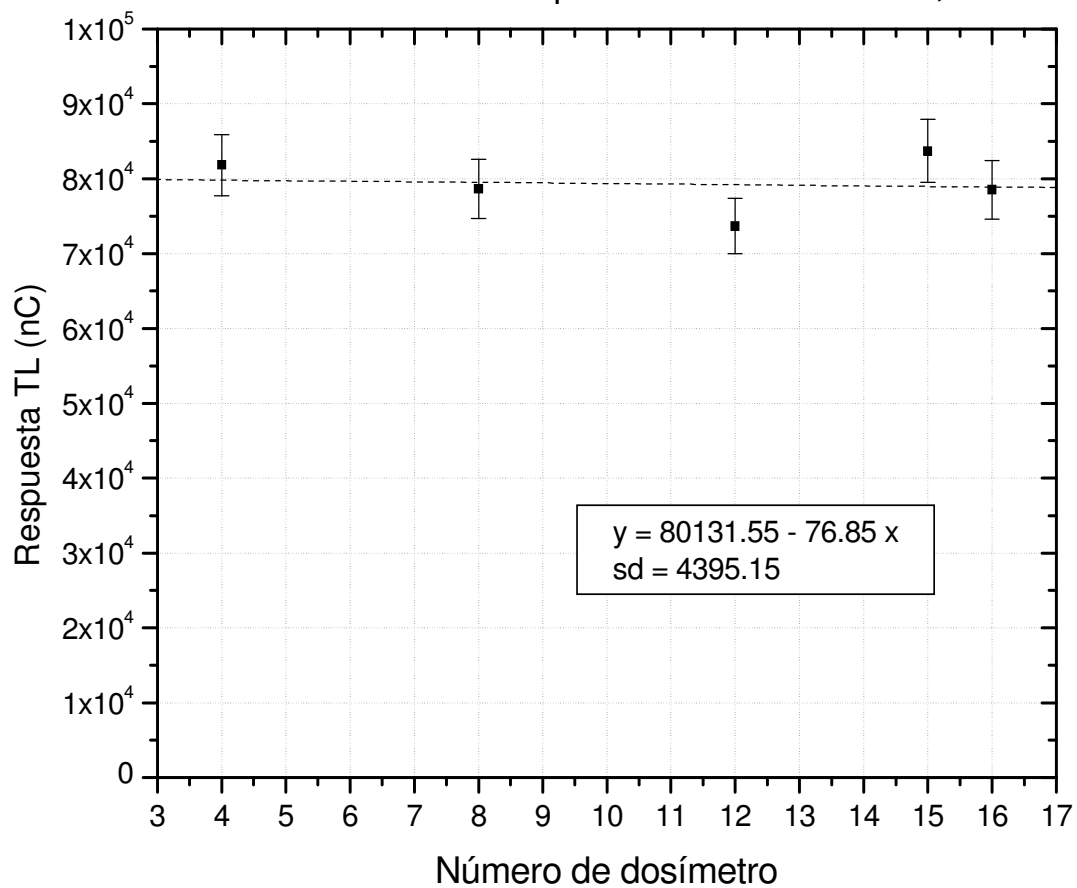


Figura 16

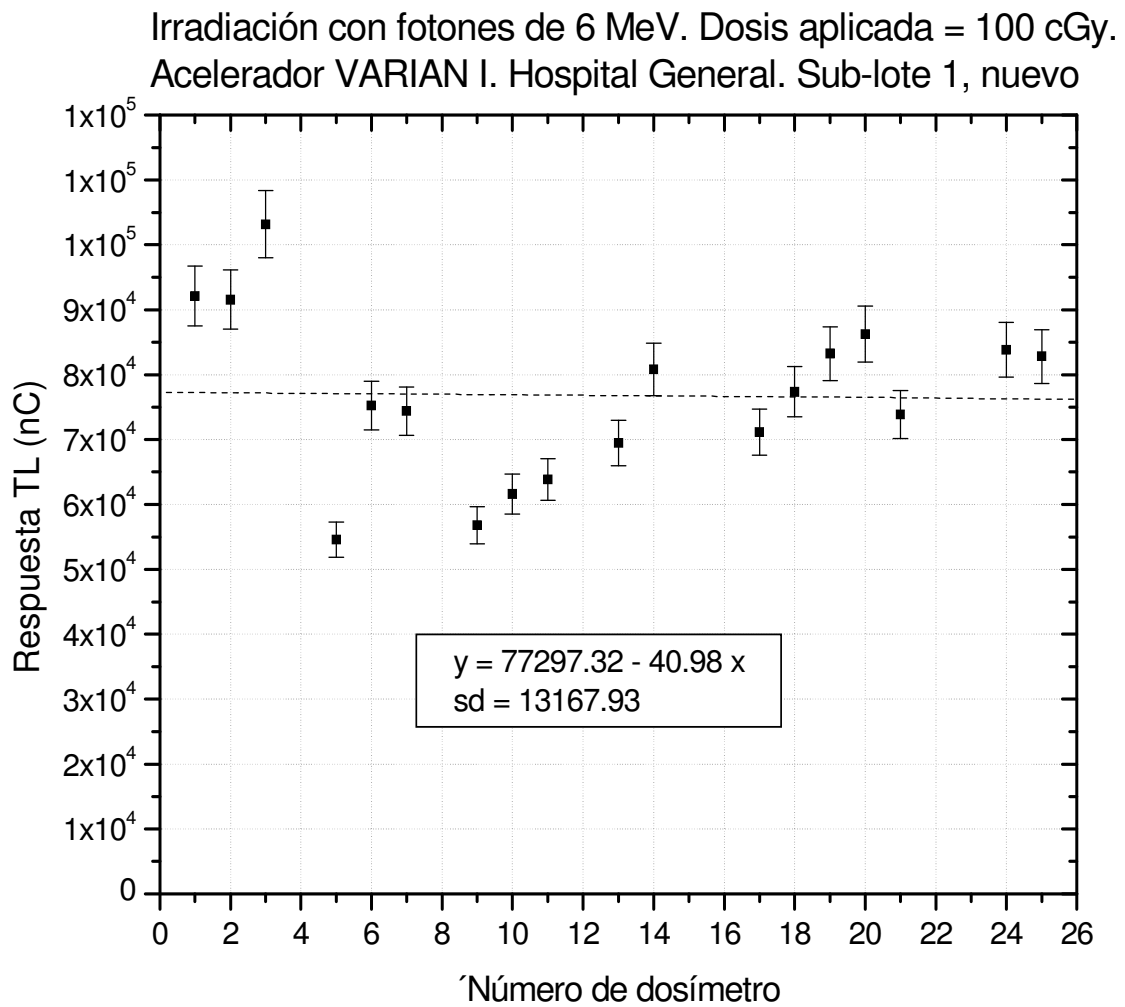


Figura 17

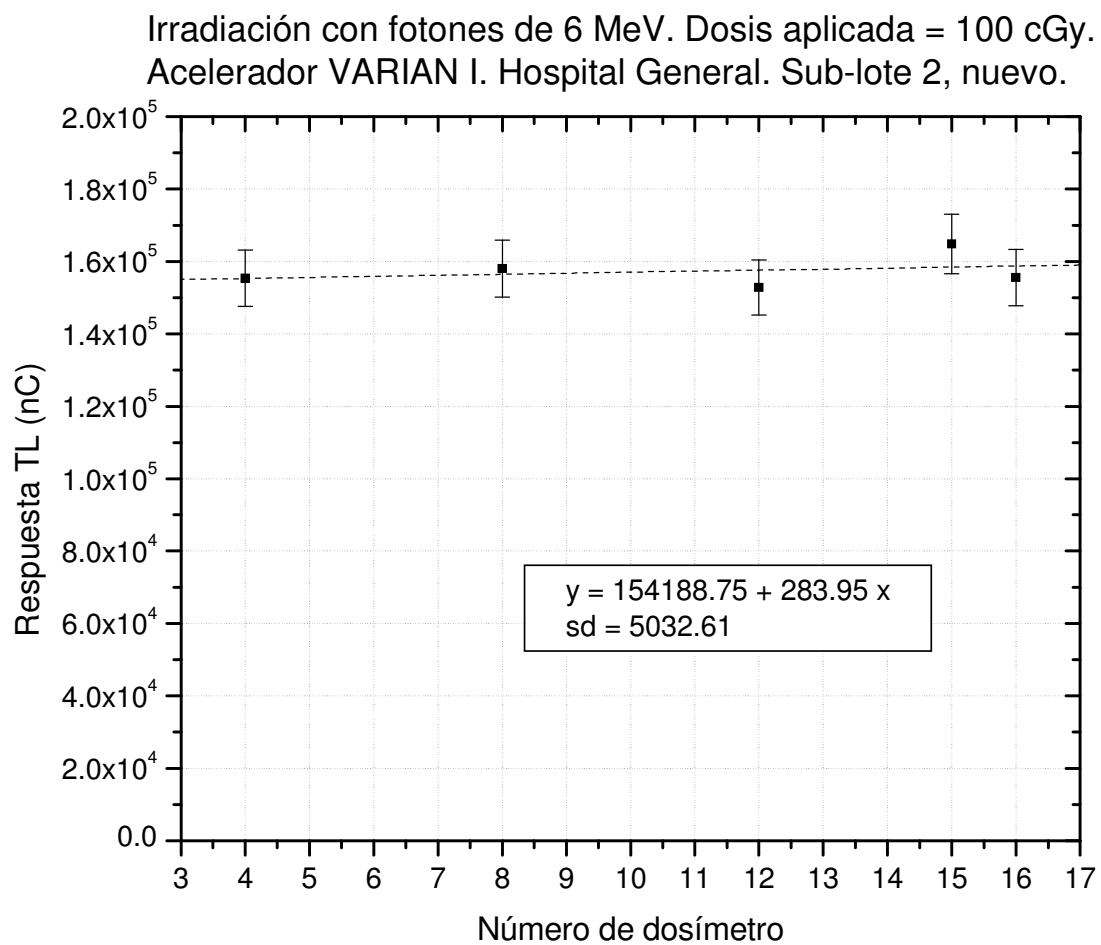


Figura 18

Irradiación con fotones de 6 MeV. Dosis aplicada = 150 cGy.
Acelerador VARIAN I. Hospital General. Sub-lote 1, nuevo.

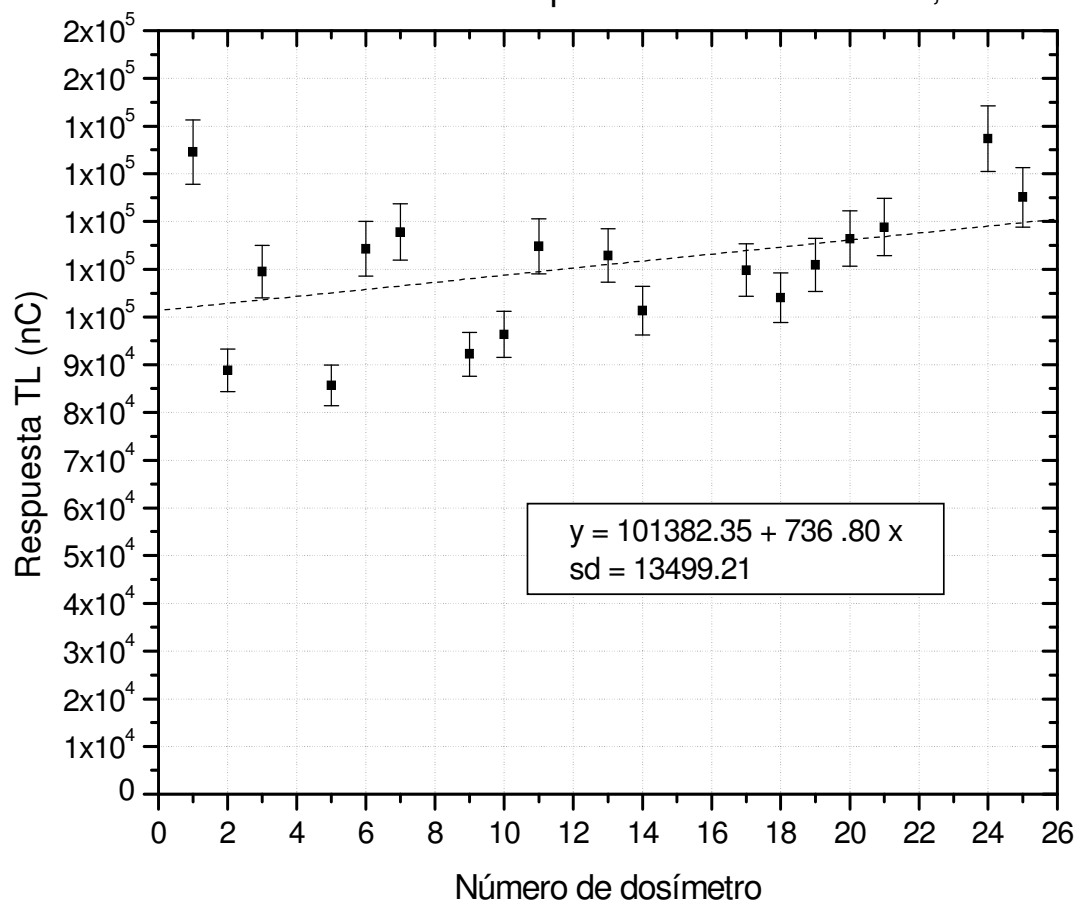


Figura 19

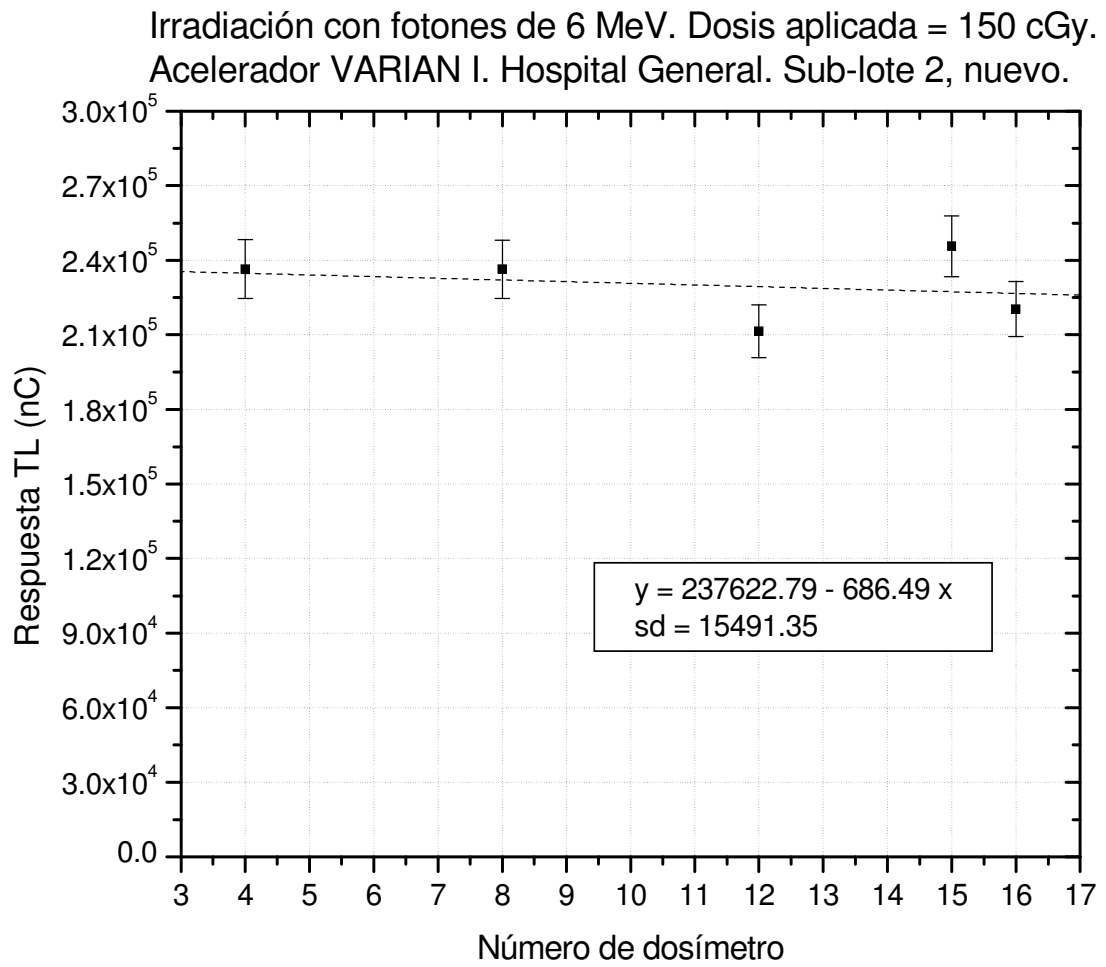
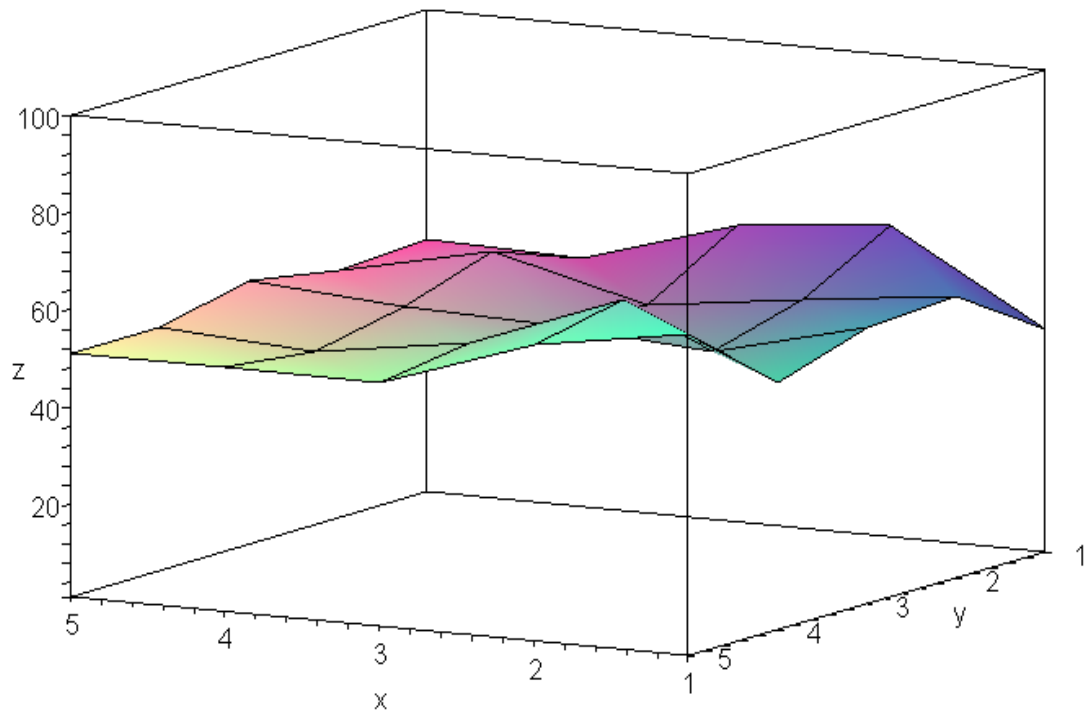
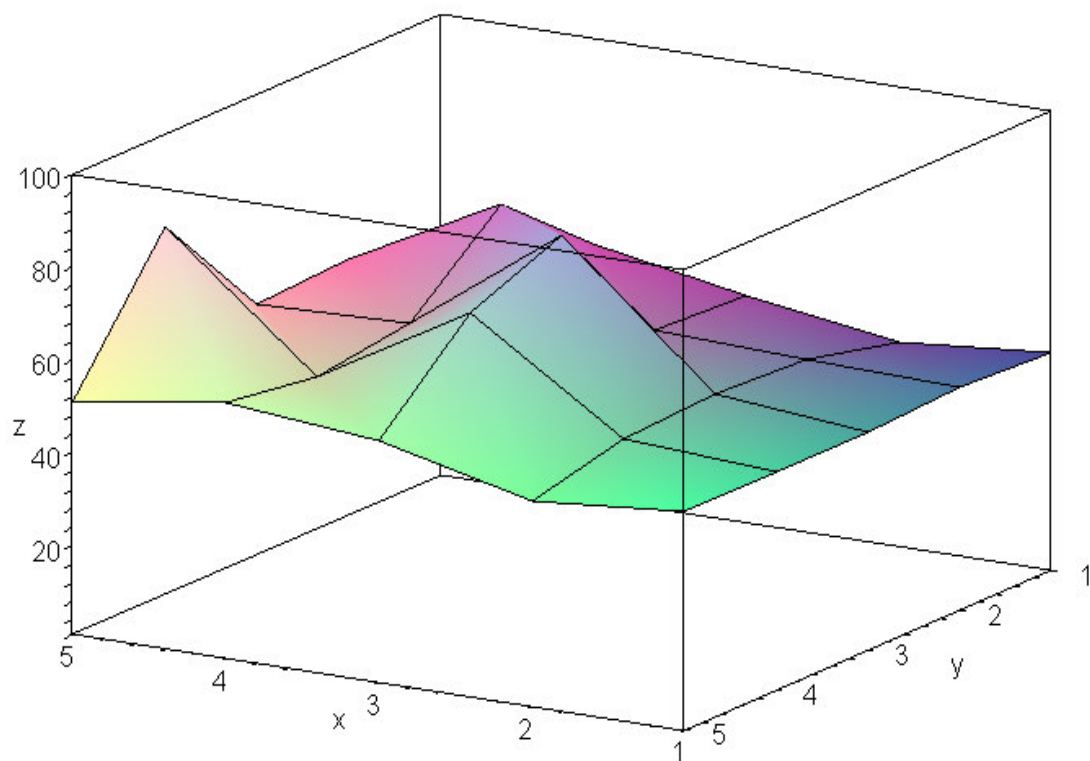


Figura 20.
Superficie de dosis obtenida para fotones de 6 MeV.
Acelerador VARIAN I, Hospital General.



Eje x = Fila ocupada por el dosímetro
Eje y = Columna ocupada por el dosímetro
Eje z = Dosis absorbida por el dosímetro (cGy), según la ecuación de linealidad
Dosis suministrada por el acelerador VARIAN I : 50 cGy. Fotones.

Figura 21
Superficie de dosis obtenida para electrones de 6 MeV.
Acelerador VARIAN I, Hospital General



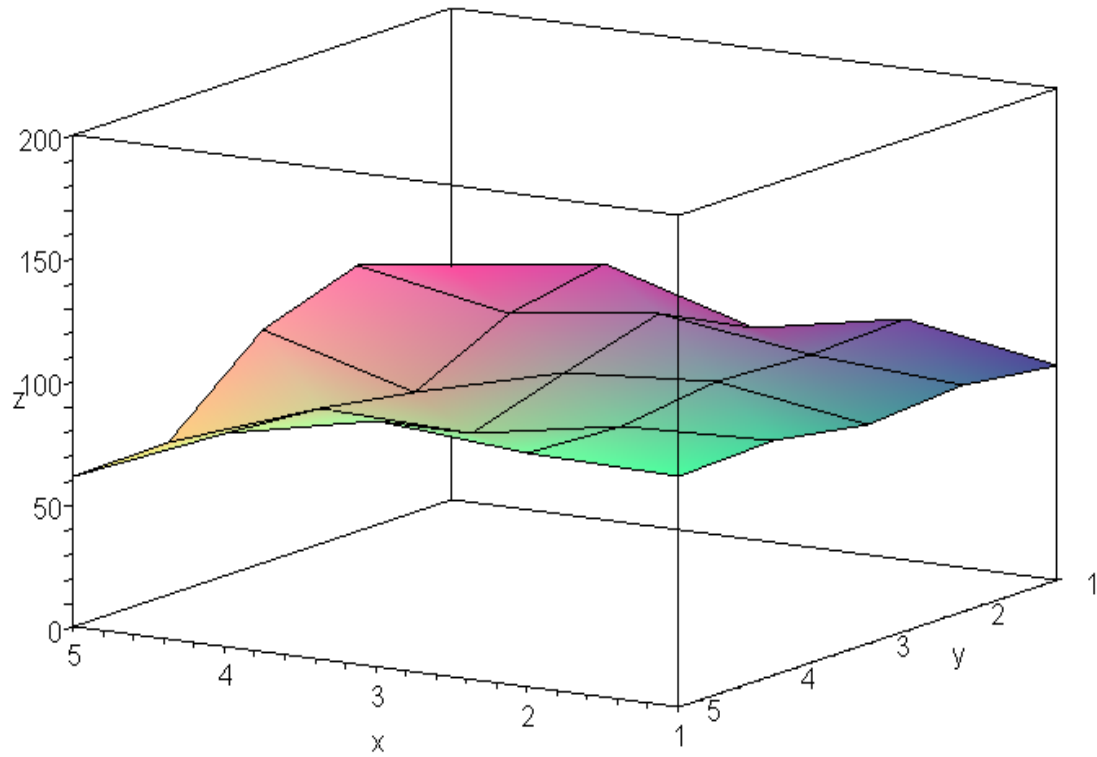
Eje x = Fila ocupada por el dosímetro.

Eje y = Columna ocupada por el dosímetro.

Eje z = Dosis absorbida por el dosímetro (cGy), según la ecuación de linealidad.

Dosis suministrada por el acelerador VARIAN I : 50 cGy. Electrones.

Figura 22
Superficie de dosis obtenida para fotones de 6 MeV.
Acelerador VARIAN I, Hospital General



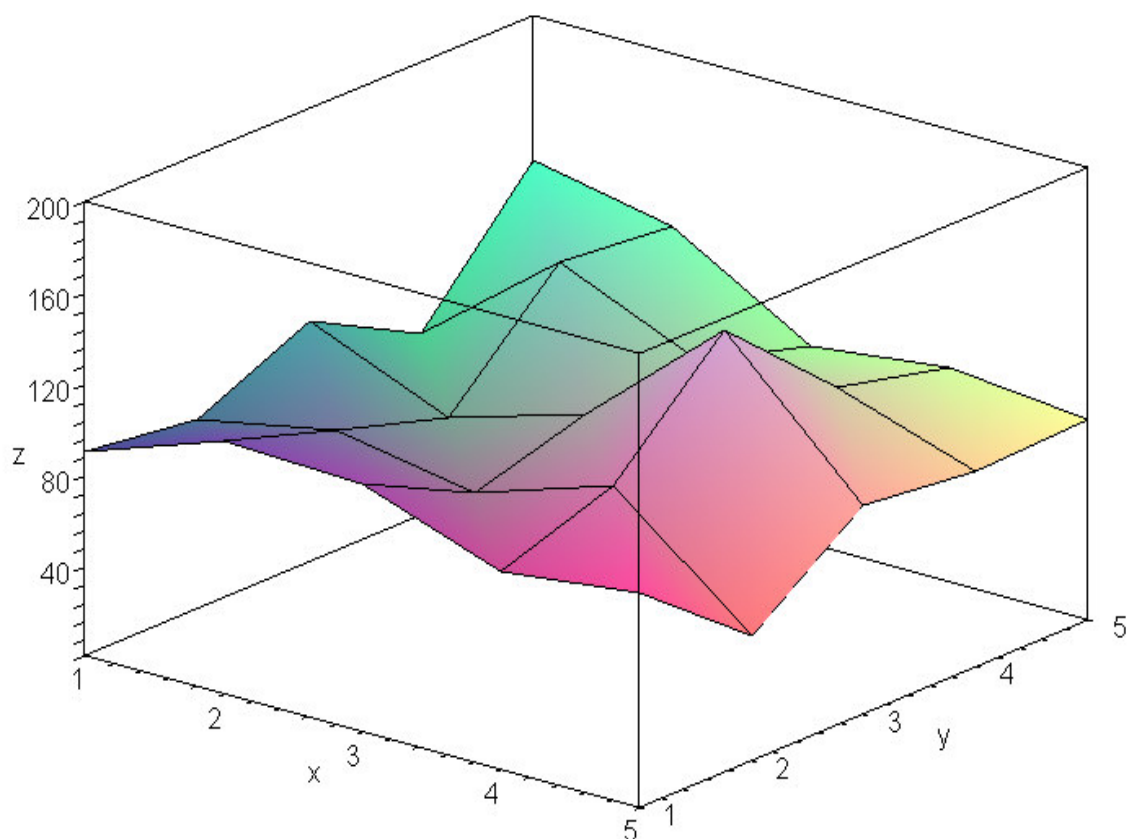
Eje x = Fila ocupada por el dosímetro.

Eje y = Columna ocupada por el dosímetro.

Eje z = Dosis absorbida por el dosímetro (cGy), según la ecuación de linealidad.

Dosis suministrada por el acelerador VARIAN I : 100 cGy. Fotones.

Figura 23
Superficie de dosis obtenida para electrones de 6 MeV.
Acelerador VARIAN I, Hospital G



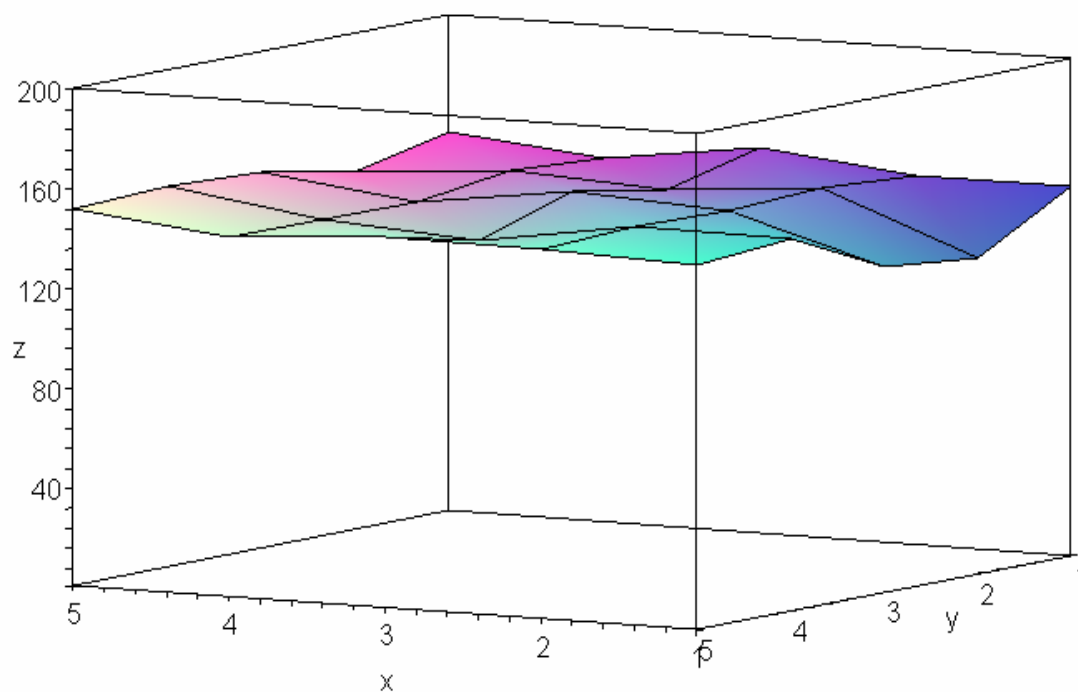
Eje x = Fila ocupada por el dosímetro.

Eje y = Columna ocupada por el dosímetro.

Eje z = Dosis absorbida por el dosímetro (cGy), según la ecuación de linealidad.

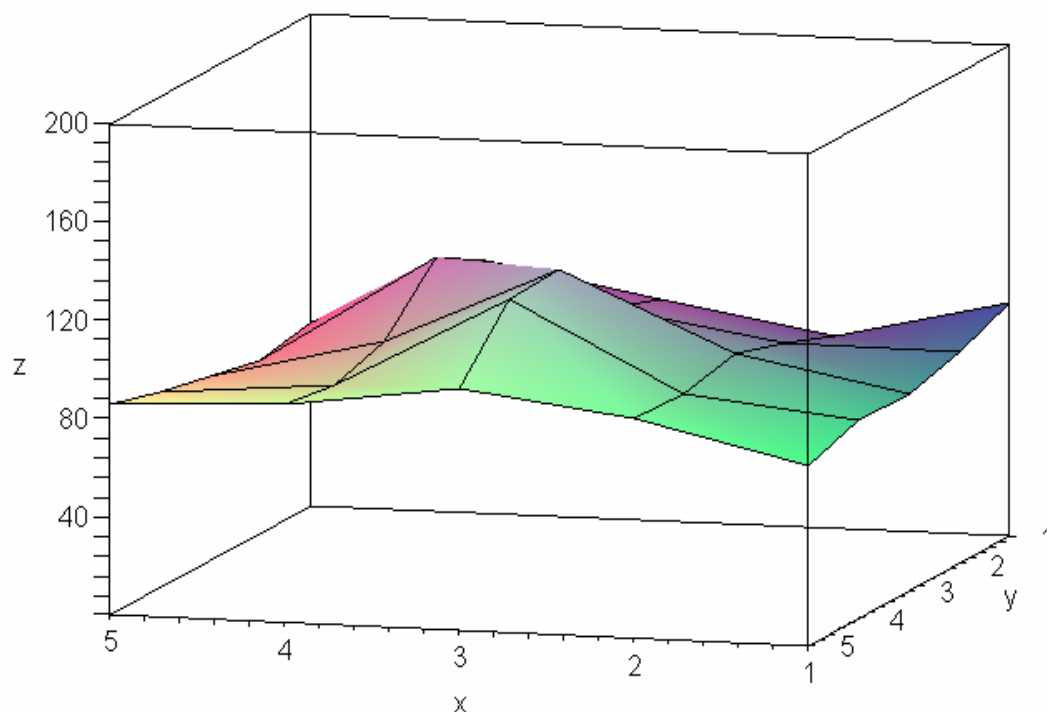
Dosis suministrada por el acelerador VARIAN I : 100 cGy. Electrones.

Figura 24
Superficie de dosis obtenida para fotones de 6 MeV.
Acelerador VARIAN I, Hospital General



Eje x = Fila ocupada por el dosímetro.
Eje y = Columna ocupada por el dosímetro.
Eje z = Dosis absorbida por el dosímetro (cGy), según la ecuación de linealidad.
Dosis suministrada por el acelerador VARIAN I : 150 cGy. Fotones.

Figura 25
Superficie de dosis obtenida para electrones de 6 MeV.
Acelerador VARIAN I, Hospital General



Eje x = Fila ocupada por el dosímetro.

Eje y = Columna ocupada por el dosímetro.

Eje z = Dosis absorbida por el dosímetro (cGy), según la ecuación de linealidad.

Dosis suministrada por el acelerador VARIAN I : 150 cGy. Electrones.

ANEXO 4

**GRÁFICAS DE LINEALIDAD PARA LOS DOSÍMETROS DEL LOTE NUEVO.
IRRADIACIONES CON FOTONES Y ELECTRONES DE 6 MeV EN
ACELERADOR VARIAN I DEL HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO.**

