

06.56.01

C.N.E.A. Biblioteca	
ARCHIVO PUBLICACIONES	
Nº 8	AÑO 1956

REPUBLICA ARGENTINA

COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA

INFORME DE LA COMISION INTERNACIONAL
DE
UNIDADES Y MEDIDAS RADIOLOGICAS

1956

R I - 5

P R O L O G O

De acuerdo a lo establecido en el Artículo 6° del Reglamento para el uso de Radioisótopos y Radiaciones Ionizantes, aprobado por el Decreto N° 842/58, para la aplicación de dicho reglamento se tendrán en cuenta las normas del "Reglamento Tipo de Seguridad en los Establecimientos Industriales" preparado por la Oficina Internacional del Trabajo-Ginebra 1950- Cap. XI, Sección 2, Reglas 205 a 209, las "Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica", el "Informe de la Comisión Internacional de Unidades y Mediciones Radiológicas" y toda otra norma emanada de organismos internacionales o de la propia Comisión Nacional de Energía Atómica.

Para el conocimiento de los interesados y la mayor difusión de las publicaciones enumeradas, se decidió su inclusión en la serie de folletos que el Departamento de Radioisótopos de la Comisión Nacional de Energía Atómica tiene en programación.

En el caso particular del "Informe de la Comisión Internacional de Unidades y Mediciones Radiológicas", esta decisión coincidió con la recomendación formulada por la Comisión para la Coordinación de los Estudios sobre los Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes, en el sentido de traducir el mencionado informe y darlo a publicidad.

Dado que el Presidente de dicha Comisión, Dr. Constantino Nuñez, había llevado a cabo la tarea de traducción, este trabajo aparece publicado con el auspicio de aquella Comisión y del Departamento de Radioisótopos de la Comisión Nacional de Energía Atómica.

Creemos oportuno incluir las palabras con que el Dr. Nuñez presentaba la traducción del Informe:

"El mejoramiento de las técnicas radiológicas se basa no sólo en el conocimiento más claro y completo de los equipos e instrumentos que se manejan, sino también en la aplicación de las nuevas adquisiciones en el campo de las unidades y métodos de medición, de los cuales dependen, no solamente los buenos resultados terapéuticos, diagnósticos o experimentales, sino también la correcta adopción de las medidas de protección correspondientes. Es por esta razón que los trabajos que realizan la Comisión Internacional de Unidades y Mediciones Radiológicas y la Comisión Internacional de Protección Radiológica son complementarios.

"Por todo ello se estima haber realizado un aporte de utilidad a la radiología de nuestro país al divulgar la traducción de un instrumento de información que se considera imprescindible".

INFORME DE LA COMISION INTERNACIONAL DE UNIDADES Y MEDICIONES

RADIOLOGICAS (ICRU)

- 1956 -

INTRODUCCION

A.- ALCANCES

La Comisión Internacional de Unidades y Mediciones Radiológicas (ICRU) desde su formación en 1925, ha tenido la responsabilidad de desarrollar: 1) los principios básicos de las unidades, standards y mediciones necesarias en dosimetría de la radiación, y 2) la especificación del tratamiento con radiaciones. Ha basado sus actividades en el reconocimiento de la necesidad de una uniformidad mundial en estos campos.

La Comisión también considera y realiza recomendaciones acerca de unidades y mediciones de la radiación necesarias en la protección contra radiaciones. En conexión con este punto, su trabajo se realiza en estrecha cooperación con la Comisión Internacional de Protección Radiológica.

La ICRU se esfuerza en coleccionar y evaluar los últimos datos e informaciones relacionados con los problemas de mediciones de radiación y dosimetría, y recomendar los valores más aceptables para su empleo corriente.

Reconociendo la confusión que existe en la evaluación de equipos y materiales radiológicos diversos, el ICRU estudiará métodos y standards de determinación de datos característicos de los equipos y materiales empleados en radiología diagnóstica y terapéutica. Esta actividad se limitará a los métodos de medición, no incluyendo la standardización de equipos radiológicos o partes de los mismos.

Las recomendaciones de la Comisión están sujetas a una revisión continua para enfrentar el empleo cada vez más amplio de las radiaciones.

B.- POLITICA

El ICRU estima que es de la responsabilidad de las organizaciones internacionales introducir sus propios y detallados procedimientos técnicos en el desarrollo y mantenimiento de standards. Sin embargo, es urgente que todos los países adopten lo más rápidamente posible las unidades y conceptos básicos recomendados internacionalmente.

La Comisión estima que su responsabilidad consiste en desarrollar un sistema de unidades que tengan las más amplias aplicaciones posibles. Pueden aparecer de tiempo en tiempo situaciones especiales cuando una solución oportuna o conveniente de un problema corriente pueda parecer aconsejable. En términos generales, sin embargo, la Comisión considera que una acción basada en conveniencia u oportunidad no es aconsejable desde un punto de vista de largo plazo; se esfuerza en realidad en basar sus decisiones sobre previsibles beneficios de gran alcance.

El ICRU estima como deseable orientar el pensamiento de los radiólogos a un empleo más general del rad y del término "dosis absorbida". Desde la introducción en 1953 de unidades de energía (rad) y del término "dosis absorbida", se ha hecho necesario evitar una posible confusión entre el término "dosis absorbida" y el término más genérico de "dosis" igualmente medido en roentgens. En 1953, la Comisión consideró el término "dosis" como un concepto médico y farmacéutico de tipo más bien general y a veces empleado en forma imprecisa que no podría ser bien definido, dejándose abierta la decisión de su definición. La Comisión mantiene aún esta opinión y estima que el término que corresponda a la cantidad expresada en roentgens debería ser más restrictivo, recomendándose por lo tanto "dosis de exposición".

Hasta ahora las definiciones y recomendaciones del ICRU se hicieron con pocas explicaciones sobre la filosofía en la cual se basan. La Comisión reconoce que este descuido ha dado lugar a confusiones en el pasado, habiendo hecho en la presente comunicación una tentativa para facilitar la interpretación y aplicaciones clínicas de las recomendaciones. Con este fin se han incluido discusiones acerca de las características diferenciales entre dosis absorbidas y dosis de exposición (sección 4) y sobre algunos métodos y procedimientos para calcular la dosis absorbida (sección 5).

El objeto de gran parte del trabajo realizado por ICRU es mejorar la seguridad en la evaluación de la dosis absorbida en todos los sitios de interés de un paciente o de un objeto. Para realizar compara-

ciones sobre efectos biológicos, la dosis absorbida debería ser conocida en la forma más segura posible y deberían estimarse los límites de seguridad. El objetivo de este programa, así como los factores que intervienen para cumplir el requisito de seguridad, han sido puntualizados en la sección 6.

La Comisión ha entrado en relaciones oficiales con la Organización Mundial de la Salud (OMS). La ICRU velará para la orientación primaria en materia de unidades y mediciones de radiación, y a su vez OMS intentará la dispersión mundial de las recomendaciones de la Comisión. Esta vinculación entre ambos organismos no afecta la estrecha relación de la Comisión con el Congreso Internacional de Radiología.

Se han desarrollado relaciones informales con la Organización Internacional de Standardización (OIS).

La ICRU invita cordialmente a realizar comentarios y sugerencias constructivos vinculados a sus recomendaciones y comunicaciones. Ellos pueden ser transmitidos al Presidente.

C.- PROGRAMA CORRIENTE

Una reunión informal de dos días del ICRU fué realizada en Ginebra en agosto de 1955 durante la Conferencia Internacional sobre el empleo pacífico de la Energía Atómica. Han facilitado sustancialmente al trabajo de la Comisión las tentativas de acuerdo realizadas en varios puntos durante sus reuniones formales mantenidas en Ginebra en abril de 1956*. Sin embargo como podrá observarse claramente en este informe, persisten aún varios puntos esenciales sobre los cuales no pueden realizarse recomendaciones firmes ya sea por falta de una adecuada información técnica o debido a la poca certeza en la exactitud de ciertas decisiones.

Se han producido muchos y muy serios problemas técnicos conforme se han desarrollado nuevas aplicaciones de las radiaciones y conforme los cuantos de energía de éstas han sido llevados a niveles cada vez más altos. Esos acontecimientos, tan rápidamente mudables, han necesitado una frecuente modificación de nuestras ideas y principios con

* La Comisión está muy agradecida de la hospitalidad brindada por OMS, cuando su reunión en Ginebra, del 3 al 11 de abril de 1956.

respecto a las mediciones de las radiaciones. Se ha apreciado que esta situación fluctuante ha provocado algo de confusión en el campo radiológico. Con todo, el empleo de conceptos más antiguos no nos ha desviado demasiado. En un esfuerzo para proporcionar una unidad de dosis derivada de los primeros principios, y al mismo tiempo asociada más estrechamente a los requerimientos radiológicos, en el año 1953 se acordó en Copenhague expresar la dosis de radiación absorbida en unidades básicas de energía (rad).

Al introducir este concepto, no se ha prestado suficiente atención a la explicación apropiada de la filosofía básica correspondiente. Gran parte de esta comunicación está dirigida a aclarar esta situación.

Durante la preparación de esas recomendaciones revisadas, la Comisión se encontró frente a dos hechos: por una parte ha habido un desarrollo rápido de nuevos procedimientos médicos de: a) Rayos X con cuantos de energía altos, y b) radiaciones corpusculares. Por otra parte muchos tratamientos radiantes son aún realizados con radiaciones X y gama convencionales con cuantos de energía moderados.

Al considerar esta situación la Comisión no sintió la necesidad de nuevos conceptos básicos para cantidades o unidades de dosimetría, pero decidió continuar en la línea iniciada en el año 1950 cuando recomendó:

Que la dosis sea expresada en términos de la cantidad de energía absorbida por unidad de masa (ergios por gramo) del material irradiado en el lugar de interés.

Pero también estableció:

Que el roentgen, en vista de su utilidad ampliamente establecida, continuaría siendo reconocido como la unidad de cantidad o dosis de rayos X y gama.

El roentgen es una unidad que tiene ciertas limitaciones, pero al mismo tiempo también amplia utilidad. En las mediciones del rendimiento de los rayos X y gama con cuantos de energías moderados -para cuyos propósitos el roentgen fué propuesto- aquellas limitaciones no han sido serias. Una medición en roentgen es una determinación de la ionización producida en el aire bajo ciertas condiciones; no es una medición directa de la intensidad de la radiación X o gama, de la energía

absorbida en el aire, o del efecto biológico, aunque sus cantidades pueden ser calculadas de los resultados provenientes de tales mediciones si son conocidos los factores pertinentes. Por lo tanto puede ser difícil comparar directamente los efectos biológicos de los rayos X y gama de diferentes energías medidos en roentgens. Es aún más difícil comparar los efectos biológicos de los rayos X o gama medidos en roentgen con los efectos de otras radiaciones (o partículas) medidas en unidades diferentes. Argumentos tales como aquellos fueron factores importantes que contribuyeron a conducir en 1953 al concepto de una "dosis absorbida" expresadas en rads. Una dosis determinada en rads debe tener también cierto factor aplicado a ellas para relacionarla apropiadamente con el efecto biológico. Sin embargo esos factores requieren una investigación biológica; la dosis en rads constituye hasta el momento lo más avanzado con respecto a mediciones físicas. Una determinación en roentgens sirve ya sea como una primera etapa en la computación de la dosis absorbida o como una medida del rendimiento de una fuente de radiación. En relación con esto, el roentgen es una unidad conveniente y aceptada para la medición de rayos X y gama. Con la introducción del concepto de la "dosis absorbida" se consideró deseable distinguir claramente entre la dosis a la cual es expuesto un objeto (una medida del campo de radiación) y la dosis absorbida (una medida de la energía impartida a la materia en un punto). En sus tentativas de seleccionar un término para reemplazar a "dosis" cuando se hace alusión a mediciones en roentgen, la Comisión consideró esencial introducir un término que no fuere tan fácilmente confundido con "dosis absorbida" a través del empleo descuidado de uno u otro de esos términos. El término "exposición" parece satisfacer a esta necesidad, y se consideró que esta elección de términos constituiría una ayuda sustancial al radioterapeuta y al encargado en problemas de protección al discriminar entre el concepto de dosis absorbida y las mediciones hechas en roentgen. Por otra parte, una expresión que englobe el término "dosis" fué preferida por algunos miembros de la Comisión Internacional de Protección Radiológica para evitar la necesidad de cambiar las leyes y regulaciones existentes en las cuales ha sido ya empleado el término "dosis".

Como una solución a este problema, se recomendó el término "exposición" para emplearse en el futuro (sección 1.7). Esta recomendación es preferida o considerada como aceptable por una mayoría sustancial de los miembros de ambas Comisiones. La recomendación es ahora adelantada con el fin de que pueda ser considerada seriamente por la profesión radiológica y para dirigir la atención al hecho de que existe una distinción evidente entre dosis absorbida medida en rads y una canti-

dad en roentgens que mide un campo de radiación en un sitio determinado.

La unidad de dosis de exposición actualmente propuesta para radiación X y gama es el roentgen, y éste es por lo tanto definido como una dosis de exposición de radiación X o gama que produce un efecto medible, esto es, ionización (sección 1.8). Con la dosis de exposición definida como una medida de la radiación que está basada en su capacidad de ionizar el aire, la definición modificada del roentgen parecería eliminar las primeras dificultades. Puede argumentarse que por el empleo del roentgen como una unidad de dosis de exposición más que como una unidad de dosis tal como ocurrió en las recomendaciones de 1953, se ha introducido una nueva unidad. Actualmente si el roentgen tal como ha sido modificado, es empleado en la forma discutida in extenso en este informe, nada cambiará en cuanto se refiere a las mediciones y standards de la radiación. Las mediciones en roentgen serán hechas de la misma manera y también registradas en la misma forma; se espera que designando a la cantidad que debe ser medida, como "dosis de exposición" se habrá dispensado suficiente atención al significado de la medición que se realiza. Esto no implica ningún cambio en el uso legítimo del roentgen; el cambio únicamente puntualiza que las mediciones realizadas en roentgens no constituyen la respuesta final de todos los problemas de dosimetría de la radiación X y gama.

Si el empleo de términos modificados describen mejor la clase de dosis que queremos significar, se habrá dado un gran paso hacia adelante. Permitir el empleo poco fundado o poco exacto del término "dosis" para mediciones ya sea en rads o en roentgens sería un acto de conveniencia pero, desde un punto de vista más amplio se estima que esto contribuiría no a mejorar sino más bien a complicar la situación. Por razones de conveniencia no existe objeción para el empleo del término general "dosis", siempre que se especifique claramente la clase de dosis referida a través de la mención de la unidad. Por ejemplo, no puede haber confusión al establecerse: "el órgano recibió una dosis de 16 rads". Por otra parte, la expresión "dosis máxima permisible" no nos precisa por si misma si se está hablando de roentgens, rads o rems.

Un factor adicional en relación con el cambio propuesto en la definición del roentgen gira alrededor del empleo de la palabra "cantidad", contenida en la definición de 1953. El empleo del término "cantidad" en aquella definición ha constituido una fuente de confusiones. Por esta razón existe un intenso deseo de parte de la Comisión de evitar su empleo. Toda esta situación orienta la atención hacia la nece

sidad de un intenso esfuerzo educacional para asegurar una comprensión apropiada de los términos empleados en dosimetría de radiación.

Nota: Se adelantó una sugestión en el año 1950 (Inglesa) y nuevamente en 1956 (Alemana) para adoptar una nueva unidad que exprese la carga iónica por unidad de masa del gas. No se decidió nada al respecto pero el ICRU invita a proporcionar comentarios. Estos deberían ser enviados a la Secretaría antes del 1º de enero de 1958.

D.- REGLAS QUE RIGEN LA SELECCION Y TRABAJOS DE LA COMISION INTERNACIONAL DE UNIDADES Y MEDICIONES RADIOLOGICAS.

La Comisión Internacional de Unidades y Mediciones Radiológicas (ICRU) funciona bajo los auspicios del Congreso Internacional de Radiología. La Comisión fué establecida en el año 1925 por el Primer Congreso Internacional para definir las unidades físicas requeridas en el campo de la radiología y efectuar recomendaciones sobre los standards requeridos para realizar mediciones apropiadas en términos de las unidades definidas.

Las reglas siguientes, rectificadas en 1956 rigen la selección y el trabajo del ICRU.

1. (a) La Comisión Internacional de Unidades y Mediciones Radiológicas (ICRU) estará compuesta por un Presidente y no más de doce miembros. La selección de los miembros será realizada por la ICRU por proposiciones remitidas a ella por las Delegaciones Nacionales al Congreso Internacional de Radiología y por ICRU mismo. Las selecciones estarán sujetas a su aprobación por el Comité Ejecutivo Internacional (IEC) del Congreso. Los miembros del ICRU será elegidos sobre las bases de su actividad reconocida en el campo de unidades, standard y mediciones radiológicas, sin considerar la nacionalidad.

(b) El ICRU incluirá por lo menos tres radiólogos médicos y tres físicos.

(c) Los miembros del ICRU serán confirmados durante cada Congreso Internacional para servir a través del Congreso posterior. No menos de dos pero no más de cuatro cambios en los miembros serán realizados por cualquier Congreso. En el período intermedio la producción de una vacante puede ser solucionada por el ICRU.

(d) En el caso de que un miembro del ICRU esté incapacitado para atender reuniones del ICRU, puede ser seleccionado un sustituto por el ICRU con carácter de reemplazante temporario. Tal miembro sustituto no tendrá el privilegio de voto en la reunión, a menos que ello sea específicamente expresado por el ICRU.

(e) El ICRU estará autorizado para invitar a determinadas personas a sus reuniones para un asesoramiento técnico especial. Tales personas no tendrán el privilegio del voto pero pueden obtener autorización para que sus opiniones se registren en las actas.

2. El Presidente será elegido por el ICRU entre sus miembros regulares para servir por un período correspondiente a un intervalo entre dos Congresos sucesivos. La elección no estará limitada al país en el cual se propone realizar el Congreso siguiente. El Presidente será responsable de comunicar las Actas y Recomendaciones del ICRU en el siguiente Congreso.

3. El ICRU puede élegir entre sus miembros a un Vicepresidente que podrá suplir al Presidente en las circunstancias en que esté incapacitado de realizar sus obligaciones.

4. Las Actas de las reuniones y los Registros del ICRU serán realizados por un Secretario Técnico elegido por el Presidente del ICRU y sujeto a la aprobación de sus miembros regulares. El Secretario Técnico no necesita ser miembro regular del ICRU. Los Registros del ICRU serán transmitidos a los sucesivos Secretarios.

5. El Presidente, en consulta con el Vicepresidente, preparará un programa que será remitido a la Comisión para su discusión en las reuniones. Las proposiciones a ser consideradas serán remitidas al Presidente y circularán entre todos los miembros del ICRU y otras personas especialmente calificadas, por lo menos dos meses antes de cualquier reunión del ICRU.

6. Las decisiones del ICRU serán adoptadas por mayoría de votos de los miembros. Una opinión en minoría puede ser agregada como apéndice a las Actas de una reunión si así fuera deseado por cualquier miembro, siempre que sea remitido por escrito al Secretario.

El ICRU puede establecer Comités cuando lo considere necesario para llevar a cabo sus funciones.

E.- ORGANIZACION DE LOS SUBCOMITES DEL ICRU

En el año 1953 la Comisión estableció dos Subcomités con el propósito de realizar un estudio más minucioso en campos técnicos especiales. Ellos fueron: 1) Subcomité de Standards de Rayos X, y 2) Subcomité de Standards de Radiactividad.

El éxito de la operación de esos Subcomités, junto con las necesidades crecientes en relación con unidades, standards y mediciones radiológicas, han llevado a la Comisión a reordenar su estructura interna. Los nuevos Comités¹ y su esfera general de interés son los siguientes:

Comité I

Standards y mediciones de Radiactividad para empleo Radiológico.

Presidente.....W.E. PERRY (National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, Inglaterra).

Vicepresidente.....W.B. MANN (National Bureau of Standards, Washington, D.C., U.S.A.).

Este Comité tratará tópicos tales como:

1. Métodos de medición y factores de precisión de los mismos.
2. Química de los Standards (los aspectos farmacéuticos no están incluidos).
3. Revisión de los standards existentes.
 - Rayos Gama (Ra, Co, etc.)
 - Rayos Beta (Ra (D+E), Sr)
 - Rayos Alfa
 - Standards simulados.
4. Intercomparación de standards.

1 - Como el cuerpo principal es denominado Comisión, es lógico que el Subgrupo siguiente sea denominado Comité; al mismo tiempo permite a los Comités, si fuere necesario, formar Subcomités.

5. Standards secundarios o producción de standards.

6. Técnicas de calibración.

Comité II

Standards y medición de Dosis de Exposición Radiológica.

Presidente.....H.O. WYCKOFF (National Bureau of Standards,
Washington, D.C., U.S.A.)

Vicepresidente.....A. ALLISY (Ecole Normale Supérieure, Paris, France).

Este Comité tratará tópicos como:

1. Concepto de dosis de exposición.
2. Medición del rendimiento de fuentes de todo tipo de radiaciones ionizantes, incluyendo rayos X, rayos gama, rayos beta y electrones, rayos alfa, neutrones y radiaciones mezcladas.
3. Cámaras "aire libre" standards para rayos X.
4. Cámaras de extrapolación.
5. Cámaras secundarias.
6. Contadores de centelleo (medidores de luminiscencia).
7. Calorímetros.
8. Medidores basados en métodos químicos.
9. Calidad de radiación (espectro, capa de valor medio o capa h mireductora (HVL), energía efectiva).
10. Técnicas de calibración.

Comité III

Medición de la Dosis Absorbida y Dosimetría Clínica

Presidente.....L.H. GRAY (British Empire Cancer Campaign, Research
Unit in Radiobiology, Mt. Vernon Hospi-
tal, Northwood, Middlesex, Inglaterra).

Presidente, Subcomité

de Dosis Absorbida..... J.W. BOAG (British Empire Cancer Campaign,
Research Unit in Radiobiology,
Mt. Vernon Hospital, Northwood,
Middlesex, Inglaterra).

Presidente, Subcomité

de Dosimetría Clínica..... R.H. CHAMBERLAIN (University of Pennsylv -
vania Hospital, Philadelphia,
Pennsylvania, U.S.A.).

Este Comité tratará tópicos como:

1. Concepto de dosis absorbida.
2. Medición de dosis absorbida de todos los tipos de radiación ionizante incluyendo rayos X, rayos gama, rayos beta y electrones, rayos alfa, neutrones y radiaciones mezcladas.
3. Determinación de las constantes necesarias para el cálculo de la dosis absorbida a partir de las mediciones de ionización.
4. Empleos prácticos de especificaciones de dosis de exposición radiológicas.
5. Apreciaciones sobre la dosis absorbida en el cuerpo humano y la especificación de la dosis en reps.
6. Curvas de dosis en profundidad, isodosis y retrodispersión (Backscatter) en material homogéneo.
7. Determinaciones del LET.
8. Factores que influyen a los efectos biológicos.

Comité IV

Métodos para la evaluación de equipos y materiales radiológicos.

Presidente.....B. COMBEE (PHILIPS Physico-Technical X-ray Laboratory, Eindhoven, Holanda).

Vice-presidente.....E.D. TROUT (General Electric Company, Milwaukee, Wisconsin, USA).

Este Comité tratará tópicos como:

1. Puntos focales.
2. Rendimiento de las fuentes de radiación.
3. Sensibilidad, gradación y velamiento de materiales fotográficos (papeles y películas).
4. Sensibilidad de las pantallas fluoroscópicas y reforzadoras y de los reforzadores de imágenes.
5. Efectividad de las rejillas contra la radiación dispersa.
6. Equipo e instrumentación para isótopos radiactivos.
7. Aparatos de secciones corporales.
8. Aparatos de cine radiografía.

F.- COMPOSICION DEL ICRU

a. Los miembros pertenecientes a la Comisión Principal durante la preparación de este informe son:

LAURINSTON S. TAYLOR (Presidente)	Estados Unidos
W.J. OOSTERKAMP (Secretario)	Holanda
A. ALLISY	Francia
R.H. CHAMBERLAIN	Estados Unidos
F. ELLIS	Gran Bretaña
G. FAILLA	Estados Unidos
L.H. GRAY	Gran Bretaña
H. HOLTHUSEN	Alemania
H.E. JOHNS	Canadá
B. RAJEWSKY	Alemania
R. SIEVERT	Suecia

b. Los miembros pertenecientes a la Comisión Principal confirmados durante el 8o. Congreso Internacional de Radiología, realizado en la Ciudad de México en 1956, son:

LAURISTON S. TAYLOR
(Presidente)

Estados Unidos
(National Bureau of Standards, Washington, D.C.)

L.H. GRAY
(Vicepresidente)

Gran Bretaña
(British Empire Cancer Campaign, Research Unit in Radiobiology, Mt. Vernon Hospital, Northwood, Middlesex).

H.O. WYCKOFF
(Secretario)

Estados Unidos
(National Bureau of Standards, Washington D.C.)

A. ALLISY

Francia
(Ecole Normale Supérieure, París).

R.H. CHAMBERLAIN

Estados Unidos
(University of Pennsylvania Hospital, Philadelphia, Pennsylvania).

F. ELLIS

Gran Bretaña
(Churchill Hospital, Headington, Oxford).

G. FAILLA

Estados Unidos
(Columbia University, New York, New York)

H. HOLTHUSEN

Alemania
(St. Georg Hospital, Hamburg)

H.E. JOHNS

Canadá
(Ontario Cancer Institute, Toronto)

F.E. LEBORGNE

Uruguay
(Hospital Pereira Rossell, Montevideo).

W.J. OOSTERKAMP

Holanda
(Philips Research Laboratory, Eindhoven).

B. RAJEWSKY

Alemania

(Max Planck Institut für
Biophysik, Frankfurt)

R. SIEVERT

Suecia

(Institute of Radiophysics,
Stockholm)

I.- CANTIDADES, UNIDADES Y SIMBOLOS

1.- Definiciones de cantidades y unidades²

1.1.³ DOSIS ABSORBIDA de cualquier radiación ionizante es la energía impartida a la materia por partículas ionizantes por unidad de masa de material irradiado en el lugar de interés.

1.2. La unidad de dosis absorbida es el RAD. Un rad corresponde a 100 ergios por gramo.

1.3. La DOSIS INTEGRAL ABSORBIDA en una región determinada es la energía impartida a la materia por partículas ionizantes en dicha región.

2. Símbolos y nomenclaturas. Existen numerosas normas nacionales e internacionales aceptadas en grado variable, acerca del empleo de símbolos y unidades para cantidades físicas. Sin embargo, no se ha aceptado universalmente ningún conjunto de recomendaciones. Se ha sugerido que cada país modificara los símbolos empleados, de acuerdo con su propia experiencia. Por lo tanto, puede escribirse kev, keV o KeV; ^{14}C o C^{14} ; rad por unidad de tiempo, rad por tiempo, o rad dividido por tiempo; rad/seg., rad/s, o rad.s^{-1} ; etc. El sistema generalmente más aceptado de símbolos y unidades puede ser el contenido en el Documento UIP 6 (1955) preparado por la Unión Internacional de Física Pura y Aplicada. Estos se encuentran de acuerdo con las recomendaciones de la Organización Internacional de Standardización proyecto ISO/TC 12, la Conferencia General de Pesas y Medidas, la Unión Internacional de Química Pura y Aplicada, y el Comité Electrotécnico Internacional. En el presente informe no se realiza ningún esfuerzo para amoldarse a los standards recomendados por las organizaciones citadas más arriba,

Ver las notas que siguen a esas definiciones.

- 1.4. La unidad de dosis integral absorbida es el GRAMO RAD. Un gramo rad corresponde a 100 ergios.
- 1.5.³ DOSIS POR UNIDAD DE TIEMPO ABSORBIDA. (absorbed dose rate)^a es la dosis absorbida por unidad de tiempo.
- 1.6. La unidad de dosis absorbida es el RAD POR UNIDAD DE TIEMPO.
- 1.7.⁴ La DOSIS DE EXPOSICION DE RADIACION X O GAMA en un lugar determinado es una medida de la radiación que se basa en su capacidad de producir ionización.
- 1.8.⁴ La unidad de dosis de exposición de la radiación X o gama es el ROENTGEN (r). Un roentgen es una dosis de exposición de radiación X o gama tal, que la emisión corpuscular asociada por 0,001293 gramos de aire produce, en el aire, iones transportando una unidad electrostática de cantidad de electricidad de cualquier signo.
- 1.9.³ DOSIS DE EXPOSICION POR UNIDAD DE TIEMPO (exposure dose rate)^a es la dosis de exposición por unidad de tiempo.
- 1.10 La unidad de dosis de exposición por unidad de tiempo es el ROENTGEN POR UNIDAD DE TIEMPO.
- 1.11. La INTENSIDAD DE RADIACION (densidad de flujo de energía radiante) en un lugar determinado es la energía por unidad de tiempo que entra en una pequeña esfera con una unidad de área de su sección transversal, y centrada en el mencionado lugar.
- 1.12. La unidad de intensidad de radiación puede ser el ERGIO POR CENTIMETRO CUADRADO SEGUNDO, o el WATT POR CENTIMETRO CUADRADO.
- 1.13. La unidad de cantidad de material radiactivo, evaluado de acuerdo con su radiactividad, es el CURIE (c). Un curie es cierta cantidad de un nucleído radiactivo en la cual se producen 3.700×10^{10} desintegraciones por segundo.

4 Ver la discusión en la Sección C de la Introducción de esta comunicación, y las notas que siguen a esas definiciones.

a Nota del traductor. La traducción castellana de "dose rate" lleva implícita su definición.

- 1.14. La EMISION DE RADIACION GAMA ESPECIFICA (rendimiento de radiación gama específico) de un nucleido radiactivo es la dosis por unidad de tiempo de exposición producida por los rayos gama no filtrados provenientes de una fuente puntual de una cantidad definida de tal nucleido y a una distancia también definida.
- 1.15. La unidad de emisión de radiación gama específica es el ROENTGEN POR MILICURIE HORA (r/mch) a 1 CENTIMETRO.
- 1.16. La TRANSFERENCIA LINEAR DE ENERGIA (LET) es la cantidad linear de pérdida de energía (absorbida localmente) por una partícula ionizante que atraviesa un medio material.
- 1.17. La transferencia linear de energía puede ser expresada convenientemente en KILO ELECTRON VOLTS POR MICRON (kev/ μ).
- 1.18. POTENCIA DE FRENADO DE MASA (Mass Stopping Power) es la pérdida de energía por unidad de masa, por unidad de área de una partícula ionizante que atraviesa un medio material.
- 1.19. La potencia de frenado de masa puede ser expresada convenientemente en KILO ELECTRON VOLTIOS POR MILIGRAMO POR CENTIMETRO CUADRADO (kev.cm²/mgr).

NOTAS CON RESPECTO A LAS DEFINICIONES PRECEDENTES

La numeración corresponde a los párrafos citados.

1.1. DOSIS ABSORBIDA.

- (a) En la definición de dosis absorbida, "energía impartida a la materia" significa la energía retenida por la materia y utilizable localmente en el sitio de interés. La dosis absorbida incluye toda la energía absorbida por gramo del material considerado, cualquiera que él fuese. Por lo tanto incluye a la energía de colisiones nucleares así como la de colisiones electrónicas.
- (b) Debido a que el rad no especifica al medio, éste deberá ser particularmente establecido a menos que resulte evidente. Por ejemplo, es conveniente emplear el término "rad tejido" que corresponde a un rad en el punto de interés en tejido blando humano.
- (c) Puede estimarse la dosis absorbida, aplicando la relación de ca-

vidad por la cual la energía impartida a un sólido por unidad de masa ($\Delta E / \Delta m$) = E_m , está en relación con la ionización por unidad de masa del gas ($\Delta J / \Delta m$) = J_m por la ecuación.

$$E_m = J_m W s_m \quad (1)$$

donde s_m es la relación de las potencias de frenado de masa del material, con la del gas.

(d) Siempre que los métodos de ionización sean empleados para la estimación de la dosis absorbida, la ionización observada debe ser multiplicada por una cantidad W igual a la energía promedio proporcionada por las partículas ionizantes en la producción de un par de iones en el gas.

El valor de W para la radiación X y gama se encuentra probablemente entre 33 y 35 ev para el aire. Se recomienda que el valor de $W = 34$ ev sea empleado para cálculos que comprendan radiación X y gama de cuantos de energía mayores de 20 kev. La Sección 5 contiene los valores corrientemente recomendados de W y s_m que puedan necesitarse en dosimetría de neutrones y radiación X y gama.

1.5. DOSIS POR UNIDAD DE TIEMPO ABSORBIDA (Absorbed dose rate)

Deberá puntualizarse que existen situaciones especiales donde la dosis en función del tiempo absorbida sería expresada en forma más explícita. Por ejemplo: cuando la dosis por unidad de tiempo absorbida no permanece constante durante el tiempo de irradiación puede ser oportuno especificar también la dosis por unidad de tiempo instantánea absorbida. Se reconoce que el término "instantánea" no siempre puede ser suficientemente explícito y que tal vez pueda agregarse una observación que se refiera específicamente a una dosis en función del tiempo absorbida de radiación pulsante promediada sobre un pulso aislado.

1.7. DOSIS DE EXPOSICION DE RADIACION X O GAMA

(a) La traducción de "dosis de exposición" al alemán es Bestrahlungsdosis, al francés "dose d'exposition" y al inglés "exposure dose".

(b) Aunque la definición de dosis de exposición fué establecida adrede en términos indefinidos, una definición más específica físicamente podría ser la siguiente: "la dosis de exposición es medida por la

carga iónica, ΔQ , de cualquier signo, producida en el aire por los electrones secundarios, los cuales son producidos por los rayos X o gama en una pequeña masa, Δm , de aire dividido por Δm ". Nótese que de acuerdo a la definición de más arriba, ΔQ no es la carga medida en Δm . Sin embargo bajo condiciones de equilibrio electrónico, la carga producida en Δm es numéricamente igual a ΔQ (Ver Secciones 1.8 (a), 4.2.a, y 5.2).

(c) La redacción de esta definición deja abierta la posibilidad de una definición posterior de dosis de exposición para otras radiaciones además de los rayos X o gama.

1.8. EL ROENTGEN

(a) De acuerdo con la definición, se obtiene una dosis de un roentgen en un punto, si los electrones de alta velocidad generados, en 0,001293 gramos de aire seco en ese punto producen a lo largo de su trayectoria 1 ues de iones de cualquier signo. Actualmente no se obtienen mediciones seguras midiendo esos iones. En su lugar se emplea el concepto de equilibrio electrónico de tal manera que se puede medir la ionización por 0,001293 gramos de aire. De acuerdo con este concepto, la ionización producida por fuera de una pequeña masa m por electrones de alta velocidad generados dentro de m , es compensada por la ionización producida dentro de m por electrones generados fuera de m (Fano, 1954).

(b) La emisión corpuscular no incluirá las contribuciones debidas a la radiación X o gama secundaria producida en aquella cantidad de aire en la cual sea generada la emisión corpuscular (electrón) referida a la misma. Esto proviene de una consideración de la definición actual del roentgen y del concepto de equilibrio electrónico.

(c) Se hace cada vez más difícil (debido a las limitaciones del equilibrio electrónico) determinar la dosis de exposición en roentgens conforme el cuantos de energía de la radiación X o gama se aproxima a valores muy altos. Con fines prácticos se considera arbitrariamente a 3Mev como el límite útil superior del espectro de energía para el cual el roentgen sería empleado.

1.9. DOSIS DE EXPOSICION POR UNIDAD DE TIEMPO (EXPOSURE DOSE RATE)

(a) La dosis de exposición en función del tiempo puede ser empleada para especificar un campo de irradiación o el rendimiento de una

fuentes de radiación X o gama, hasta 3Mev.

(b) Para cuantos de energías sobre 3Mev., el ICRU no se encuentra en la actualidad en una posición de realizar una recomendación firme acerca de la especificación del rendimiento de una fuente de radiación. Puede utilizarse ya sea la intensidad, o la dosis en función de tiempo absorbida en el punto máximo de la curva realizada en un modelo (phantom) bajo condiciones especificadas; esto último puede ser derivado de mediciones de ionización.

(c) Deberá puntualizarse que existen situaciones especiales donde la dosis por unidad de tiempo de exposición puede ser expresada en forma más explícita. Por ejemplo, cuando la dosis por unidad de tiempo de exposición no es constante durante el tiempo de irradiación, puede ser oportuno especificar también la dosis por unidad de tiempo instantánea de exposición. Se reconoce que el término "instantáneo" puede no siempre ser suficientemente explícito y que tal vez pudiera agregarse una observación aclaratoria que se refiera específicamente a una dosis por unidad del tiempo de exposición de radiación pulsante promediada sobre un pulso aislado.

II.- SIMBOLOS ADMITIDOS

2.1. RBE (EFECTIVIDAD BIOLOGICA RELATIVA). El RBE es empleado para comparar la efectividad de la dosis de radiación absorbida, suministrada en diferentes maneras. Comúnmente se la representa por el símbolo η . Esto significa que m rads suministrados por un procedimiento particular de radiación, producen una respuesta biológica idéntica a la producida por $m\eta$ rads suministrados por un procedimiento diferente.

La afirmación de que "la RBE de una radiación alfa en relación con radiación gama es 10", significa que m rads de radiación alfa producen una respuesta biológica particular en el mismo grado que $10m$ rads de radiación gama. Esto puede ser resumido como $\eta_{\alpha}^{\gamma} = 10$.

El concepto de RBE tiene una utilidad limitada debido a que la efectividad biológica de cualquier radiación depende de muchos factores. Por lo tanto la RBE de dos radiaciones en general, no puede ser expresado por un único factor sino que varía debido a la acción de muchos factores subsidiarios, tales como el tipo y grado del daño biológico (y por lo tanto con la dosis absorbida), la dosis en función del tiempo absorbida, su fraccionamiento, la tensión de oxígeno, el pH, y la temperatura.

2.2. LA DOSIS DE RBE (RBE DOSE) es numéricamente igual al producto de la dosis en rad y un valor convencional acordado a la RBE con respecto a una forma particular de efecto de radiación. El standard de comparación es la radiación X o gama que tienen un LET en el agua de 3keV/ μ suministrado en una cantidad aproximada de 10 rad/minuto.

2.3. La unidad de dosis de RBE es el rem. Este tiene la misma vaguedad inherente que el RBE midiendo los valores del RBE en forma convencional. Por lo tanto se recomienda que su empleo sea limitado a declaraciones relacionadas con protección contra radiaciones. Por ejemplo puede hacerse una proposición como la siguiente:

La dosis de RBE semanal permisible a todo el organismo, es 0,3 rem independientemente del tipo de radiación a la cual sea expuesta una persona.

En ocasiones en que los resultados hayan sido evaluados con otros valores que los convencionalmente acordados de RBE, los valores empleados deberán ser claramente establecidos.

En el caso de radiación mixta, se considera que la dosis RBE será igual a la suma de los productos de la dosis absorbida de cada radiación y su RBE:

$$\text{Dosis de RBE en rems} = \sum (\text{dosis absorbida en rads}) \times \text{RBE}$$

II.- GUIA PARA LAS APLICACIONES CLINICAS

3.- Especificación de Tratamiento con Radiaciones

Una especificación de tratamiento con radiaciones proveería información suficiente para hacer posible un análisis posterior y su publicación.

La especificación de las condiciones para el tratamiento con radiaciones será tal, como para hacer posible reproducir el tratamiento en todos sus aspectos físicos esenciales. La minuciosidad de estas especificaciones variará en la práctica, aunque deberían ser tan detalladas como fuere necesario.

3.1. RADIO TERAPIA (Beam therapy)

a. La índole de la radiación puede ser caracterizada convenientemente

estableciendo los siguientes factores:

- (1) La fuente y tipo de radiación empleados: Rayos X, rayos gama de Cobalto 60, radium, etc.; neutrones; electrones; u otras radiaciones.
- (2) El tipo de equipo; la energía máxima de los rayos X; la energía máxima de la radiación electrónica; la energía máxima de la radiación neutrónica; y las energías de la radiación gama proveniente de fuentes radiactivas.
- (3) Los filtros propios y los aplicados.
- (4) Para rayos X, la capa hemireductora (half-value-layer) en materiales tales como:

Aluminio.....	10 a 120 kv
Cobre.....	120 a 400 kv
Estaño o plomo.....	400 kv a 1 Mv
Plomo.....	por encima de 1 Mv

b. Al redactar el registro de la técnica, deberían incluirse los siguientes datos:

- (1) El número, dimensiones, forma y localización de los sitios de entrada.

O sino:

En radioterapia de movimiento, la forma y dimensión de la sección transversal del haz de radiación tomado en el eje de rotación de la radiación en relación con el paciente; el ángulo de inclinación del haz en relación con el eje de rotación, y el arco recorrido.

- (2) La localización de la fuente con respecto a cada sitio de entrada (distancia fuente-superficie y ángulo).

O sino:

En radioterapia de movimiento, la distancia desde la fuente al centro de rotación.

- (3) La naturaleza y métodos de empleo del material del "bolus".

- (4) El número total de sesiones (considerando a una sesión como un tratamiento o grupo de tratamientos en una visita).
- (5) El tiempo total sobre el cual se distribuyen las sesiones.
- (6) La distribución del tiempo de las sesiones de tratamiento.
- (7) La duración de cada tratamiento, y además la dosis por unidad de tiempo de exposición en roentgens por minuto, o el rendimiento de la fuente, o la dosis por unidad de tiempo absorbida en rads por minuto, en algún punto apropiado.

c. Al realizarse el registro de la irradiación, deberían incluirse, siempre que fuera posible, los datos siguientes:

- (1) La dosis de exposición en roentgens en un lugar especificado⁵.
- (2) La dosis absorbida en la superficie en rads (incrementos diarios y total).
- (3) La dosis absorbida en la región de interés en rads (incrementos diarios y totales máximo y mínimo).
- (4) La dosis máxima absorbida, en rads, en cualquier otro tejido irradiado significativamente (incrementos diarios y total).
- (5) Todos los cálculos, realizados en forma tan completa como sea posible, incluyendo una descripción de las dimensiones y la localización del tumor o región de interés, y los datos pertinentes de dosis en profundidad. (los cálculos para pacientes, basados exclusivamente en mediciones realizadas en modelos (phantoms) pueden estar groseramente equivocados debido a la presencia de espacios con aire y hueso).

5 Para asegurar que las especificaciones de un tratamiento sean suficientemente completas cuando la dosis absorbida en rads es calculada a partir de la dosis de exposición en roentgens, es necesario establecer la dosis de exposición como: (1) la dosis de exposición en la superficie, en el aire, o (2) dosis de exposición en la superficie con retrodispersión (backscatter), o (3) dosis de exposición en alguna otra posición en el paciente, o (4) en terapia rotatoria, la dosis de exposición en el aire, en el eje de rotación.

- (6) Otros factores que pudieran requerirse en terapia de movimiento, terapia puntual (particle-beam therapy) con rayos X y radiación gama.

3.2. EMPLEO SUPERFICIAL, INTRACAVITARIO E INTERSTICIAL DE SUBSTANCIAS RADIATIVAS.

Deberá registrarse lo siguiente:

- a. La descripción del tratamiento en forma suficientemente detallada como para permitir la duplicación o repetición de la técnica.
- b. Las características físicas del nucleído, incluyendo el período y tipos y energías de la radiación emitida.
- c. La naturaleza y espesor del material (incluyendo la filtración) atravesado por la radiación antes de alcanzar los tejidos.
- d. La actividad inicial del nucleído empleado, expresada en milicurios, su distribución espacial, y el tiempo total por aplicación.
- e. El número y fechas de aplicaciones.
- f. La duración total del tratamiento.
- g. Una descripción de las dimensiones y localización del área o volumen de interés.
- h. La dosis absorbida en rads (incremento por tratamiento y total) en la región de interés y en cualquier otro tejido que resulte significativamente expuesto.

3.3 TRATAMIENTO SISTEMICO POR SUBSTANCIAS RADIATIVAS

Deberá registrarse lo siguiente:

- a. La descripción del tratamiento en forma suficientemente detallada como para permitir la duplicación o repetición de la técnica.
- b. La naturaleza física y química del nucleído, incluyendo su período y tipo y energía de las radiaciones emitidas.
- c. La actividad del nucleído, en milicurios, en el momento de su administración,

- d. La naturaleza, y si fuera posible, el volumen (o peso) del tejido de interés y el tejido con la concentración máxima del nucleído.
- e. La vida media efectiva y la pauta de distribución en los tejidos de interés, en la forma más completa posible.

3.4. ESQUEMA DE TRATAMIENTO

Aunque sería deseable concordar en la forma de prescripción y registro de un tratamiento dado, no parece muy probable que ello sea aceptado o empleado internacionalmente. Por otra parte parece que no existe predisposición para aceptar una presentación uniforme para un esquema de tratamiento. El empleo de tal esquema sería educativo y facilitaría el intercambio de información.

Un esquema de tratamiento recomendable figura en el Apéndice I.

4. CONSIDERACIONES SOBRE LA DOSIS ABSORBIDA Y DOSIS DE EXPOSICION DE LA RADIACION X Y GAMA.

Las definiciones incluidas en la sección 1 se han realizado en la forma más rigurosa posible; esperando que el contenido de esta sección haga más claro su significado, y facilite su empleo clínico.

4.1. LOS CONCEPTOS DE DOSIS ABSORBIDA Y DOSIS DE EXPOSICION.

Parece oportuno realizar una distinción precisa entre la radiación X o gama a la cual un paciente o un objeto pueden estar expuestos, y la energía absorbida proveniente de la radiación, siempre que esta energía sea utilizable localmente en un paciente o en un objeto. La primera, que constituye una medida del campo de radiación, es denominada dosis de exposición, y es medida en roentgen. La última, que es determinada por el campo de radiación y por la composición del objeto irradiado, es denominado dosis absorbida y es expresada en rads. La dosis absorbida puede ser calculada a partir de la dosis de exposición, de otras mediciones de ionización, de la luminiscencia, y de efectos químicos; o también medida directamente por métodos calorimétricos. Debido a que el efecto biológico de las radiaciones ionizantes presumiblemente provenga sólo de la energía impartida a la materia, es evidente que el efecto biológico estaría correlacionado más estrechamente con la dosis absorbida que con la dosis de exposición. El término "dosis absorbida" es empleado para distinguirlo de las varias "dosis" has

ta ahora expresadas a menudo en roentgens. El término "dosis de exposición" reemplaza al término "dosis" empleado en las recomendaciones de 1953, para distinguirlo más claramente de la "dosis absorbida"; en vista de su existencia en la práctica clínica durante mucho tiempo, y su empleo en las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica y los códigos nacionales para protección contra radiaciones, se consideró conveniente retener en esta expresión la palabra "dosis".

Que la dosis absorbida ofrece un cuadro más real de la situación actual, puede ser ilustrado por el ejemplo de que aunque el hueso adyacente a los tejidos blandos puede ser expuesto a la misma dosis de exposición (expresada en roentgens), que en los tejidos blandos, su dosis absorbida expresada en rads puede ser más de tres veces mayor para la composición media del hueso⁶.

4.2. EL CONCEPTO DEL ROENTGEN

En muchas circunstancias la dosis absorbida puede ser calculada fácilmente a partir de los valores medidos en dosis de exposición. Por lo tanto el roentgen empleado como una unidad práctica de exposición a rayos X o gama permanecerá como una base para dosimetría práctica.

Ciertos aspectos del concepto del roentgen pueden ser comprendidos más claramente a partir de lo siguiente:

a. De acuerdo con la definición del roentgen, la ionización del aire en ues producida por los electrones de alta velocidad liberados por el haz de fotones por 0,001293 gramos de aire seco (1 cm³ en TPN) es igual al número de roentgens. Actualmente los electrones de alta velocidad generados en un volumen determinado de aire, corrientemente producen parte de su ionización por fuera de tal volumen. Sin embargo, algunos de los electrones energéticos formados por fuera de dicho volumen también contribuyen a la ionización dentro del mismo. Por lo tanto la pérdida de ionización que ocurre en el volumen determinado puede ser parcial o totalmente compensado por la ganancia de ionización simultánea obtenida. Una medición en roentgens

⁶ La relación o razón de rads a roentgens es la mayor para fotones de baja energía donde el recorrido de los electrones es corto. Las fluctuaciones pronunciadas en la composición atómica sobre distancias pequeñas pueden explicar las relaciones pequeñas obtenidas experimentalmente (Woodard y Spiers, 1953).

requiere una compensación completa. Se obtiene esta compensación en una cámara de ionización aire-libre (free-air ionization chamber) proporcionando un volumen de aire suficiente por delante (corriente a rriba en el haz del fotón) y por detrás (corriente abajo) del volumen de medición para tal compensación, y un espacio colector suficiente a los costados para obtener una utilización completa de la energía de los electrones de alta velocidad. En una cámara de cavidad, la compensación es conseguida rodeando al volumen de medición con una capa de material sólido (equivalente-aire ideal). Sin embargo este material que rodea al volumen de medición produce también fotones secundarios (aniquilación, característicos o dispersos) que pueden a su vez producir electrones de alta velocidad que contribuyen a la ionización en el volumen de medición. Además este material limitante, atenúa al haz de fotones. Si el instrumento de medición es utilizado como un dispositivo absoluto, debe realizarse una corrección para las contribuciones de los fotones secundarios y la atenuación, pero tales correcciones no se requieren si se calibra por medio de un instrumento de sensibilidad conocida.

b. Se hace cada vez más difícil (debido a las limitaciones de equilibrio electrónico) determinar la dosis de exposición en roentgens conforme el cuanto de energía de la radiación X o gama se aproxima a valores muy altos. A los fines prácticos se considera arbitrariamente a 3 Mev como el límite superior útil de la gama de energías con la cual sería empleado el roentgen.

c. Debe notarse en la definición del roentgen (Sección 1.8) que el roentgen es una dosis de exposición de radiación X o gama basada en la ionización en el aire, pero que no expresa una cantidad de ionización; no es una cantidad de ionización ni es una dosis absorbida en el aire.

4.3. LAS RELACIONES CUANTITATIVAS ENTRE DOSIS ABSORBIDA Y DOSIS DE EXPOSICION.

Este tema será tratado más ampliamente en la Sección 5. Se encuentran aquí incluidas algunas de las condiciones de aquella Sección para radiación X o gama.

Bajo condiciones de equilibrio electrónico, la dosis absorbida D , es proporcional a la dosis de exposición R de acuerdo a la relación $D = fR$. Cuando el medio absorbente es aire y W es 34 ev, f tiene el

valor de 0,87₇ rads por roentgen para todas las cualidades de radiación. Para otros materiales, f varía con la composición atómica del tejido y con la calidad de la radiación, lo cual será explicado en forma más completa en la Sección 5.

Algunos valores típicos de f en rads por roentgen se ofrecen en la Tabla 2 y la Figura 8 de la Sección 5.

En las zonas de transición donde las condiciones de equilibrio electrónico no son satisfechas, (p.e.: entre diferentes tejidos y sobre superficie-piel, superficie-hueso y superficie-cavidad) la dosis absorbida puede variar apreciablemente sobre distancias comparables con el alcance de los electrones secundarios. Este efecto es importante en unos pocos décimos de milímetro de límites tejido-hueso para rayos X de bajo y mediano voltaje, y en unos pocos centímetros para radiaciones de 20 Mev y más. Es también importante dentro de unos pocos milímetros ó centímetros de un límite aire-piel para terapia en megavoltios.

Se dan a continuación dos ejemplos que ilustran las diferencias entre dosis de exposición y dosis absorbida.

EJEMPLO 1

Potencial del tubo: 250 kv.

HVL : 1 mm. Cu

Factor de conversión (f) roentgen a rads = 0,95 en tejido blando; 1,76 en huesos (Ver Tabla 2, Sección 5).

Factor de retrodispersión : 1,36 (Glasser y Col., 1952)

Dosis de exposición en la posición
superficie de piel (sin retrodispersión) = 1000 roentgens

Dosis absorbida en tejidos blando
en la posición superficie de piel = $1000 \times 0,95 \times 1,36$ rads

Dosis absorbida en el nivel de isodosis de 80% en tejidos blandos no
vecinos al hueso = $0,80 \times 1000 \times 0,95 \times 1,36$ rads

Dosis absorbida en las células en o
cerca del hueso a un nivel de isodo
sis de 80% $= 0,80 \times 1000 \times 1,36 \text{ rads}$

En este caso f variará desde 1,76 en hueso (o en tejidos inmedia
tamente adyacentes al hueso), a 0,95 en tejidos ubicados en sitios más
distantes que el alcance de electrones desde el hueso. Un electrón de
250 kev tiene un alcance de aproximadamente 0,7 mm en tejidos. (Ver Fi
gura 9, Sección 5).

EJEMPLO 2.

En el caso de una radiación muy energética (p.e. Cobalto 60), la
radiación corpuscular producida por interacciones primarias es abruma
dora hacia adelante de tal manera que en la superficie del cuerpo o de
un modelo la situación corresponde a la representada en la Figura 1.

4.4. MEDICIONES DE RUTINA DEL RENDIMIENTO DE FUENTES DE RAYOS X O GAMA

El rendimiento de la fuente o equipo que emita radiación con cuan
tos de energías hasta de por lo menos 3 Mev puede ser convenientemen
te especificado por la dosis de exposición por unidad de tiempo (ex
posure dose rate) en roentgen por minuto o por segundo, en una posi
ción fija, y medido en aire preferiblemente libre.

Para cuantos de energías arriba de 3 Mev, en la actualidad el
ICRU no se encuentra en posición de realizar recomendaciones firmes.
Puede emplearse ya sea una medición calorimétrica de la intensidad en
watts por centímetro cuadrado o la dosis por unidad de tiempo absor
bida en un modelo bajo condiciones especificadas. El procedimiento
más práctico puede ser el de medir la dosis absorbida directamente en
un modelo de material de bajo número atómico y a tal profundidad que
la ionización medida se encuentre en su valor máximo, es decir, en el
punto máximo de la curva correspondiente. Corrientemente se coloca la
cámara de ionización en un bloque de lucite. El tamaño de este blo
que en general no puede ser especificado, pero esto puede ser determi
nado por experimentación. Debería tener una pared frontal lo suficien
temente gruesa como para dar la lectura de ionización máxima, y una
sección transversal con un área lo suficientemente grande como para
cubrir la totalidad del haz de radiación.

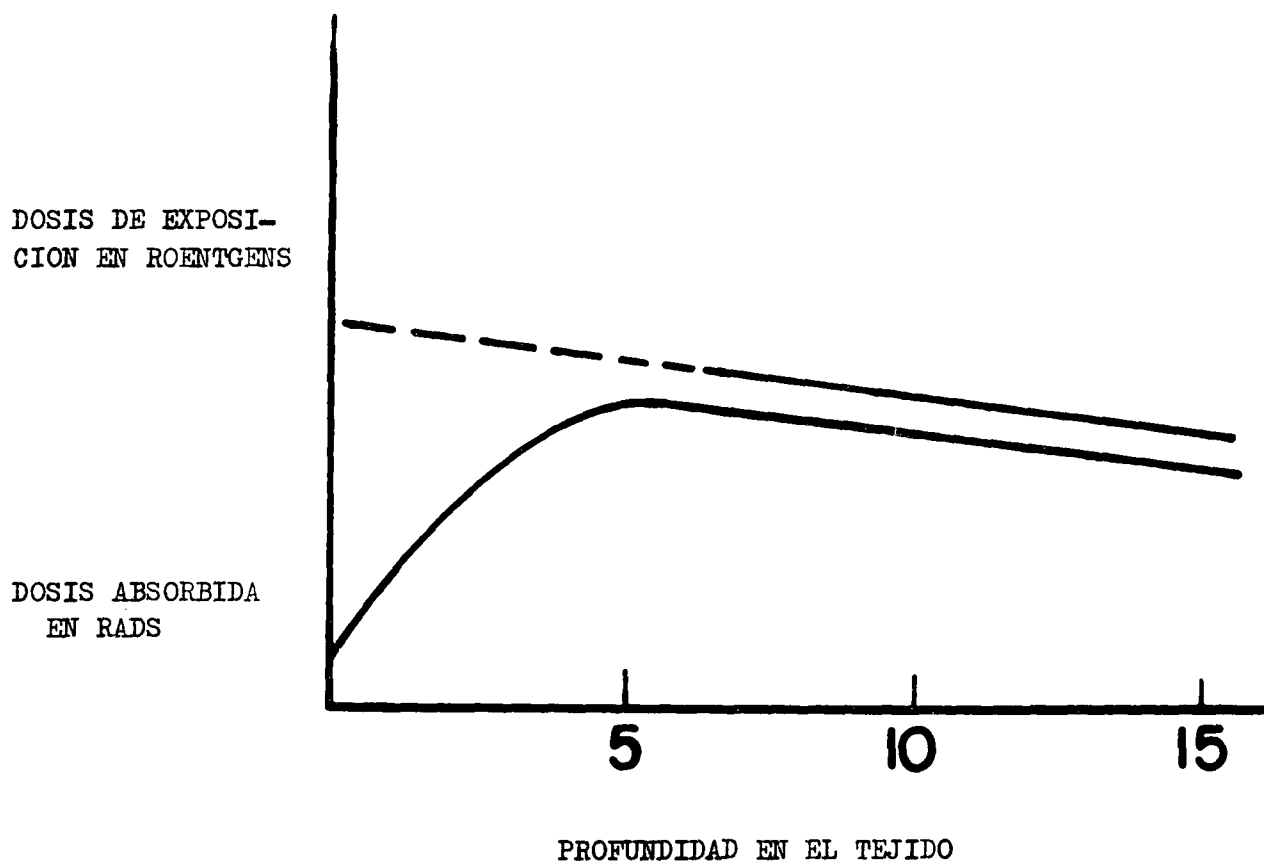


FIGURA 1.- Ejemplo para ilustrar la diferencia entre dosis de exposición y dosis absorbida para la radiación gama del Cobalto 60.

Las mediciones fueron realizadas cerca de una fuente puntual de Cobalto 60 (a una distancia corta comparada con el alcance de los electrones secundarios derivados de los rayos gama del Cobalto 60). La porción punteada de la curva de dosis de exposición, indica que las mediciones no son posibles a esa altura, pudiendo obtenerse esos valores por extrapolación.

III.- ASPECTOS FISICOS DE LA DETERMINACION DE LA DOSIS ABSORBIDA

5.- METODOS PARA CALCULAR LA DOSIS ABSORBIDA A PARTIR DE LA MEDICION DE LA IONIZACION.

5.1. PRINCIPIOS GENERALES

Aunque se reconoce claramente que la medición de la ionización no constituye el único método por el cual puede determinarse la dosis absorbida en rads, es sin embargo el método más comunmente empleado. Esta sección constituye una tentativa para resumir las técnicas usuales empleadas en tales mediciones y para tabular algunos de los datos necesarios para realizar tales cálculos. Aquellos constituyen una selección de la literatura corriente. Se anticipa que los trabajos experimentales futuros incrementan la seguridad con que se conozcan algunos de dichos datos. El ICRU proyecta publicar de tiempo en tiempo sus cifras revisadas.

En general la dosis absorbida puede ser estimada aplicando la relación entre la ionización producida en una cavidad llena de gas en el lugar de interés y en el material irradiado, y la energía impartida a la unidad de masa del material (Graig, 1936). Cuando la cavidad es suficientemente pequeña, el gas estará sometido a la misma corriente de partículas ionizantes que el material en consideración. Por lo tanto, la energía E_m en ergios absorbida por gramo del material está relacionada con la ionización por gramo del gas J_m por la ecuación:

$$E_m = J_m W s_m \quad (1)$$

Donde

W = energía promedio en ergios impartida por las partículas ionizantes que cruzan la cavidad, por pares iónicos formados;

s_m = relación entre la potencia de frenado de masa del medio y la del gas de la cavidad para esas partículas ionizantes.

Además la dosis absorbida D , puede ser representada como:

$$D = 0,01 E_m \text{ rad} \quad (2)$$

El valor de W en el aire para la radiación gama y rayos X se encuentra probablemente entre 33 y 35 electrón voltios. Se recomienda que se emplee en los cálculos vinculados a la radiación gama y rayos X con un cuanto de energía mayor de 20kv, un valor para $W = 34$ electron volts ($5,4 \times 10^{-11}$ ergios).

Los párrafos siguientes sugieren formas convenientes para aplicar la relación de cavidad a la medición de la dosis absorbida. Sin embargo antes de proseguir, será conveniente definir el significado del término "equilibrio electrónico" y describir las condiciones necesarias para su realización.

5.2. CONDICIONES DE EQUILIBRIO ELECTRONICO

El equilibrio electrónico existirá en un punto dentro de un medio irradiado si:

- (a) La intensidad y espectro de la radiación gama o X es constante a través de una región que se extiende en todas direcciones desde el punto a una distancia por lo menos tan grande como el alcance máximo de los electrones generados por la radiación y,
- (b) El coeficiente de absorción de energía (Ver Sección 5.4) y la potencia de frenado son constantes en el medio a través de la misma región que en (a).

Si pudieran llenarse las dos condiciones antedichas, por cada electrón que deja un volumen infinitesimal alrededor del punto, entra otro electrón de prácticamente la misma energía. Por lo tanto la energía disipada dentro del volumen será igual a aquella que habría sido disipada si todos los electrones originados allí hubieran disipado su energía totalmente dentro de ese volumen. Esta es por lo tanto una definición alternativa de equilibrio electrónico estricto.

La presencia de una pequeña cantidad de material extraño en o cerca del punto de interés (tal como el aire dentro de la cavidad de una cámara de ionización) no trastornará significativamente la realización de las condiciones de equilibrio electrónico siempre que la cantidad de material sea lo suficientemente pequeña de tal manera que sólo una parte despreciable de la energía absorbida dentro de ella provenga de interacciones directas de los rayos X o gama sobre dicho material.

Algunas situaciones típicas donde el equilibrio electrónico no se encuentra presente son:

- (a) Cerca de una fuente de radiación donde la intensidad cambia rápidamente.
- (b) En energías de radiación altas, donde los rayos gama o X se encuentran atenuados en el medio en forma apreciable, sobre una distancia igual al alcance medio de los electrones generados.
- (c) Cerca de los límites entre diferentes materiales tales como límites hueso-tejido o aire-tejido.

5.3. DOSIS ABSORBIDA EN EL AIRE EXPUESTO A RADIACION X O GAMA.

La dosis absorbida en un punto en el aire (en condiciones normales de temperatura y presión) o material "equivalente aire" que se encuentre rodeado totalmente por tal material en un espesor por lo menos igual al alcance de los electrones secundarios y expuestos uniformemente a 1 roentgen de radiación X o gama, es igual a:

$$\begin{aligned} & \left(\frac{1 \text{ ues}}{0,001293 \text{ gr. de aire}} \right) \times (2,082 \times 10^9 \text{ electrones/ues}) \times \\ & \times (34 \text{ ev/electrón (o par iónico)}) \times (1,602 \times 10^{-12} \text{ ergios/ev}) \times \\ & \times \left(\frac{1 \text{ rad}}{100 \text{ ergios /gr}} \right) = 0,87_7 \text{ rad} \end{aligned} \quad (3)$$

para todas las calidades de radiación X o gama con cuantos de energías mayores que 20kev, la gama de energía sobre el cual W se presume constante.

^Daire será considerado como la dosis absorbida en un punto en una masa extensa de aire bajo condiciones de equilibrio.

De esto se desprende que si cualquier cámara de ionización u otro instrumento de medición que haya sido calibrado en roentgens contra una cámara aire libre standard o de cualquier otra manera, registra bajo condiciones de equilibrio electrónico en la pared de la cámara, una dosis de exposición de R roentgens en cualquier situación, tendremos en la

misma situación

$$D_{\text{aire}} = 0,87_7 \text{ R rads} \quad (4)$$

5.4. DOSIS ABSORBIDA EN TEJIDO U OTRO MATERIAL EXPUESTO A RADIACION X O GAMA

La apreciación de la dosis absorbida ofrece dos problemas algo distintos dependientes de si puede considerarse o no el equilibrio electrónico. Ellos serán tratados en forma separada.

CASO I. Equilibrio electrónico

- (a) En el caso en que se disponga de una cámara de ionización que haya sido calibrada en roentgens para la calidad de rayos X considerada podrá medirse la dosis de exposición en roentgens en el lugar de interés. Las dimensiones de las cámaras de ionización serán lo suficientemente pequeñas para que el campo de radiación en el lugar de interés no cambie apreciablemente por la inserción de la cámara de ionización. El material con el cual está construida la cámara afecta a la ionización dentro de ella, pero esto se toma en cuenta al realizar su calibración.

Si la dosis de exposición en cualquier punto en el medio irradiado es R roentgen, la dosis absorbida en el medio en el mismo punto es tá dada por:

$$D_{\text{medio}} = D_{\text{aire}} \times \frac{(\mu_{\text{en}})_{\text{medio}}}{(\mu_{\text{en}})_{\text{aire}}} \quad (5)$$

$$= 0.087_7 \text{ R} \times \frac{(\mu_{\text{en}})_{\text{medio}}}{(\mu_{\text{en}})_{\text{aire}}} =$$

$$= fR \text{ rad} \quad (6)$$

donde (μ_{en}) , igual a $(\tau + \sigma_a + K)$, es definido como el coe-

ficiente de absorción de energía⁷ (en cm^2/gr) del medio o del aire a ser evaluado para el espectro total de la radiación X o gama que llega al punto de interés, y siendo f la dosis absorbida en rads por roentgen de dosis de exposición.

La Tabla I da valores de coeficientes de absorción de masa energía para cierto número de elementos y para el agua, aire, hueso y músculos.

La Tabla I contiene también valores de f en agua, músculos y huesos para energías monocromáticas del fotón⁸. Los valores promedios $\bar{f}$, resultante de f integrada sobre varios espectros primarios típicos (algunos medidos y otros calculados por la regla de Kramer (1923), están representados en la Tabla II y la Figura 8.

⁷ T_m , σ_a y K_m son los coeficientes de absorción de masa para el efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de par, respectivamente. Para los actuales propósitos esos coeficientes incluirían correcciones para pérdidas de energía producidas a través de la fluorescencia, radiación de aniquilación, y bremsstrahlung producidos por los electrones conforme son decelerados. Tales correcciones son descu-
riptas por Fano (1953) y son pequeñas para el alcance de energía aquí considerado. Los datos de la Tabla I suministrados por G. White (1956), incluyen esas correcciones.

⁸ Para huesos y músculos se expone la siguiente composición en por ciento por peso (de los datos de Joyet y col. (1953), excepto para la pequeña cantidad de Cl omitida).

ELEMENTO	MUSCULO (Estriado)	HUESO (Femur)
H	10,2	6,4
C	12,3	27,8
N	3,5	2,7
O	72,9	41,0
Na	0,08	-
Mg	0,02	0,2
P	0,2	7,0
S	0,5	0,2
K	0,3	-
Ca	0,007	14,7

Se consideró al aire como conteniendo 75,5% de N_2 , 23,2% de O_2 , y

(b) En el caso de que no pueda utilizarse una cámara de ionización calibrada, puede emplearse una cámara cavitaria con una pared de un material casi equivalente al aire tal como el carbón, como un dispositivo absoluto⁹. En este caso los cálculos de la dosis absorbida utilizan la forma general de la relación de cavidad incluyendo la potencia de frenado relativa del material de la pared y el aire

$$D_{\text{pared}} = 0,87_7 Q \left(\frac{S_{\text{pared}}}{S_{\text{aire}}} \right) \text{ rads,} \quad (7)$$

donde Q es la carga en ues transportada por los iones de cualquier signo producidos por centímetro cúbico de aire a 0° y 760 mm de Hg (en condiciones normales de temperatura y presión). Por lo tanto:

$$D_{\text{medio}} = 0,87_7 \left(\frac{S_{\text{pared}}}{S_{\text{aire}}} \right) \times Q \times \frac{(m_{\text{u en}})_{\text{medio}}}{(m_{\text{u en}})_{\text{pared}}} \text{ rads} \quad (8)$$

Los valores de s_m están dados en la Tabla 3¹⁰ para H, C, N, O, P, Ca y

1,3% A, por peso.

Los valores ofrecidos en la literatura para el contenido de calcio de varios huesos varían considerablemente. Por ejemplo: D'Ans y Lax (1949) dan un 20,2% de Ca para el cráneo, 14,5% para el fémur, y 15,2% para las costillas. Geigy (1955) da 11% Ca para huesos largos y costillas. Los datos de Joyet (1953) fueron elegidos en forma arbitraria como aproximadamente representativos de los huesos en general. Los errores provenientes de esta presunción no son probablemente mayores que aquellos resultantes de (a) descuidar la radiación dispersa al calcular f_{hueso} (Ver Tabla 2) y, (b) ignorar la estructura no homogénea del hueso).

- 9 Se presumirá a través de esta comunicación, a menos que sea específicamente establecida otra cosa, que las paredes de la cavidad son lo suficientemente gruesas como para excluir los electrones producidos externamente, y que la cavidad resulta pequeña en comparación con el alcance de muchos de los electrones presentes. En la región de rayos X de baja energía, este último requerimiento resulta difícil de satisfacer, y es preferible el método de la cámara calibrada al empleo de la cavidad como un dispositivo absoluto.
- 10 El promedio de potenciales de excitación, $I=13Z$ se emplearon en la fórmula de la potencia de frenado de Bethe para electrones (Segre 1953). (No fueron incluidas las correcciones de uniones atómicas). Esta elección de I está basada en una reciente revisión de mediciones existentes de potencia de frenado. (Caldwell, 1955; Sternheimer, 1956). Sin embargo, debe hacerse notar que existe actualmente en s_m una incertidumbre del orden de 1%.

agua en relación al aire (Nelms , 1956) no incluyendo correcciones para el efecto de densidad. Para el C, agua y un "tejido" compuesto de 13% de C y 87% de agua, los valores s_m son también considerados en la Tabla 3 con las correcciones del efecto de densidad¹¹ (Sternheimer, 1956)

En la Tabla 4 se exponen las relaciones de la potencia de frenado media para C, agua y "tejido" en relación con el aire. Ellas fueron obtenidas integrando las relaciones s_m sobre la energía de electrones desde casi cero a la energía inicial (monocromática) de los electrones¹².

Las Tablas 3 y 4 pueden ser empleadas aproximadamente también para protones, aplicando las Tablas a una energía de $1/1836$ de la del protón. Por ejemplo, un protón de 18,36 Mev tiene la misma velocidad (y por lo tanto está sujeto a casi la misma potencia de frenado) que un electrón de 10 kev.

En la Tabla 5a. se establecen la relación de potencia de frenado medio para C, agua y "tejido" en relación al aire, para el espectro de electrones Compton generados por rayos gama de Co60 y Cs137 incluyendo el efecto de densidad. Ellas fueron obtenidas por el siguiente cálculo:

$$\frac{\int_0^{T_m} A(T_0) \times T_0 \times \bar{s}_m(T_0) dT_0}{\int_0^{T_m} A(T_0) \times T_0 dT_0}, \quad (9)$$

donde $A(T_0)$ es el espectro numérico de los electrones Compton con energías T_0 en su origen, para Co60 (rayos gama de 1,250 kev) o Cs 137 (670kev). (Se muestran en las Figuras 4a. a f, espectros similares pa-

11 Los cálculos del efecto de densidad no fueron utilizables para los demás materiales, pero la magnitud de este efecto puede ser considerado para el Carbono y H₂O en la Tabla 3. Las correcciones de densidad han sido tomadas de Sternheimer, 1956 .

12 s_m en las ecuaciones (7) y (8) pueden ser evaluadas a una energía promedio para el espectro de electrones que cruzan la cavidad. Alternativamente, s_m puede ser integrado como ocurre en la Tabla 4 para obtener el valor promedio $\bar{s}_m$. Hablando estrictamente, puede hacerse una integración ulterior sobre el espectro inicial de electrones producidos por rayos X o gama como ha sido hecho en la Tabla 5. Sin embargo será suficiente en muchos casos tomar la energía promedio inicial del electrón de la Figura 2.

ra otras energías de rayos gama). T_m es el valor máximo de T_o en el espectro, y $\bar{s}_m(T_o)$ es la relación de la potencia de frenado de masa media para cada valor de T_o , tomada de la Tabla 4. La Tabla 5b expone los valores de rad/(ues/cm³), la relación de dosis absorbida en el material de la pared con la ionización en una cavidad de aire en condiciones normales de temperatura y presión, las cuales fueron obtenidas de la Tabla 5a, multiplicando la cifra correspondiente por 0,877.

Todos los cálculos de la potencia de frenado fueron desarrollados bajo la presunción corriente de que los electrones se hacen más lentos o se van frenando, en una proporción continua, ignorando la producción de rayos delta. El efecto de esos rayos delta (Spencer y Fano, 1954 ; Spencer y Attix, 1955; Bursch, 1955) puede ser despreciado para cámaras cavitarias con paredes casi equivalentes al aire, particularmente en vista de la incertidumbre actual en s_m (Caldwell, 1955; Bakker y Segre, 1951; Mather y Segre, 1951), la cual es del orden del 1%.

(c) La información adicional que pudiera ser considerada útil para la evaluación de la dosis absorbida de la radiación X o gama, está expuesta en las Figuras 2 a 5 y en la Tabla 7. La Figura 6a. a c da alguna información sobre el LET (transferencia linear de energía).

Para muchos propósitos, será suficiente realizar las siguientes aproximaciones:

- (1) La energía media del fotón $h\bar{\nu}$ es numéricamente igual al 40% a 45% del kilovoltage aplicado al tubo en el caso de filtración moderada.
- (2) La energía inicial del fotoelectrón $\approx h\bar{\nu}$. La energía promedio inicial de los electrones de retroceso es $(\sigma_a/\sigma) h\bar{\nu}$, donde son el "verdadero" coeficiente de absorción Compton y el coeficiente Compton total respectivamente, de radiación con un cuanto de energía $h\bar{\nu}$. Un gráfico de $(\sigma_a/\sigma) h\bar{\nu}$ está representado en la Figura 2.

La energía promedio de los electrones y positrones resultantes de la producción de un par puede ser considerada $\approx (h\bar{\nu}/2 - 0,511)\text{Mev}$.

- (3) El promedio de energía instantánea del electrón (para propósitos de cálculo de relaciones de potencia de frenado $\bar{s}_m$) es aproximadamente el 40% de la energía inicial del electrón.

CASO II. Condiciones de equilibrio electrónico no satisfechas (por ejemplo: cerca de los límites tejido-aire o hueso-tejido)¹³

La ionización en este caso se mide en el lugar de interés en una cámara de ionización llena de aire teniendo paredes que son muy delgadas en comparación con el alcance de los electrones secundarios en el lugar de interés. Si las paredes son tan delgadas que implican una contribución despreciable a la emisión electrónica secundaria total que ioniza el aire en la cámara, el material constitutivo de las paredes no es importante, pero como esta condición es difícil de ser cumplida puede considerarse ventajoso construir las paredes con un material que se asemeje mucho en su composición al medio que lo rodea en forma inmediata. La profundidad de la cámara de ionización será pequeña en la dirección del gradiente de la dosis absorbida.

Si una carga Q es transportada por los iones de cualquier signo generados por unidad de volumen de aire a 0°C y 760 mm Hg, aplicando la relación general de cavidad tenemos

$$D_{\text{medio}} = \left[0,877 \cdot \left(\frac{s_{\text{medio}}}{s_{\text{aire}}} \right) \times Q \right] \text{ rads} \quad (10)$$

5.5 DOSIS ABSORBIDA DE RADIACION DE NEUTRONES RAPIDOS EN EL TEJIDO.

Será considerado aquí únicamente el caso donde existan las condiciones de equilibrio corpuscular para los protones de retroceso, debido a que el alcance del protón (su recorrido) generalmente es muy pequeño y por tanto existirá equilibrio en muchos casos. (Ver Sección 5.2. para condiciones similares de equilibrio electrónico).

Debido a que por una parte la dosis en función del tiempo absorbida en un tejido expuesto a un flujo dado de neutrones rápidos no está simplemente relacionada con la dosis en función del tiempo absorbida en

13 Se puntualizará que en tal región la distribución espectral de los electrones no está en equilibrio y por lo tanto no está dada por la recíproca de la potencia de frenado en el medio (despreciando los electrones secundarios) como se presume corrientemente. (Spencer y Attix, 1955). Sin embargo debido a que s_m para los materiales casi equivalentes al aire no varía rápidamente con la energía, puede ser evaluado aproximadamente presumiendo que se aplican condiciones de equilibrio (Ver Sección 5.2.).

el aire expuesto al mismo flujo de neutrones, y por otra parte, a que aproximadamente el 90% de la dosis absorbida en tejido es debido a protones de retroceso puestos en movimiento por colisión entre neutrones rápidos y átomos de hidrógeno, es muy conveniente emplear cámaras de ionización realizadas con materiales ricos en hidrógeno.

Una envoltura rígida puede ser recubierta con un espesor apropiado de una mezcla de gelatina que reproduce con cierta seguridad la composición de tejidos blandos (Rossi y Failla, 1950). Tales cámaras pueden ser completamente satisfactorias si se emplea para aislación el politetrafluoroetileno o ambar recubiertos con cerasina, a pesar del hecho de que la presión del vapor de agua en la cámara es alta. Sin embargo, en general es más conveniente emplear un plástico conductor¹⁴, más bien que la gelatina, y su elección en la práctica se hace entre el empleo del aire como el gas que es ionizado y un gas que se asemeja en su composición a las paredes, por ejemplo, etileno en polietileno. En el primer caso, se acostumbra a considerar que $W'_{\text{aire}} = 35 \text{ ev} = 5,6 \times 10^{-11}$ ergios, donde lo señalado con W' indica que las partículas ionizantes son protones. La aplicación de la relación de cavidad requiere un conocimiento de s_m . La distancia media que los protones tienen que cubrir para cruzar la cavidad debe ser pequeña en comparación con la longitud total de su recorrido (2mm para neutrones de 2Mev) para satisfacer la condición de cavidad. Por una parte el aire no contiene hidrógeno, y por la otra tiene un gran exceso de nitrógeno en comparación con el tejido. El nitrógeno contribuye con protones a través de la reacción $N^{14}(np)C^{14}$. Si el gas de relleno se asemeja a las paredes, $s_m = 1$. No existe la reacción $N^{14}(n,p)C^{14}$ en el gas, pero es necesario conocer W' para el gas en cuestión¹⁵.

(a) Cámara llena de aire hecha de un plástico conductor.

Mide la ionización cuando la cámara es expuesta a un haz de neutrones dentro del elemento de interés o de un modelo que represente a este tejido. Consideremos que los iones de cualquier signo que son producidos en las cámaras (en condiciones normales de temperatura y

14 Tales plásticos que tienen una composición atómica de aproximadamente 10,1% de hidrógeno, 3,5% de nitrógeno y el resto de carbono; pueden ser obtenidos comercialmente y pueden ser también modelados en una variedad de formas.

15 s_m puede necesitar ser ajustado para permitir una corrección por efecto de densidad (Sternheimer, 1956).

presión) transporten una carga Q iones/cm³.

La dosis absorbida en el material de la pared puede ser calculada por la relación:

$$D_{\text{pared}} = Q \times 0,90 \left(s'_m \right)_{\text{pared}} \frac{16}{\text{aire}} \text{ rad} \quad (11)$$

donde s'_m es la potencia de frenado por unidad de masa para los protones generados por el flujo neutrónico, o más estrictamente, el promedio ponderado de potencia de frenado para todos los núcleos de retroceso. La dosis absorbida en el tejido por lo tanto será

$$D_{\text{tejido}} = D_{\text{pared}} \times \frac{\sum \sigma_i k_i N_i \text{ tejido}}{\sum \sigma_i k_i N_i \text{ pared}} \quad (12)$$

donde σ_i es la sección eficaz de dispersión para la i^{a} clase de átomos, k_i es la pérdida de energía fraccional promedio con la i^{a} clase de átomos, y N_i es el número por unidad de masa de la i^{a} clase de átomos.

La Tabla 6 expone los valores de $(\sigma \times k)$ para H, C, N, O, S y P, para energías de neutrones entre 1/10 y 10 Mev (Hughes y Harvey, 1955).

(b) Gas y paredes de composición semejante.

Mide la ionización cuando la cámara es expuesta al haz de neutrones dentro del tejido de interés o en un modelo que represente a este tejido. Consideremos los iones de cualquier signo que son producidos en la cámara (en condiciones normales de temperatura y presión) transportando una carga Q iones/cm³.

La dosis absorbida en el material de la pared (de acuerdo a la ecuación (1)), es igual a

$$D_{\text{pared}} = \frac{J_m}{100} \times W'_{\text{gas}} \text{ rads} \quad (13)$$

16 Nótese que el factor numérico es 0,90 en lugar de 0,877, debido a que W se presupone de 35 ev para protones en lugar de 34 ev empleada para electrones.

donde W'_{gas} es la energía en ergios para un protón para producir un par de iones en el gas. Cuando W'_{gas} es expresado en electrón-voltios y d_{gas} es la densidad del gas en electrones/cm³, tenemos que:

$$D_{\text{pared}} = 0,877 \cdot Q \left(\frac{W'_{\text{gas}}}{34} \right) \times \frac{3,89 \times 10^{20}}{d_{\text{gas}}} \quad (14)$$

d_{gas} está dado por $6,025 \times 10^{23} \cdot Z/A$, donde Z es el número atómico, A el peso atómico y d la densidad (gr/cm³) del gas en el momento de la medición, $3,89 \times 10^{20}$ es la densidad electrónica del aire en condiciones normales de temperatura y de presión. La dosis absorbida en el tejido por lo tanto está dada por la ecuación (12).

5.6. LA MEDICION DE LA DOSIS ABSORBIDA EN UN MEDIO EXPUESTO A NEUTRONES Y RADIACION GAMA Y X.

La medición de dosis total absorbida debido a haces mezclados de neutrones y rayos gama y X en un punto dentro de un medio donde existe equilibrio con las partículas secundarias de ambos tipos de radiación no presenta dificultades especiales. La cámara de ionización sería del tipo de pared gruesa, teniendo la misma composición como para la medición de radiación neutrónica. La dosis absorbida debe ser calculada con bastante seguridad a través de la ionización producida en esta cámara por la aplicación de la relación de cavidad ya descripta. Sin embargo ocurre cierta ambigüedad considerando los valores apropiados de W y s_m debido a que no son las mismas para las dos radiaciones. Si las contribuciones relativas a la dosis absorbida de neutrones y radiación gama, son aproximadamente conocidas, pueden emplearse los valores promedios ponderados de W y s_m . Si el material de la pared se asemeja con seguridad al medio de interés, $D_{\text{medio}} = D_{\text{pared}}$ y no se requiere ningún cálculo ulterior. Si la semejanza no es exacta, se da un paso adicional en la ecuación (11) para los neutrones, y se requerirá un paso como en la ecuación (8) para los rayos gama para obtener la dosis absorbida en el medio. Es necesario un conocimiento aproximado de las contribuciones relativas de neutrones y rayos gama para realizar esta última transformación.

Es generalmente necesario tanto en radiobiología como en física radiológica sanitaria, conocer la magnitud de la contribución de cada radiación separadamente de la dosis total absorbida. Se han empleado los siguientes procedimientos:

(a) La ionización es medida en el lugar de interés con dos cámaras de ionización de paredes gruesas, (1) teniendo paredes constituidas por un material rico en hidrógeno y (2) teniendo paredes constituidas por un material que no contenga hidrógeno, por ejemplo, grafito, aluminio, o politetrafluoroetileno.

El método para calcular separadamente la dosis absorbida en tejido debida a cada radiación ha sido descripta por Ebert y colaboradores (1955). Existen dos dificultades con este método. La primera es que la cámara para rayos gama responderá también a los neutrones. En el caso de una cámara de carbono- CO_2 la respuesta neutrónica (rads) es probablemente del orden del 10 al 20% de la respuesta de los rayos gama (rads), dependiendo de la energía de los neutrones (Hurst y col. 1956). La segunda dificultad es que la respuesta de los rayos gama de las dos cámaras es en general diferente especialmente para rayos gama de baja energía, haciendo por lo tanto difícil la técnica de sustracción a menos que sea conocida el espectro del rayo gama y la respuesta del rayo gama. La primera dificultad hace difícil medir la dosis absorbida de radiación gama en presencia de muchos neutrones y la segunda dificultad obstruye la medición de la dosis absorbida de neutrones en presencia de una intensa radiación gama.

Las contribuciones de los neutrones y rayos gama a la dosis absorbida pueden ser discriminadas en un contador proporcional por medio de la separación de pulsos grandes debido a retrocesos de neutrones, de los pequeños pulsos debido a los electrones secundarios provocados por la radiación gama. En el dosímetro de neutrones (Hurst, 1954), la ionización total debida a los protones de retroceso se mide separadamente en un contador proporcional de polietileno llenado con etileno registrándose el producto del conteo y la altura del pulso. Los pulsos pequeños debidos a electrones secundarios producidos por la radiación gama, son descartados. Al mismo tiempo, uno no puede evitar la pérdida de pequeños pulsos de neutrones. En el dosímetro de rayos gama (Caswell, 1957) los pulsos grandes debidos a retrocesos de neutrones se descartan electrónicamente, registrándose los pulsos de electrones secundarios debido a rayos gama y el producto de conteo y altura de pulso (análogo a la cámara de ionización carbono- CO_2) son también registrados. Este dosímetro es un contador proporcional de paredes de grafito lleno con He-CO_2 ; el helio agregado con CO_2 no constituye un gas de conteo apropiado.

A partir de la ionización total asociada con cualquier radiación puede calcularse la correspondiente dosis absorbida aplicando la relación de cavidad. En algunos casos puede ser más conveniente combinar un método de (a) con un método de (b).

Una variación de este método (Rossi y Rosenzweig, 1955) permite la medición de la dosis absorbida como una función de la transferencia lineal de energía.

(b) La contribución de los neutrones a la dosis absorbida puede ser calculada a partir de mediciones del número y longitud de las trayectorias de los protones de retroceso producida en la emulsión fotográfica bajo condiciones controladas.

(c) La dosis en función del tiempo absorbida de neutrones en cualquier medio puede ser calculada partiendo de un conocimiento del flujo y espectro de energía del haz de neutrones en el lugar de interés. Esas dos cantidades pueden ser deducidas de la actividad inducida de una serie de "detectores de umbral" de Pu^{239} rodeado por B^{10} , N_p^{237} , U^{238} , y S^{32} (Hurst y col., 1956).

5.7. LA DETERMINACION DEL VOLUMEN DE UNA CAMARA DE IONIZACION POR EXPOSICION A LA RADIACION GAMA.

En ciertas ocasiones, el volumen de una cámara de ionización no puede ser calculado de sus dimensiones si estas no son conocidas con seguridad. El volumen V, puede ser por lo tanto determinado midiendo la ionización total, (KV)ues, producido exponiendo a la cámara a una dosis de exposición, R roentgen, de radiación gama. La pared de la cámara de ionización sería lo suficientemente gruesa como para asegurar el equilibrio electrónico en su superficie interna. Las dimensiones de la cámara serían tales que el alcance de los electrones secundarios asociados con la radiación gama sea grande comparado con la profundidad de la cámara de ionización, por ejemplo, un centímetro para radiación de Co^{60} .

Por lo tanto puede calcularse V por la relación

$$V = \frac{(QV)}{R} \times \frac{(m \mu_{en})_{\text{Aire}}}{(m \mu_{en})_{\text{pared}}} \times (s_m)_{\text{pared}}^{\text{gas}} \times \frac{W_{\text{gas}}}{W_{\text{aire}}} \times \frac{3.89 \times 10^{20}}{e^+_{\text{gas}}} \times (1 + \alpha) \quad (15)$$

donde $(m \mu_{en})$ significa el coeficiente de absorción de energía (ver nota al pie 7) para la radiación gama empleada, mientras s_m y W son la relación de la potencia de frenado de masa y la energía por par iónico para los electrones secundarios asociados. Alfa es una corrección para la atenuación de la radiación gama por la pared de la cámara de ionización.

La relación puede simplificarse en el caso en que la cámara de ionización esté llena con aire y/o cuando el material de la pared y el gas sean semejantes para la radiación gama.

5.8. OTROS GRAFICOS Y TABLAS QUE CARACTERIZAN A LAS RADIACIONES X Y GAMA Y NEUTRONES Y SUS PARTICULAS SECUNDARIAS ASOCIADAS

(a) Espectro de rayos X primarios típicos. Las Figuras 3a a 3m presentan algunos espectros medidos de rayos X primarios típicos. No son de ninguna manera completas como para cubrir las combinaciones corrientes de kilovoltaje-filtración de rayos X, en parte debido al número limitado de mediciones espectrales actualmente disponibles. Sin embargo ellas demuestran que los cálculos teóricos pueden en algunos casos dar una apreciación útil de un espectro desconocido. Se incluye en la referencia una breve bibliografía de la literatura sobre espectro de rayos X.

Actualmente se dispone de muy pocos datos de espectro de rayos X que han sido degradados en su energía por dispersión en un modelo (Phantom) Una discusión de este problema junto con algunos resultados, son proporcionados por Cormack y col. (ref.63). Como primera aproximación, esta degradación de energía es ignorada corrientemente al computar la absorción de energía en tejidos pero puede ocurrir una subestimación considerable por este procedimiento, particularmente en el caso del hueso, para energías de rayos X en las cuales el efecto fotoeléctrico es importante. La figura 3m indica el cambio en el espectro total resultante de la radiación dispersa a una profundidad de 10 centímetros en un modelo de agua para rayos X de 400 kvp. $\bar{f}_{\text{hueso}}$ es 1,19 para el espectro total con un campo de 400 cm², comparado con 1,11 para el espectro primario, habiendo por lo tanto una diferencia de 25%. $\bar{f}_{\text{músculo}}$ es el mismo dentro de un 0,5% para aquellos dos espectros. Sería deseable, para experiencias ulteriores de este tipo, proveer tablas de factores de corrección para varios tamaños de campo, profundidades y cualidades de rayos X primarios. Ello podría por lo tanto ser aplicado a $\bar{f}_{\text{hueso}}$ tal como se expone en la Tabla 2 y la Figura 8 (calculado para el espectro primario), rindiendo un $\bar{f}_{\text{hueso}}$ dentro de un medio de dispersión con mucha más seguridad.

(b) Distribución típica de funciones para la energía inicial de electrones Compton. Las curvas mostradas en las Figuras 4a a 4f representan las distribuciones espectrales de electrones de retroceso producidas por cierto número de energías de rayos X monocromáticos. Ellas

pueden ser combinadas con espectros de fotoelectrones y par (en las energías donde ellos son importantes) para proporcionar las distribuciones espectrales totales iniciales de electrones.

(c) Funciones de distribución típica de electrones de frenado ("Slow - ingdown" electron). El espectro de electrones primarios producidos en un medio, bajo condiciones de equilibrio por el frenado continuo de electrones inicialmente monoenergéticos, está dado aproximadamente por la recíproca de la potencia de frenado del medio. La producción de electrones secundarios por colisiones ha sido calculada en forma aproximada para unas pocas energías iniciales. Las distribuciones espectrales de electrones resultantes con y sin secundarios son proporcionados en la Tabla 7 para tejidos, presumiendo que la producción de secundarios es la misma que en el grafito (Spencer y Fano, 1954; Spencer y Attix, 1955).

(d) Espectro típico de energías de neutrones. El espectro de energía de neutrones provenientes de la reacción D-Be con deuterones de 15-Mev incidentes sobre un blanco grueso de Be está representado en la Figura 5.

(e) Espectro típico de LET. La Figura 6a proporciona el espectro del LET para varias formas típicas de radiación. La figura 6b y 6c representan las distribuciones de LET para protones de retroceso producidos en agua por neutrones monoenergéticos. Las curvas de distribución adicionales de LET para haces de neutrones con mezcla de energía y para la absorción total de los neutrones en colisiones múltiples son proporcionadas por Boag (1954).

5.9. SATURACION EN MEDICIONES DE IONIZACION.

El fracaso para coleccionar todos los iones producidos en una cámara de ionización puede ser debido ya sea a una recombinación inicial o general. La cantidad de recombinación inicial depende del LET de la partícula ionizante y de la fuerza del campo colector y su dirección en relación con la trayectoria de la partícula. El mejor tratamiento de recombinación inicial es el realizado por Jaffe (1929) con modificaciones hechas por Zanstra (1935), y el realizado por Kara-Michailova y Lea (1940). La recombinación inicial no depende de la dosis por unidad de tiempo y corrientemente es sólo molesto para partículas lentas o altas presiones de gas.

La recombinación general puede ser tratada teóricamente en casos simples pero debe recalcar que la dificultad en conseguir la saturación es debido a menudo y principalmente a un diseño inapropiado de la cámara de ionización. Si existen regiones en la cámara donde la fuerza del campo es mucho más baja que el máximo, será difícil conseguir la saturación en esas regiones sin exceder la fuerza del campo permisible en el punto donde ocurre el máximo.

Para cámaras de ionización de planos paralelos uniformemente irradiados en una dosis por unidad de tiempo constante, puede realizarse una curva de saturación (Boag, 1956) como una función de la variable no dimensional $\xi = m (d^2 \sqrt{q/V})$, donde d es el espacio (cm), V el voltaje de colección (voltios), q la intensidad de ionización (ues/cm³-seg), y m es una constante que depende del tipo y densidad del gas. Esta curva es ilustrada en la Figura 7a donde $F(\xi)$ = eficiencia de la colección, y puede ser representado con una adecuada seguridad por la fórmula $F(\xi) = 2/(1 + \sqrt{1 + \xi^2})$. Para el aire a 760 mm y 20°C, la constante m tiene el valor de 15,9.

Para geometría esférica o cilíndrica en la cámara de ionización la curva de saturación dada se aplica aún, pero en lugar de d , se debe insertar $K(a-b)$, donde $(a-b)$ es el espaciamiento radial de los electrodos, y K es un factor de forma cuyo valor está dado en la Figura 7b.

La curva mencionada y la fórmula para $F(\xi)$ se aplica a radiación continua. En el caso de pulsos instantáneos de radiación (Boag, 1956) cuya duración es corta comparada con el tiempo requerido para coleccionar los iones, la variable no dimensional apropiada es $u = \mu (d^2 r/V)$ donde r es la densidad de carga por pulso (ues/cm³). En este caso la eficiencia de colección, $F(u) = (1/u) \log(1 + u)$. Para el aire 760 mm y 20°C, $\mu = 1.000$, $F(u)$ está dado gráficamente en la figura 7c para geometría plana. La extensión a la geometría cilíndrica y esférica involucra nuevamente los factores de forma K_c K_s de la figura 7b.

TABLA 1.- Valores de los coeficientes de absorción masa energía y el factor f.

Energía del Fotón	COEFICIENTE DE ABSORCIÓN MASA ENERGÍA (m μ en) cm ² /gr												$f = 0.87 \left[\frac{(\text{Energy})^2 \cdot (\text{mass})}{(\text{Energy})^2 \cdot (\text{mass})} \right]$						
	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	A	K	Cu	Agua	Aire	Musculo	Hueso	Musculo	Aire	Musculo	Aire
Mer																			
0.010	0.00992	1.94	3.42	5.50	15.4	20.9	40.1	49.7	62.0	77.0	88.8	4.89	4.66	19.0	4.96	0.92	3.58	0.93	
0.015	0.0110	0.517	0.916	1.49	4.43	6.09	11.9	15.2	19.4	24.6	28.9	1.32	1.29	5.89	1.36	0.86	4.00	0.87	
0.020	0.0133	0.303	0.560	0.860	1.77	2.47	5.00	6.41	8.31	10.5	12.5	0.823	0.816	2.51	0.544	0.84	1.27	0.82	
0.030	0.0186	0.592	1.02	1.63	0.482	0.684	1.45	1.85	2.46	3.12	3.75	0.147	0.147	0.743	0.154	0.87	4.43	0.91	
0.040	0.0230	0.896	1.465	0.700	0.194	0.274	0.570	0.731	0.974	1.25	1.52	0.0447	0.0440	0.365	0.0677	0.88	4.18	0.92	
0.050	0.0270	0.026	0.299	0.410	0.696	1.40	282	361	484	0.626	0.764	0.394	0.384	1.58	0.409	0.94	3.61	0.93	
0.060	0.03015	0.0213	0.244	0.304	0.637	0.845	1.66	214	284	367	443	0.394	0.384	0.292	0.679	0.91	2.94	0.93	
0.080	0.0362	0.0201	0.218	0.239	0.569	0.780	1.46	187	124	158	191	0.253	0.236	0.520	0.255	0.86	1.93	0.94	
0.10	0.0406	0.0213	0.232	0.232	0.599	0.834	1.50	0.809	0.725	0.869	1.11	0.252	0.231	0.386	0.252	0.85	1.47	0.95	
0.15	0.0485	0.0248	0.249	0.252	0.758	1.275	0.815	0.851	0.668	0.433	0.488	0.278	0.251	0.384	0.276	0.97	1.06	0.96	
0.20	0.0530	0.0267	0.267	0.271	0.865	1.277	0.832	0.810	0.802	0.336	0.367	0.367	0.238	0.382	0.267	0.98	0.98	0.97	
0.30	0.0573	0.0288	0.289	0.289	0.978	1.290	0.800	0.801	0.778	0.304	0.319	0.320	0.238	0.311	0.267	0.97	0.98	0.96	
0.40	0.0617	0.0285	0.286	0.286	0.983	1.285	0.800	0.801	0.774	0.299	0.308	0.329	0.236	0.316	0.266	0.97	0.98	0.96	
0.50	0.0669	0.0287	0.287	0.287	0.984	1.284	0.800	0.800	0.771	0.294	0.304	0.330	0.236	0.316	0.266	0.97	0.98	0.96	
0.60	0.0688	0.0286	0.286	0.286	0.983	1.283	0.800	0.800	0.770	0.291	0.301	0.329	0.236	0.315	0.266	0.97	0.98	0.96	
0.80	0.073	0.0288	0.289	0.289	0.976	1.285	0.800	0.800	0.761	0.282	0.290	0.321	0.236	0.316	0.266	0.97	0.98	0.96	
1.0	0.0556	0.0279	0.280	0.280	0.967	1.275	0.770	0.770	0.752	0.272	0.279	0.311	0.236	0.311	0.266	0.97	0.98	0.96	
1.5	0.047	0.0255	0.255	0.255	0.943	1.250	0.745	0.745	0.728	0.247	0.253	0.283	0.235	0.270	0.266	0.97	0.98	0.96	
2.0	0.0404	0.0234	0.234	0.234	0.923	1.225	0.720	0.720	0.703	0.212	0.218	0.260	0.231	0.248	0.257	0.97	0.98	0.96	
3.0	0.0308	0.0204	0.205	0.205	0.900	1.199	0.696	0.696	0.683	0.193	0.198	0.227	0.213	0.219	0.225	0.97	0.98	0.96	
4.0	0.0351	0.0184	0.186	0.186	0.887	1.184	0.681	0.681	0.668	0.182	0.188	0.215	0.186	0.199	0.213	0.97	0.98	0.96	
5.0	0.0316	0.0170	0.172	0.172	0.873	1.173	0.673	0.673	0.660	0.176	0.183	0.200	0.173	0.186	0.200	0.97	0.98	0.96	
6.0	0.0288	0.0160	0.162	0.162	0.860	1.166	0.666	0.666	0.653	0.170	0.177	0.190	0.166	0.178	0.190	0.97	0.98	0.96	
8.0	0.0249	0.0145	0.148	0.148	0.848	1.154	0.654	0.654	0.641	0.165	0.172	0.185	0.165	0.178	0.185	0.97	0.98	0.96	
10.0	0.0222	0.0137	0.142	0.142	0.841	1.154	0.654	0.654	0.641	0.163	0.170	0.183	0.163	0.176	0.183	0.97	0.98	0.96	

TABLA 2.- Promedio de dosis absorbida por roentgen de dosis de exposición en agua, músculo y hueso, para varios espectros de rayos X primarios.

POTENCIAL del TUBO	FILTRO	CAPA HENDIDUC- TORA (HVL.)	ESPECTRO	$\bar{f} = (\text{rad/r})$		
				AGUA	MUSCULO	HUESO
<i>kv</i> 100-----	<i>mm</i> 0.18 Cu-	<i>mm</i> 0.25 Cu- or 5.5 Al.	medido (fig. 3c).	0.91	0.94	3.10
100-----	.18 Cu-	0.25 Cu- or 5.5 Al.	Kramers' (fig. 3e).	.91	.94	3.13
150-----	.075 Cu-	0.2 Cu--	Kramers'-----	.92	.94	2.69
200-----	.20 Cu-	.5 Cu--	Kramers'-----	.94	.95	2.05
250-----	.17 Cu-	1.0 Cu--	Kramers'-----	.95	.95	1.76
250-----	+3.0 Al. .9 Cu--	2.0 Cu--	Kramers'-----	.96	.96	1.42
280-----	+3.0 Al. -----	1.7 Cu--	medido (fig. 3f).	.96	.96	1.44
280-----	-----	2.5 Cu--	medido (fig. 3g).	.97	.96	1.22
280-----	-----	3.1 Cu--	medido (fig. 3h).	.97	.96 _s	1.13
400-----	-----	4.16 Cu-	medido (fig. 3m) (primario)	.97	.97	1.11

TABLA 3.- Potencia de frenado de masa en relación con el aire, (s_m)^a

ENERGIA CINETICA DEL ELECTRO- T	SIN EFECTO DE DENSIDAD						CON EFECTO DE DENSIDAD			
	H	C	N	O	P	Ca	AGUA	C	AGUA	TEJIDO
0.001	3.564	1.079	1.018	0.965	0.692	0.598	1.251	1.079	1.254	1.231
0.002	3.223	1.062	1.014	0.973	0.752	0.685	1.223	1.062	1.223	1.202
0.003	3.084	1.055	1.013	0.976	0.776	0.720	1.211	1.055	1.211	1.190
0.004	3.004	1.051	1.012	0.978	0.791	0.741	1.203	1.051	1.203	1.184
0.005	2.949	1.049	1.011	0.979	0.800	0.755	1.198	1.049	1.198	1.179
0.006	2.904	1.045	1.010	0.979	0.806	0.764	1.193	1.045	1.193	1.174
0.007	2.877	1.045	1.011	0.981	0.813	0.773	1.192	1.045	1.192	1.173
0.008	2.851	1.044	1.010	0.982	0.818	0.780	1.189	1.044	1.189	1.171
0.009	2.830	1.043	1.010	0.982	0.821	0.785	1.188	1.043	1.188	1.169
0.01	2.811	1.042	1.010	0.983	0.825	0.790	1.186	1.042	1.186	1.167
0.02	2.709	1.037	1.009	0.985	0.843	0.816	1.177	1.037	1.177	1.158
0.03	2.661	1.034	1.008	0.986	0.851	0.828	1.172	1.034	1.172	1.154
0.04	2.630	1.033	1.008	0.987	0.857	0.836	1.169	1.033	1.169	1.152
0.05	2.609	1.032	1.008	0.987	0.860	0.841	1.168	1.032	1.168	1.150
0.06	2.592	1.031	1.008	0.988	0.863	0.846	1.166	1.031	1.166	1.148
0.07	2.579	1.030	1.008	0.988	0.866	0.849	1.165	1.030	1.165	1.147
0.08	2.568	1.030	1.007	0.988	0.868	0.852	1.164	1.030	1.164	1.146
0.09	2.559	1.029	1.007	0.988	0.869	0.854	1.163	1.029	1.163	1.146
1	2.550	1.029	1.007	0.989	0.871	0.856	1.162	1.029	1.162	1.144
2	2.502	1.027	1.007	0.990	0.879	0.869	1.158	1.023	1.158	1.140
3	2.476	1.025	1.006	0.990	0.884	0.875	1.155	1.019	1.155	1.138
4	2.458	1.024	1.006	0.991	0.887	0.880	1.154	1.014	1.154	1.136
5	2.444	1.024	1.006	0.991	0.889	0.883	1.153	1.010	1.152	1.134
6	2.433	1.023	1.006	0.991	0.891	0.886	1.152	1.007	1.148	1.130
7	2.424	1.023	1.006	0.992	0.893	0.888	1.151	1.003	1.144	1.126
8	2.417	1.022	1.006	0.992	0.894	0.890	1.150	1.000	1.140	1.122
9	2.410	1.022	1.006	0.992	0.896	0.892	1.150	0.997	1.134	1.116
10	2.404	1.022	1.006	0.992	0.897	0.894	1.149	0.994	1.133	1.115
2	2.306	1.020	1.005	0.993	0.903	0.903	1.146	0.971	1.105	1.088
3	2.347	1.019	1.005	0.993	0.907	0.908	1.144	0.954	1.086	1.069
4	2.333	1.018	1.005	0.994	0.909	0.912	1.143	0.942	1.071	1.054
5	2.324	1.018	1.005	0.994	0.911	0.914	1.142	0.932	1.059	1.042
6	2.316	1.017	1.005	0.994	0.912	0.916	1.141	0.923	1.049	1.032
8	2.305	1.017	1.005	0.994	0.914	0.919	1.140	0.909	1.032	1.016
10	2.297	1.016	1.004	0.995	0.916	0.921	1.139	0.898	1.019	1.003

^a Potenciales de excitación medios.- I es considerado igual a 13Z (ver nota al pie 10).- Cortesía de A. Nelms (1956).

TABLA 4.- Potencias de frenado medias, en relación con el aire, $\bar{s}_m^a$

ENERGIA CINETICA ELECTRO- NICA INI- CIAL, T_0	INCLUYENDO EFECTO DE DENSIDAD		
	C	AGUA	"TEJIDO"
<i>Mer</i>			
0.002	1.070	1.238	1.216
.003	1.064	1.226	1.205
.004	1.060	1.220	1.199
.005	1.058	1.215	1.195
.006	1.055	1.212	1.191
.007	1.054	1.208	1.188
.008	1.052	1.206	1.186
.009	1.051	1.203	1.183
.01	1.050	1.202	1.182
.02	1.044	1.191	1.172
.03	1.041	1.185	1.166
.04	1.039	1.181	1.163
.05	1.038	1.179	1.160
.06	1.037	1.177	1.159
.07	1.036	1.175	1.157
.08	1.035	1.174	1.156
.09	1.034	1.173	1.155
.1	1.034	1.172	1.154
.2	1.030	1.166	1.148
.3	1.027	1.163	1.145
.4	1.024	1.161	1.143
.5	1.022	1.159	1.141
.6	1.020	1.158	1.140
.7	1.017	1.156	1.138
.8	1.016	1.154	1.136
.9	1.011	1.152	1.134
1.0	1.012	1.150	1.132
2	1.001	1.139	1.121
3	0.985	1.121	1.103
4	.976	1.110	1.093
5	.968	1.108	1.084
6	.961	1.093	1.076
8	.950	1.080	1.063
10	.940	1.070	1.052

^a Potenciales de excitación medios. I es considerado igual a 13Z.
(ver nota al pie 10)

$$\bar{s}_m = \frac{1}{T_0} \int_0^{T_0} s_m dT$$

Cortesía de A. Nelms (1956).

TABLA 5a.- Potencia de frenado de masa media en relación con el aire, integrado sobre el espectro de electrones Compton inicial producido por rayos gama del Co^{60} y Cs^{137} .

Fuente de Rayos gama	Grafito	Agua	"Tejido"
Co^{60}	1,01 ₆	1,15 ₅	1,13 ₇
Cs^{137}	1,02 ₆	1,16 ₂	1,14 ₅

TABLA 5b.- Dosis absorbida versus ionización en cavidad^a
(Rad en el material de la pared por ues/cm^3 en la cavidad, con aire (NTP)).

Fuente de Rayos Gama	Grafito	Agua	"Tejido"
Co^{60}	0,89 ₁	1,01 ₃	0,99 ₇
Cs^{137}	0,90 ₀	1,01 ₉	1,00 ₄

^a Estas cifras son iguales a las cifras correspondientes de la Tabla 5a multiplicadas por 0,87₇ rad/r. Cortesía de A. Nelms (1956).

TABLA 6.— Producto de la sección eficaz de dispersión (scattering) y el promedio de pérdida fraccional de energía, $\sigma \times k$ (barns)^a para neutrones que atraviesan varios elementos.

Energía	Elemento	H	C	N	O	P	S
	$k_b =$	0.500	0.1431	0.1254	0.1116	0.0611	0.0592
Mev							
0.1		6.3	0.66	(~.6)	0.39	0.21	0.42
.15		5.4	.63	0.51	.39	.15	.21
.2		4.8	.60	.46	.40	.13	.41
.3		3.95	.56	.40	.44	.15	.13
.4		3.45	.52	.36	.67	.13	.18
.5		3.1	.49	.30	.65	.17	.12
.6		2.8	.46	.20	.36	.14	.11
.8		2.4	.41	.23	.33	.15	.14
1.0		2.12	.39	.25	.89	(~.18)	.17
1.5		1.70	.30	.23	.25	(~.18)	.14
2		1.44	.24	.20	.18	.23	.17
3		1.14	.17	.21	.13	.23	.19
4		0.05	.27	.23	.21	.16	.17
5		.83	.19	.18	.13	.15	.15
6		.72	.14	.18	.16	.14	.15
8		.59	.21	.18	.13	.12	.12
10		.47	.16	.16	.13	.12	.11

^a σ es la sección eficaz de dispersión. Los valores $\sigma \times k$ entre paréntesis son estimaciones aproximadas, no habiendo sido medidas las secciones eficaces. Ver ecuación (12) para la aplicación.

^b k es la pérdida de energía fraccional promedio del neutrón. Estos valores consideran que la sección eficaz total es en su totalidad para dispersión elástica, isotópica en el sistema "centro de masa". Los errores introducidos en base a esta presunción (la cual es estrictamente verdadera sólo para el hidrógeno) serían pequeños en esta gama de energías.

TABLA 7.- Distribuciones espectrales aproximadas de electrones de frenado (slowing-down electrons), en tejido.

ENERGIA CINETICA DEL ELECTRON T_a	DISTRIB. ESPECTRAL DE LOS ELECTRO- NES SIN CONSIDE- RAR LOS SECUN- DARIOS	DISTRIBUCION ESPECTRAL DE LOS ELECTRONES, IN- CLUYENDO LOS SECUNDA- RIOS. (g/cm ²)/Mev			ENERGIA CINETICA DEL ELECTRON T_a	DISTRIB. ESPECTRAL DE LOS ELECTRO- NES SIN CONSIDE- RAR LOS SECUN- DARIOS	DISTRIBUCION ESPECTRAL DE LOS ELECTRONES, IN- CLUYENDO LOS SECUNDA- RIOS. (g/cm ²)/Mev		
		$T_0 =$ 1.308 Mev	$T_0 =$ 0.654 Mev	$T_0 =$ 0.327 Mev			$T_0 =$ 1.308 Mev	$T_0 =$ 0.654 Mev	$T_0 =$ 0.327 Mev
Mev	(g/cm ²)/Mev				Mev	(g/cm ²)/Mev			
0.001	0.00825				1	.244	.346	.283	.251
.002	.01323				2	.360	.410	.371	.360
.003	.01770	0.474	0.257	1.138	3	.427	.453	.427	.427
.004	.0219	.439	.237	.120	2	.469	.480	.469	
.005	.0260	.410	.225	.124	5	.495	.498	.495	
.006	.0298	.304	.218	.121	6	.514	.514	.514	
.007	.0336	.383	.212	.119	7	.527	.527		
.008	.0372	.371	.206	.118					
.009	.0408	.361	.202	.117	8	.535	.535		
.01	.0443	.355	.198	.116	9	.542	.542		
					1	.546	.546		
.02	.0760	.315	.187	.127	2	.551			
.03	.1038	.303	.197	.144	3	.543			
.04	.1289	.305	.200	.160					
.05	.1518	.310	.223	.176	4	.535			
.06	.1730	.317	.235	.194	5	.528			
					6	.522			
.07	.1926	.324	.247	.208	8	.514			
.08	.211	.331	.250	.224	10	.507			
.09	.228	.337	.270	.237					

a

Para cualquier valor de T en la columna 1 a partir de la energía inicial T_0 , la segunda columna proporciona la distribución espectral de electrones relativa (sin electrones secundarios) a valores de T más bajos, que constituye la energía degradada de los electrones. Las columnas 3, 4 y 5 proporcionan las distribuciones espectrales relativas para energías iniciales de 1,308, 0,654 y 0,327 Mev respectivamente incluyendo a los electrones secundarios.

b

T_0 es la energía inicial de los electrones primarios.

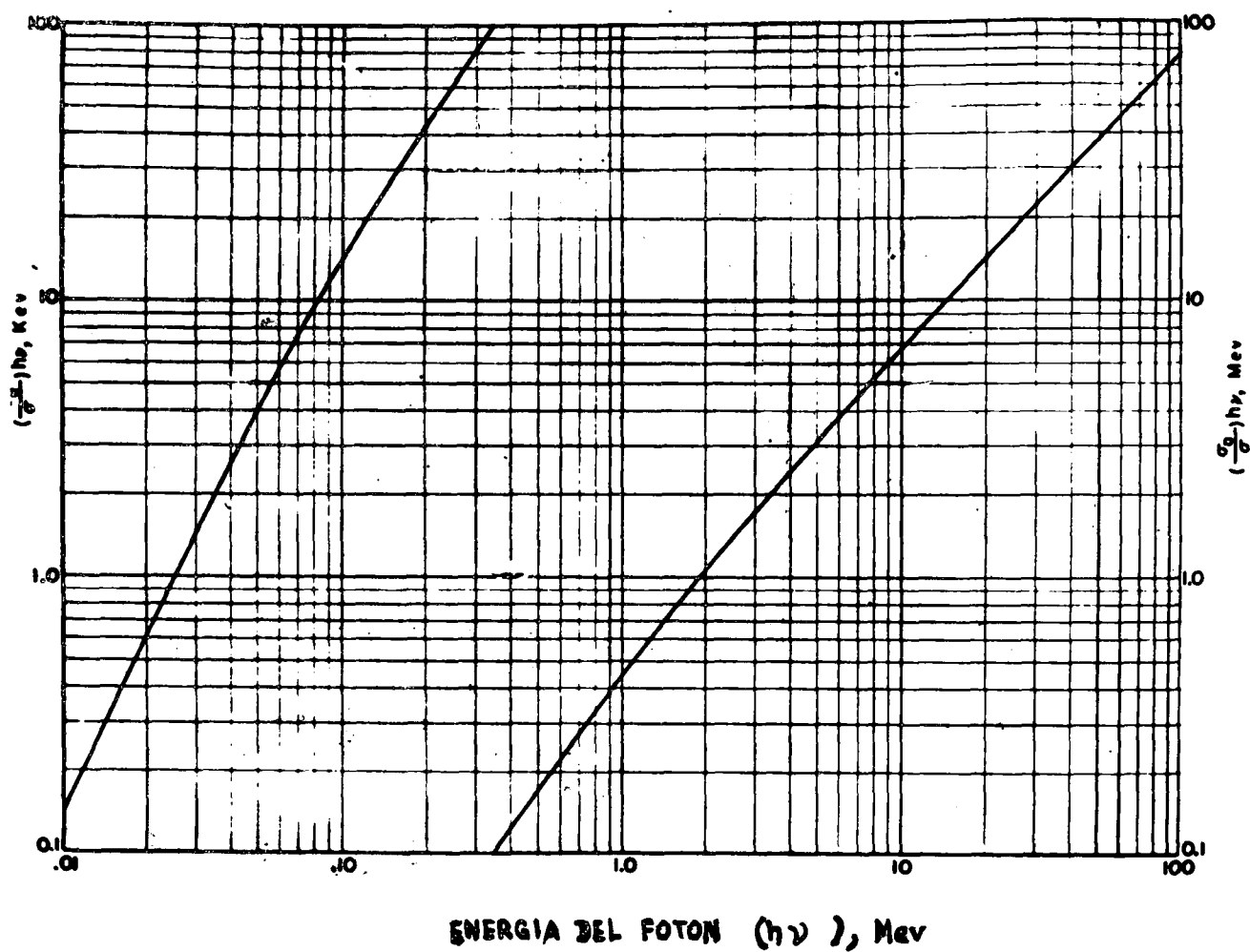


FIGURA 2.- Gráfico de $(\frac{\sigma_0}{\sigma})h\nu$, la energía inicial media de los electrones Compton de retroceso producidos por rayos gama monocromáticos de cuantos de energía $h\nu$.

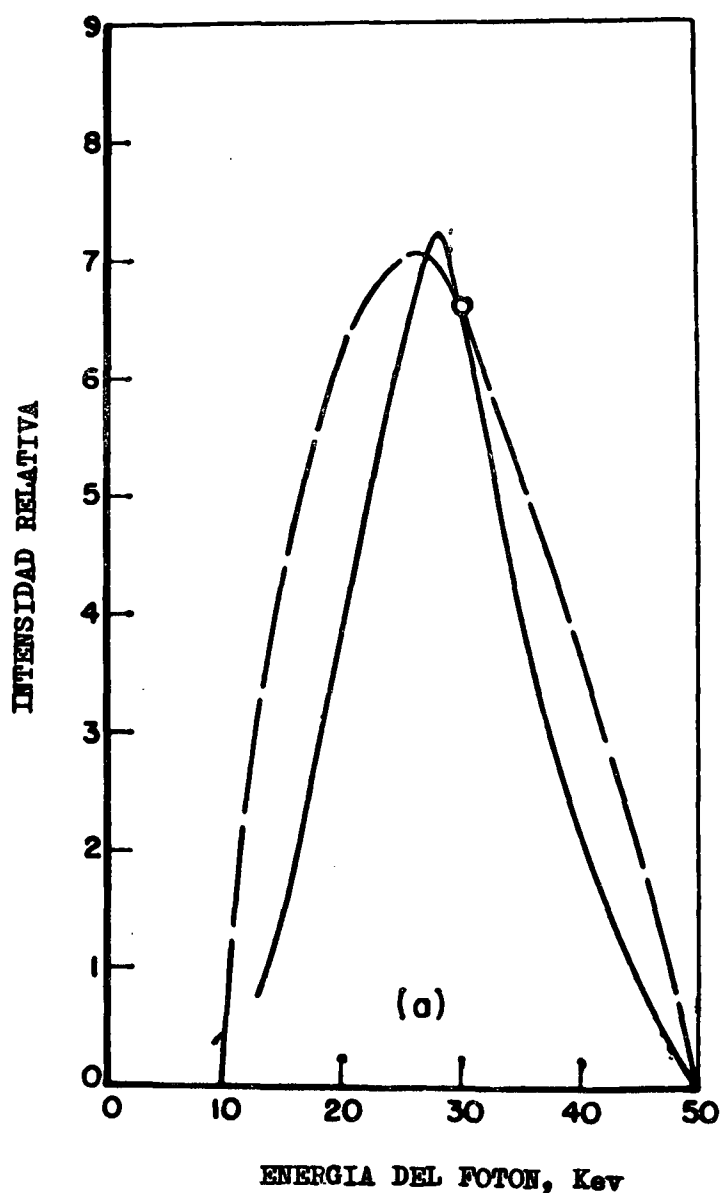


FIGURA 3a.- Espectro de rayos X obtenido con un potencial de tubo de 50-kv, y una filtración de 0,5 mm de Al.

Curva de línea continua: medida por medio del espectrómetro de centelleo (la ordenada es la energía del fotón, multiplicada por el número de fotones de esa energía) (Ehrlich, 1955,1956).

Curva de línea interrumpida: Espectro calculado por el método de Kramers (1923).

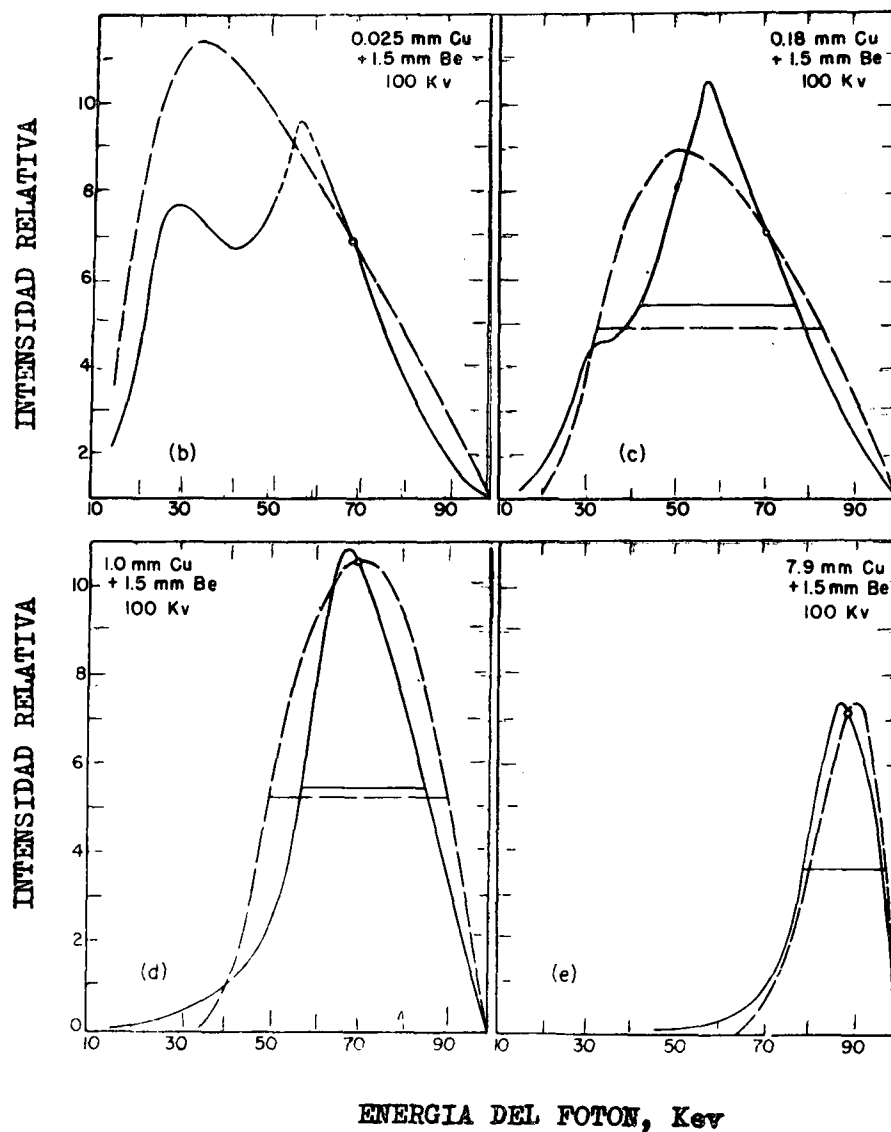


FIGURA 3b al 3e.- Espectro de rayos X obtenido con un potencial de tubo de 100-kv, con filtración de 1,5 mm de Be más varios espesores de Cu.

Curvas de línea continua: Medidas por medio de un espectrómetro de centelleo (la ordenada es la energía del fotón multiplicada por el número de fotones de esa energía (Ehrlich, 1955,1956).

Curvas de línea interrumpida: Espectro calculado por el método de Kramers (1923).

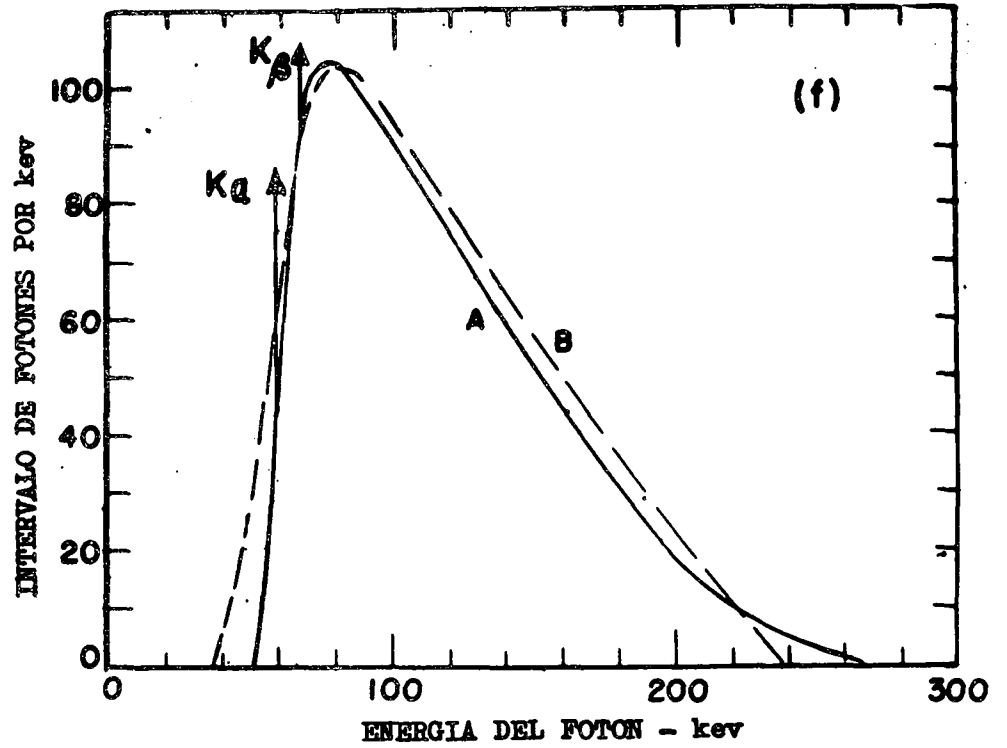


FIGURA 3f.-

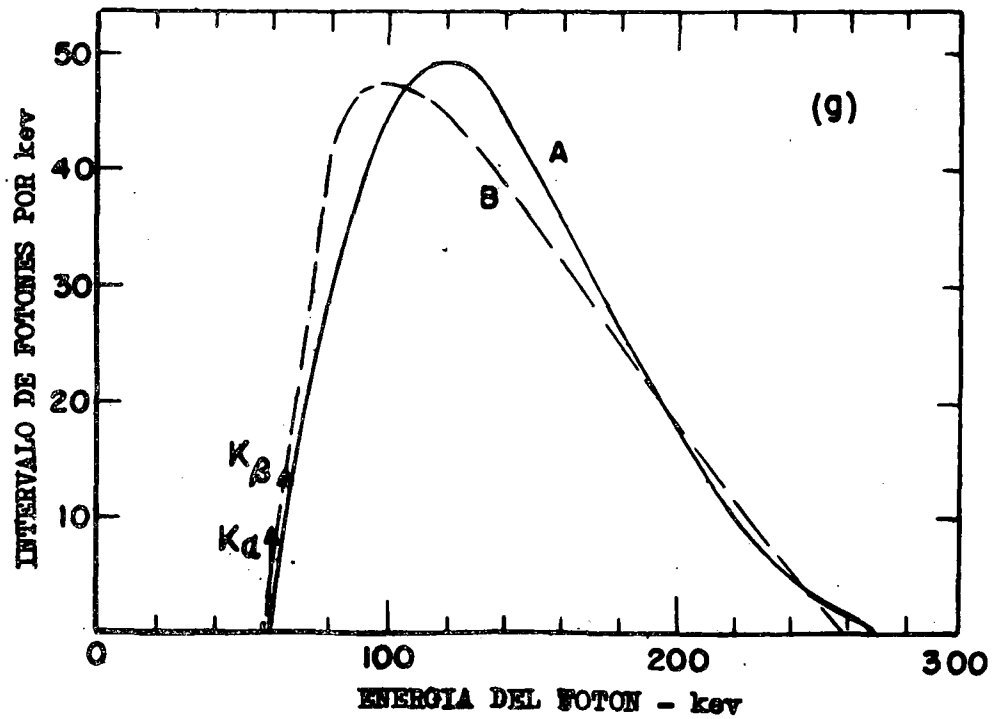


FIGURA 3g.-

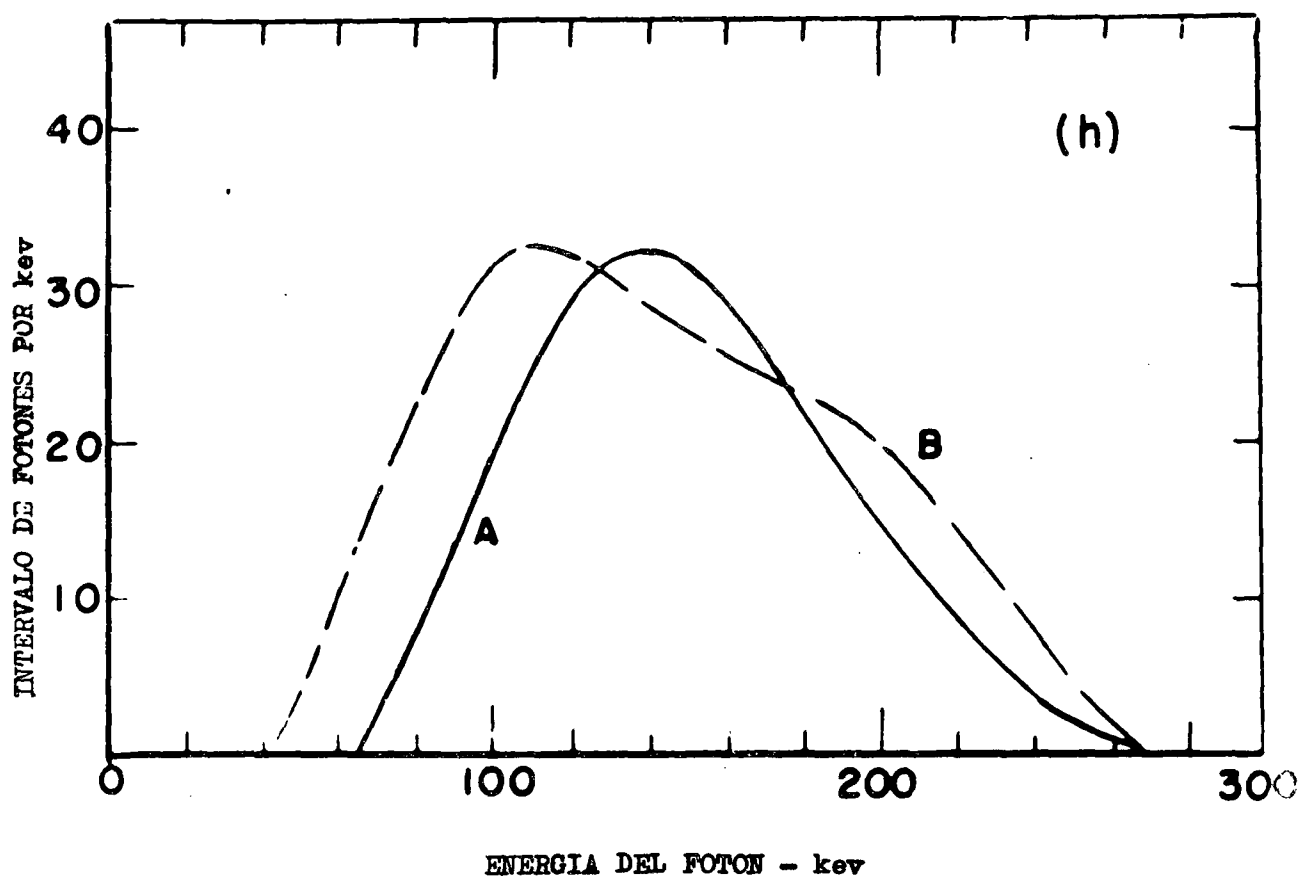


FIGURA 3h

FIGURAS 3f a 3h.- Espectro de Rayos X (en intervalo de fotones/kev) obtenidos con un potencial de tubo de 280 kvp con filtración de cobre en capas hemireductoras de 1,7 mm, 2,5 mm, y 3,1 mm, respectivamente.

Curvas de línea continua: Medida por medio de espectrómetro de centelleo (Cormack, 1955).

Curvas de línea interrumpida: Espectro obtenido del análisis de dato de absorción, empleando el método de Greening (1947).

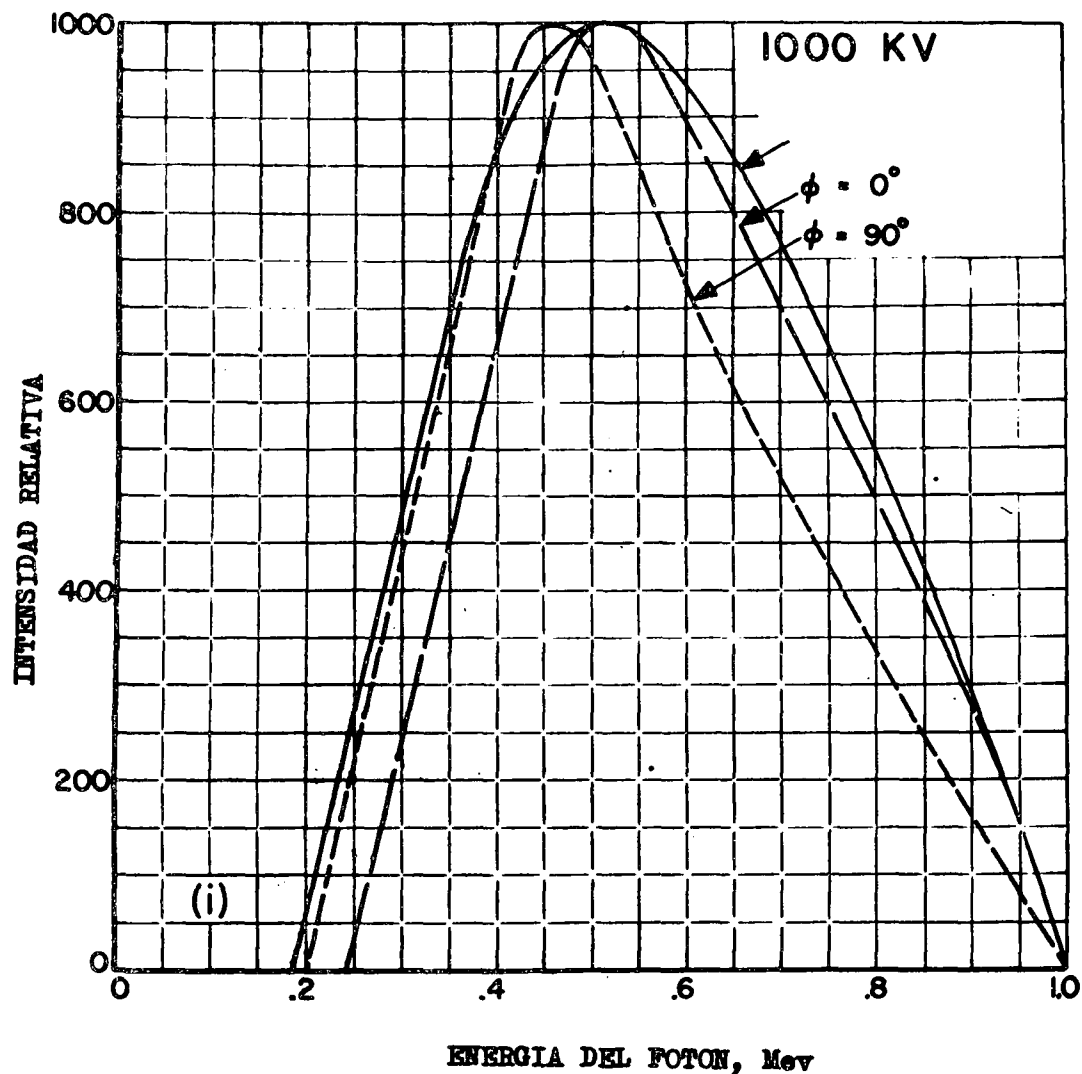


FIGURA 3i.- Espectro de Rayos X obtenido con un potencial de tubo de 1000-kv.

Filtración: 2,8 mm W+2,8 mm Cu+16,7 mm de agua+2,1 mm de bronce.

Curvas de línea interrumpida: Espectros medidos con espectrómetro Compton (la ordenada es la energía del fotón multiplicada por el número de fotones de esa energía) (Miller y col., 1954). Los ángulos se refieren a la dirección de los rayos X en relación con la dirección inicial de los electrones.

Línea continua: Espectro calculado por el método de Kramers (1923).

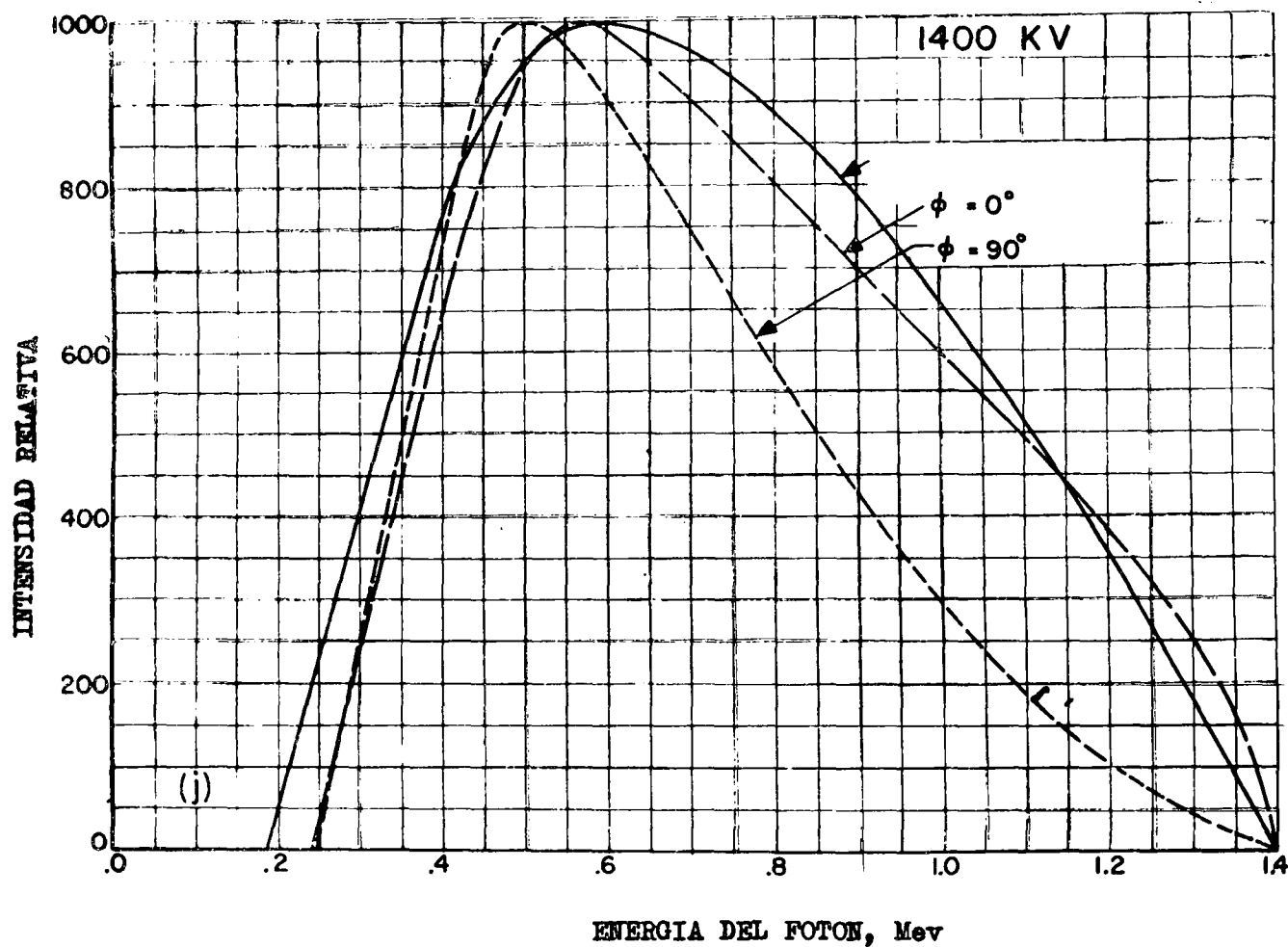


FIGURA 3j.— Espectro de rayos X obtenido con un potencial de tubo de 1000-kv.

Filtración: 2,8mm W + 2,8mm Cu + 18,7mm de-agua + 2,1mm. de bronce.

Curvas de línea interrumpida: Espectros medidos por medio del espectrómetro Compton (la ordenada es la energía del fotón multiplicada por el número de fotones de esa energía) (Miller y col., 1954). Los ángulos se refieren a la dirección de los rayos X en relación con la dirección inicial electrónica.

Curva de línea continua: Espectro calculado por el método de Kramers (1923).

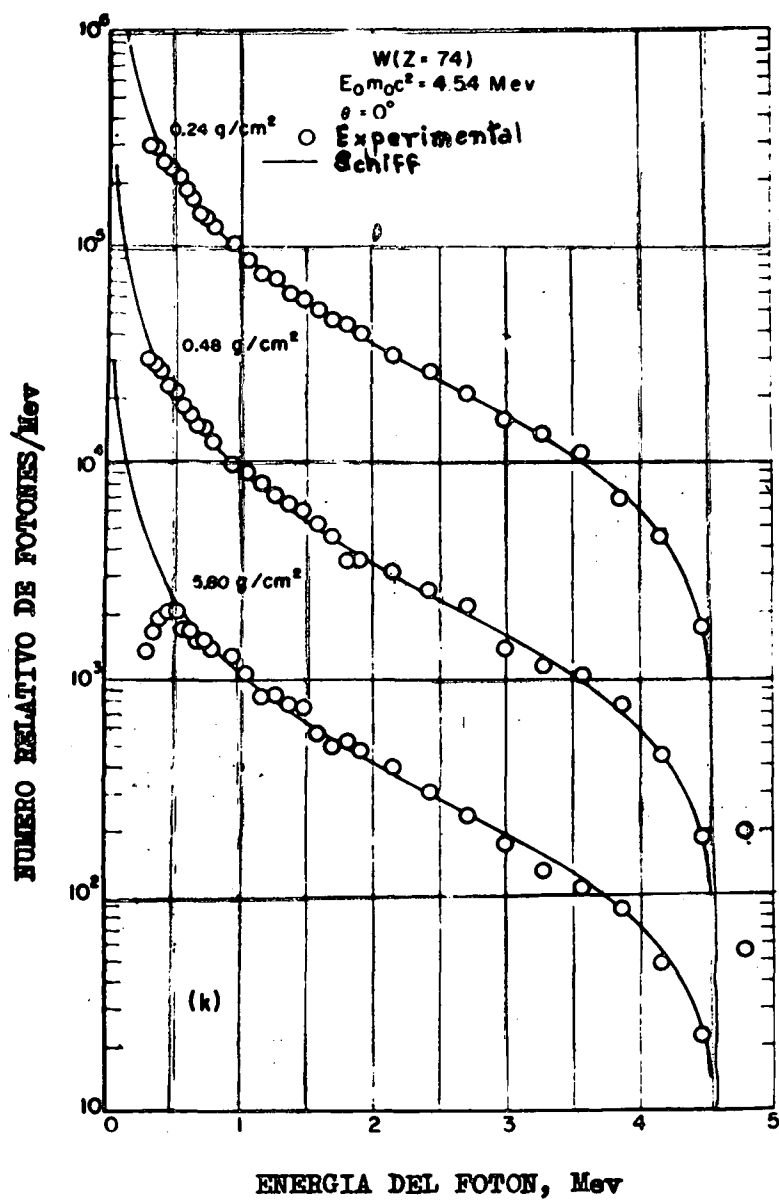


FIGURA 3k.-

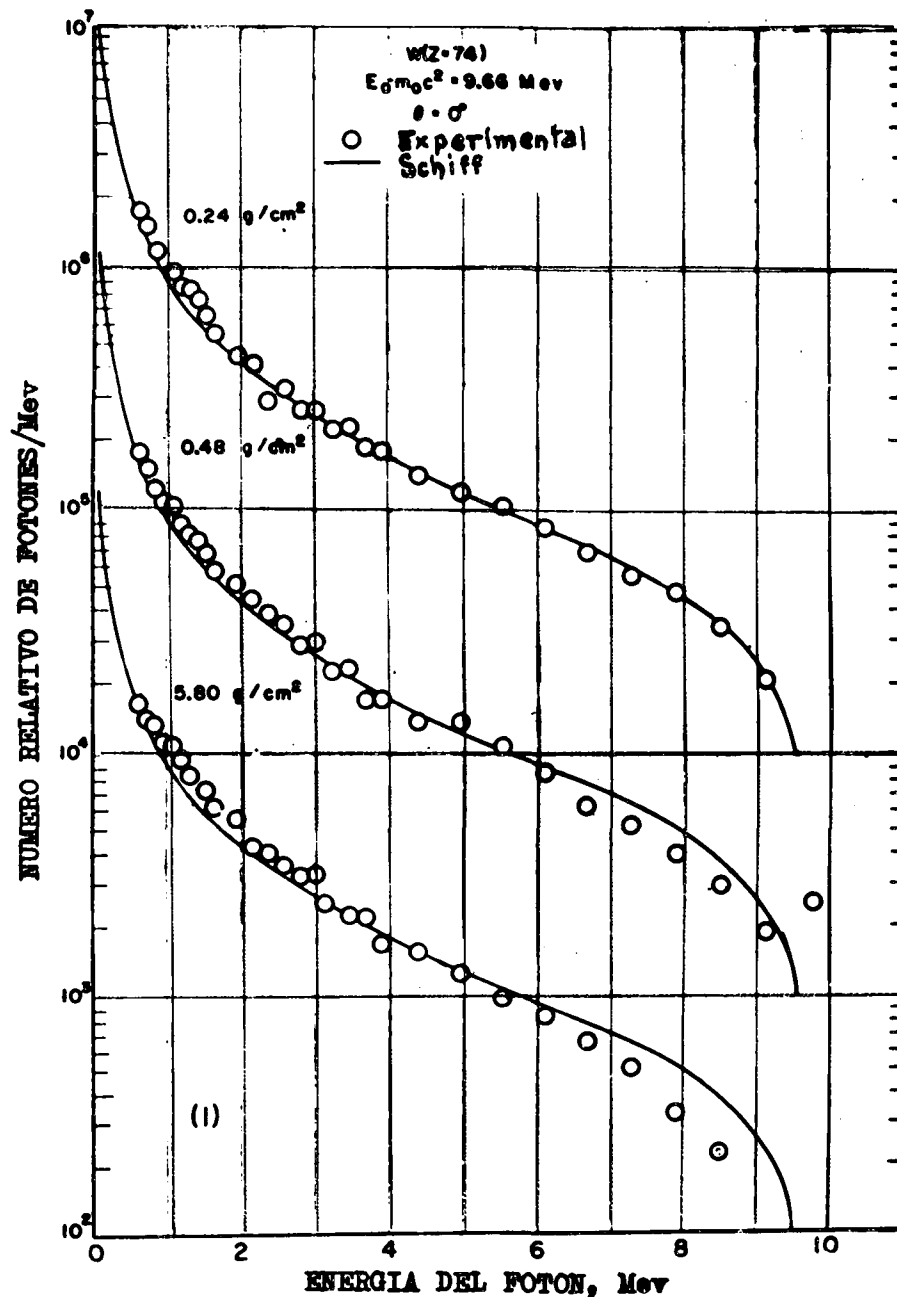


FIGURA 3 l.

FIGURAS 3k y 3l. Espectro relativo de rayos X (en intervalos fotón/MeV) producidos por electrones de 9,66 MeV y 4,54 MeV obtenidos de un betatrón (Starfelt y Koch, 1956).

Se exponen las curvas para tres blancos de tungsteno con los siguientes espesores: 0,24 gr/cm²; 0,48 gr/cm² y 5,80 gr/cm². Son significativas únicamente las formas de las curvas y no sus posiciones relativas. Los puntos fueron obtenidos con un espectrómetro de centelleo. Las curvas de línea continua fueron calculadas de la fórmula de Schiff (1951) para blancos gruesos, y normalizadas a los datos experimentales.

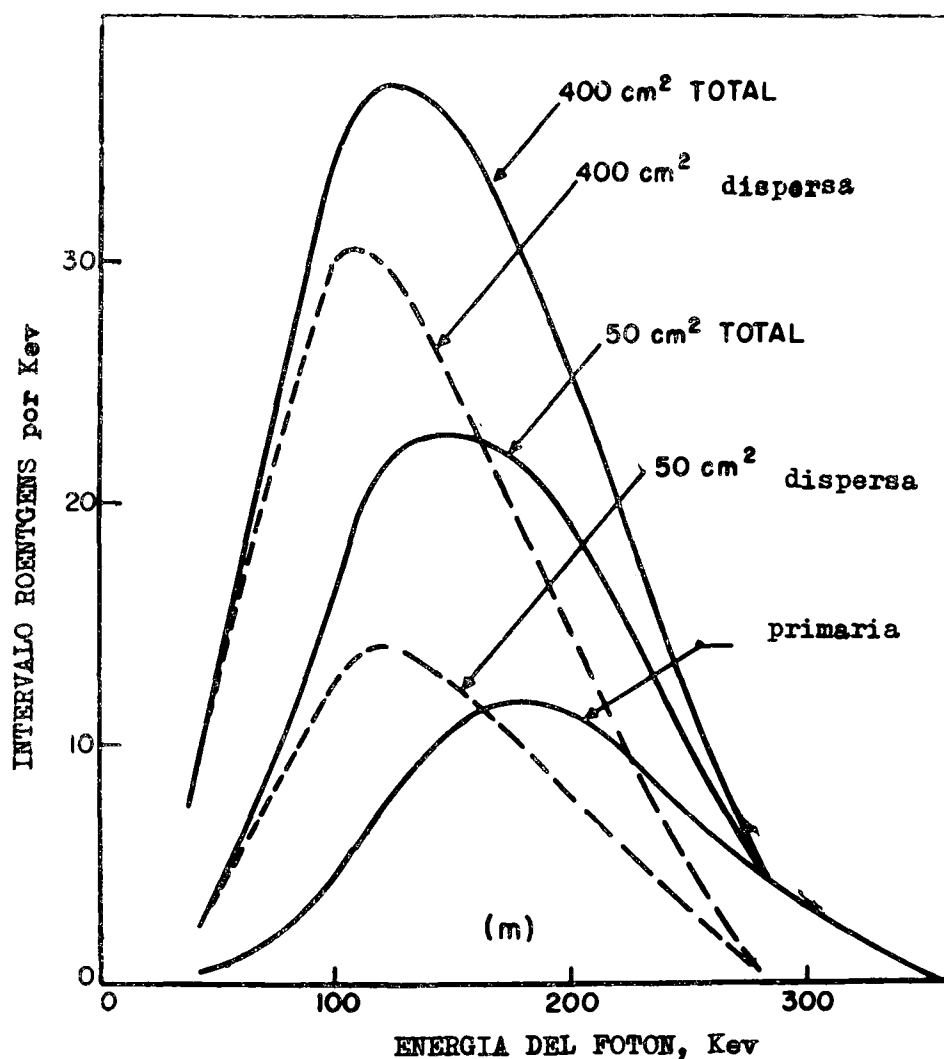


FIGURA 3m.- Distribución espectral de la dosis de exposición a una profundidad de 10 cm en un modelo de agua (Cormack y col.) rayos X generados a 400 kvp (HVL=3,8mm de Cu en ausencia del modelo).

Las curvas de línea discontinua se aplican a la radiación dispersa únicamente para áreas de campos de 50 cm² y 400 cm². Las curvas de línea continua muestran la distribución primaria y la distribución total combinando la radiación primaria y secundaria. Todas las curvas están normalizadas a una dosis de exposición superficial primaria de 1000 r.

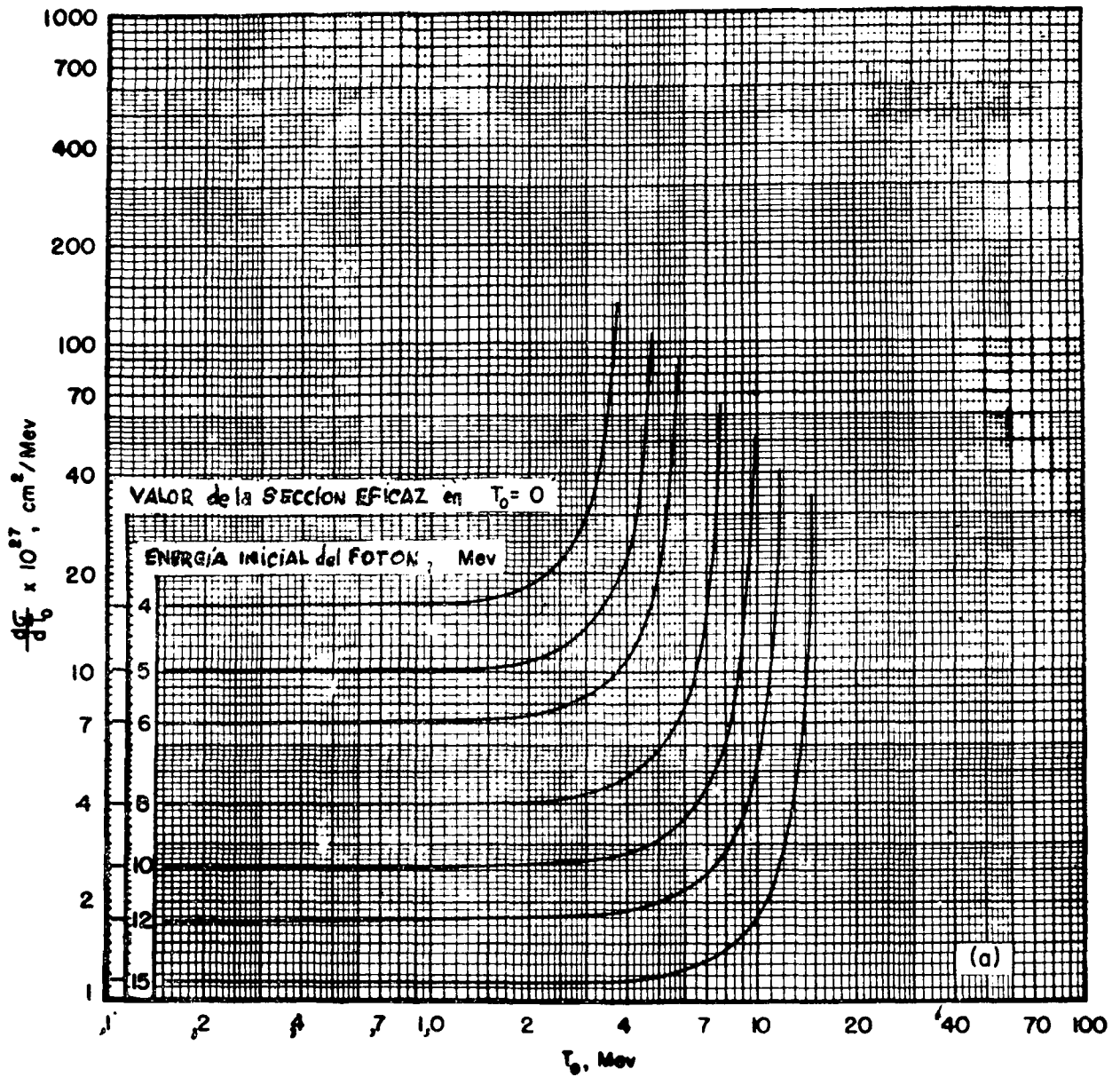


FIGURA 4a.- Distribución de la energía inicial para electrones de retroceso Compton producidos por fotones con energías iniciales de 4 Mev a 15 Mev (Nelms, 1953).

La ordenada es la diferencial absoluta de la sección eficaz para suministrar a un electrón libre una energía de retroceso en el intervalo de T_0 a $T_0 + dT_0$.

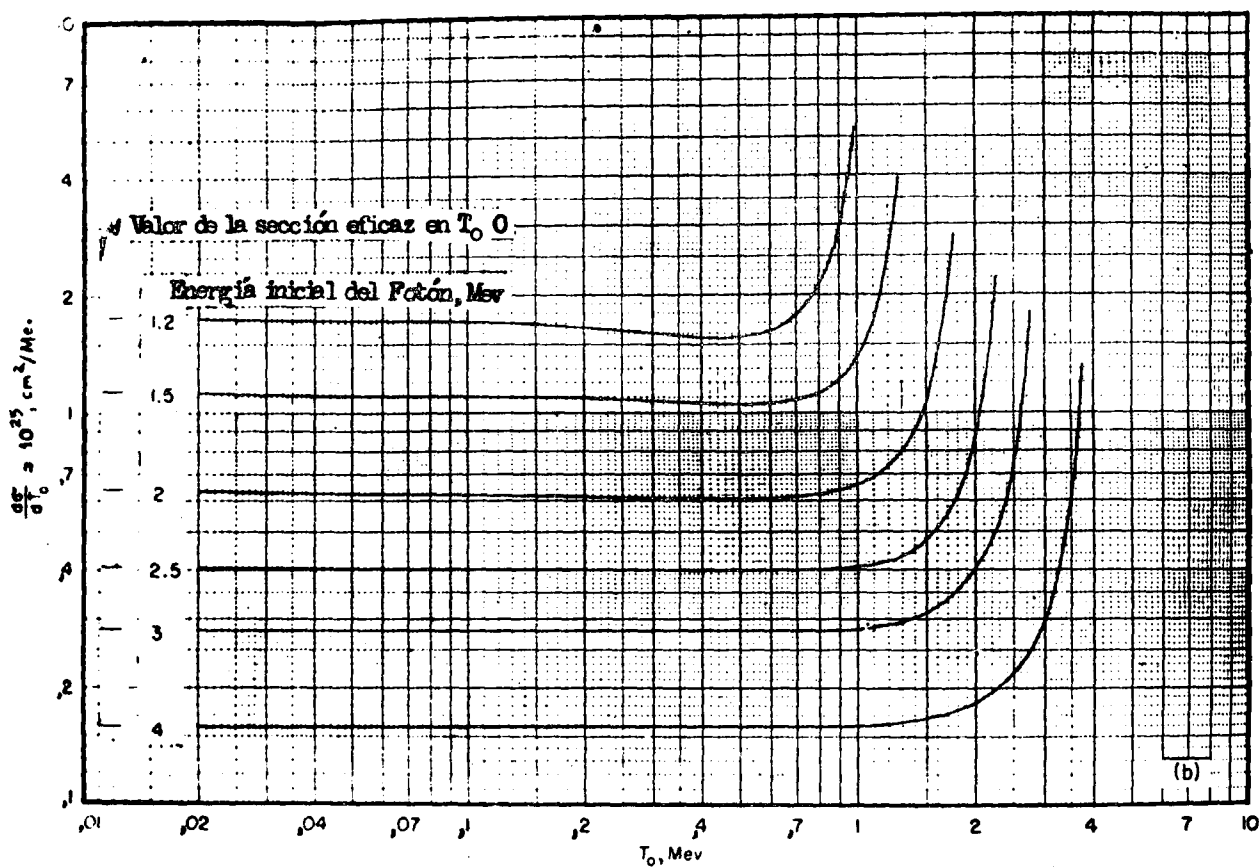


FIGURA 4b.- Distribuciones de la energía inicial para electrones de retroceso Compton producidos por fotones con energías iniciales de 1,2 Mev a 4 Mev (Nelms, 1953).

La ordenada es la diferencial absoluta de la sección eficaz para suministrar a un electrón libre una energía de retroceso en el intervalo de T_0 a $T_0 + dT_0$.

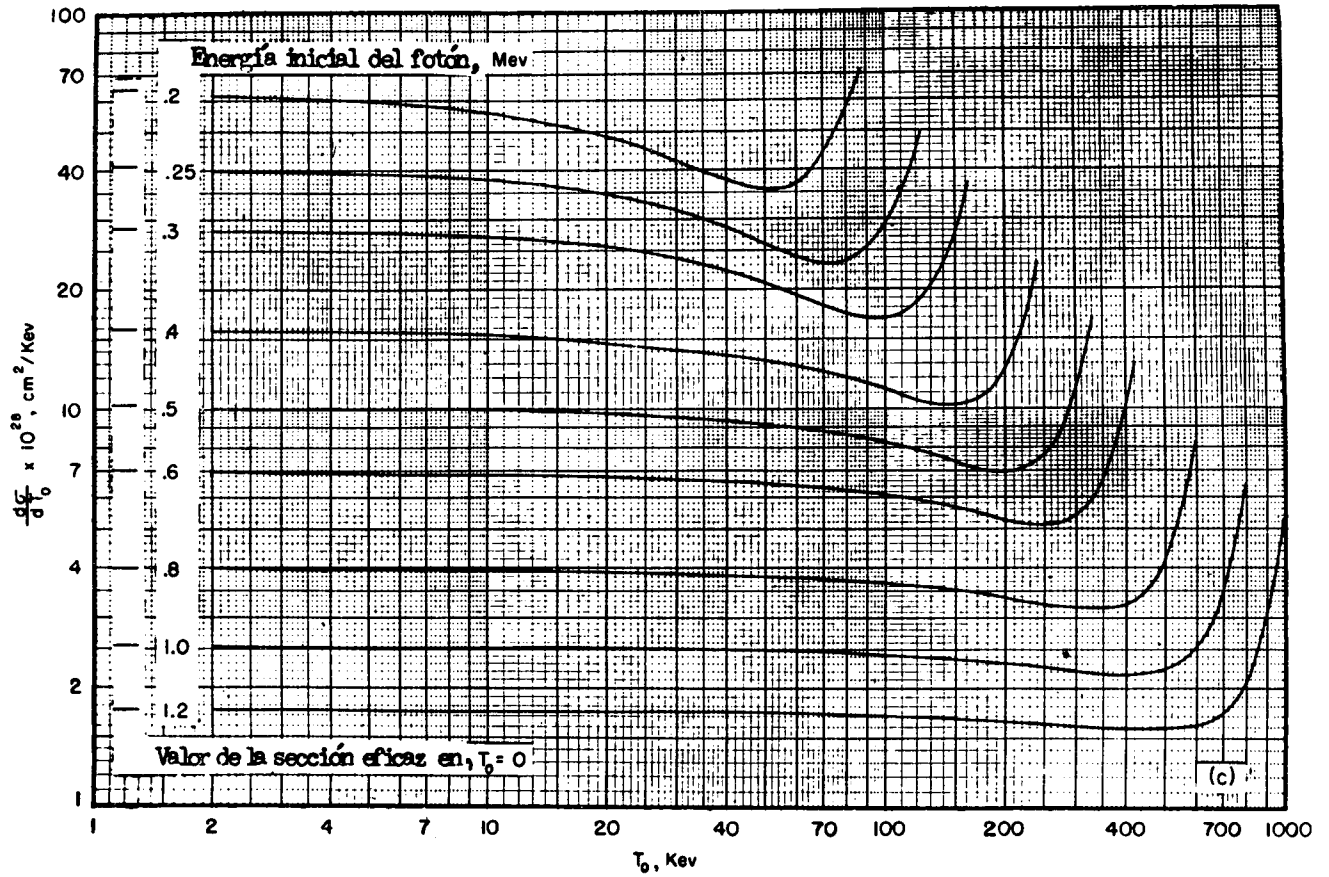


FIGURA 4c.- Distribuciones de la energía inicial para electrones de retroceso Compton producidos por fotones con energías iniciales de 0,2 Mev a 1,2 Mev (Nelms, 1953).

La ordenada es la diferencial absoluta de la sección eficaz para suministrar a un electrón libre una energía de retroceso en el intervalo de T_0 a $T_0 + dT_0$.

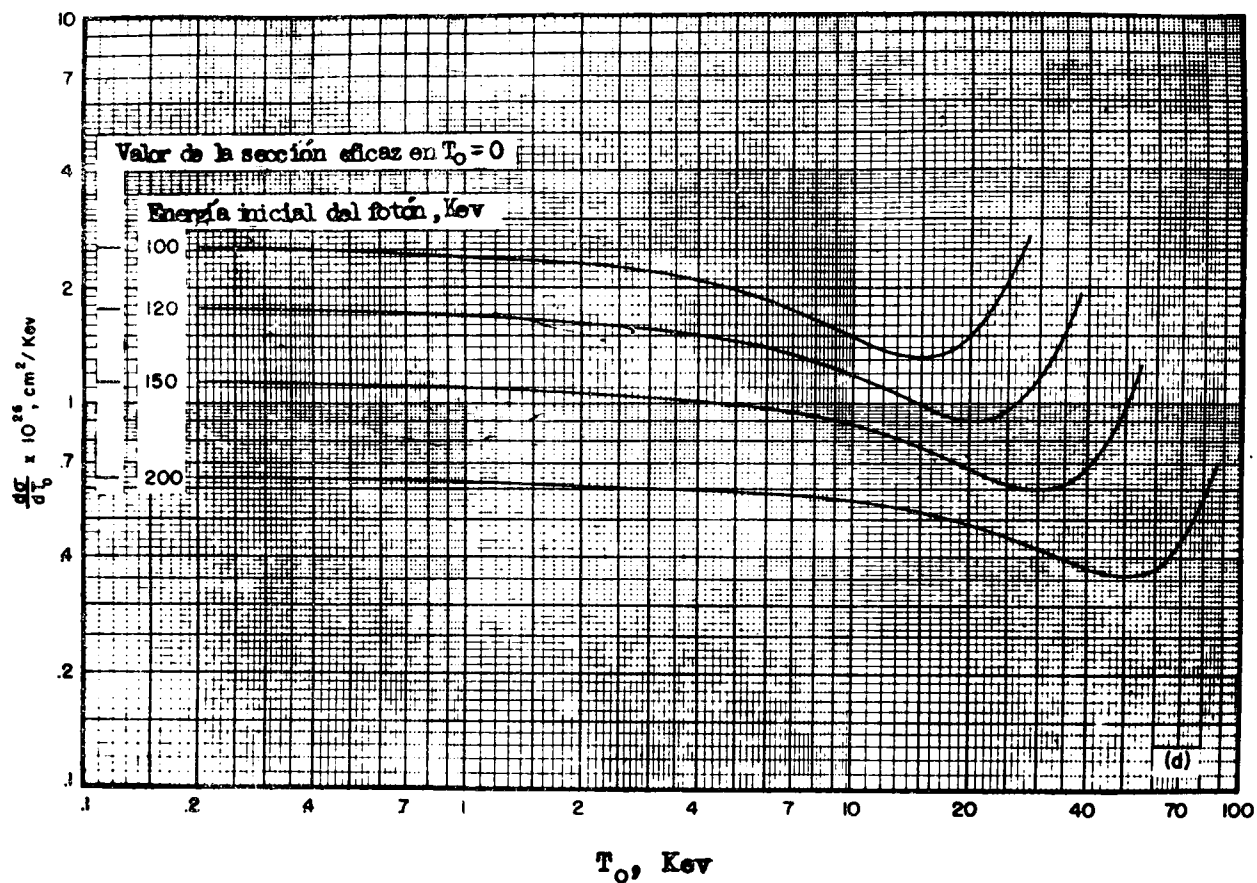


FIGURA 4d.- Distribuciones de la energía inicial para electrones de retroceso Compton producidos por fotones con energías iniciales de 100 kev a 200 kev (Nelms, 1953).

La ordenada es la diferencial absoluta de la sección eficaz para suministrar a un electrón libre una energía de retroceso en el intervalo de T_0 a $T_0 + dT_0$.

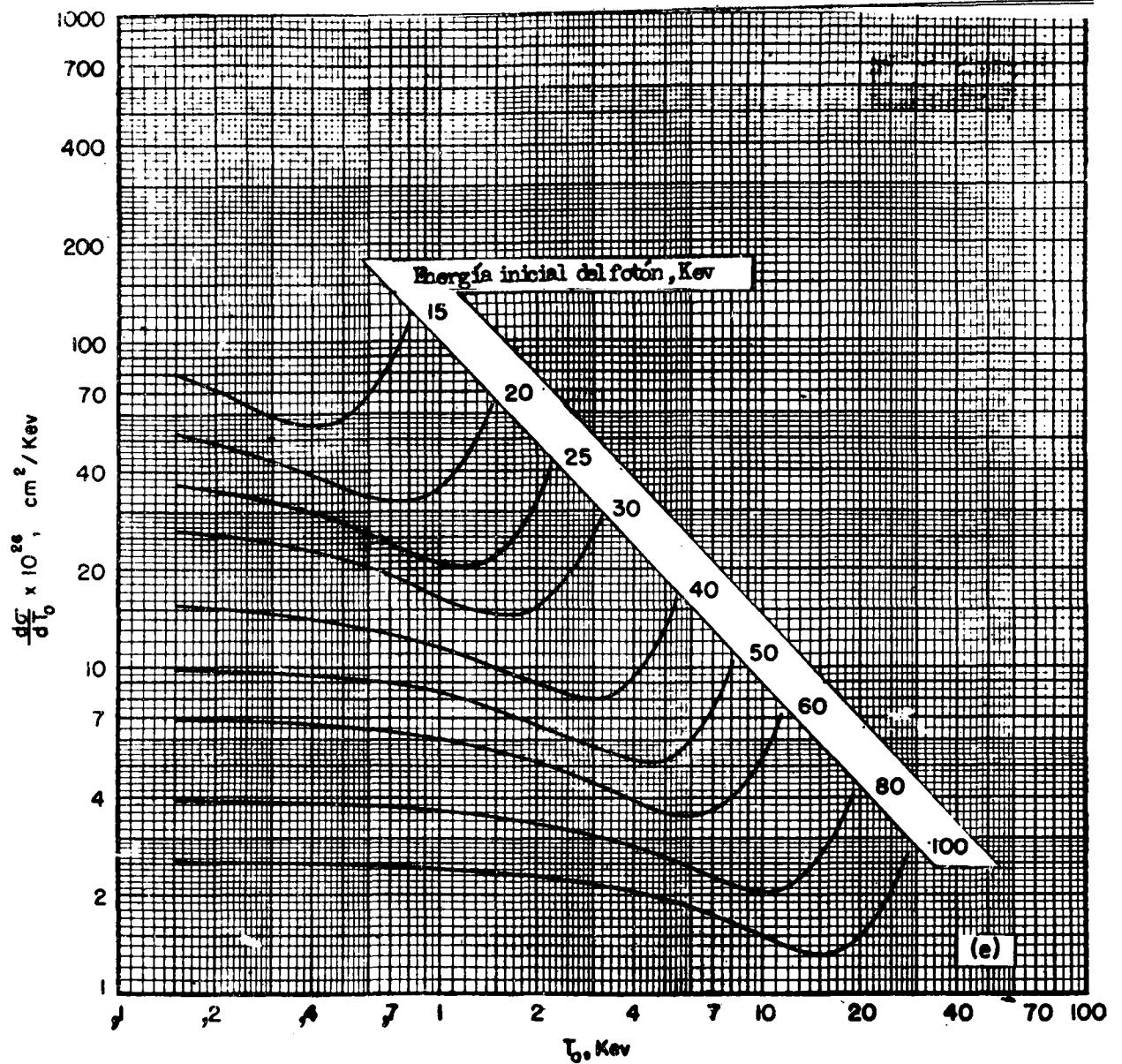


FIGURA 4e.- Distribuciones de la energía inicial para electrones de retroceso Compton producidos por fotones con energías iniciales de 15 kev a 100 kev (Nelms, 1953).

La ordenada es la diferencial absoluta de la sección eficaz para suministrar a un electrón libre una energía de retroceso en el intervalo de T_0 a $T_0 + dT_0$.

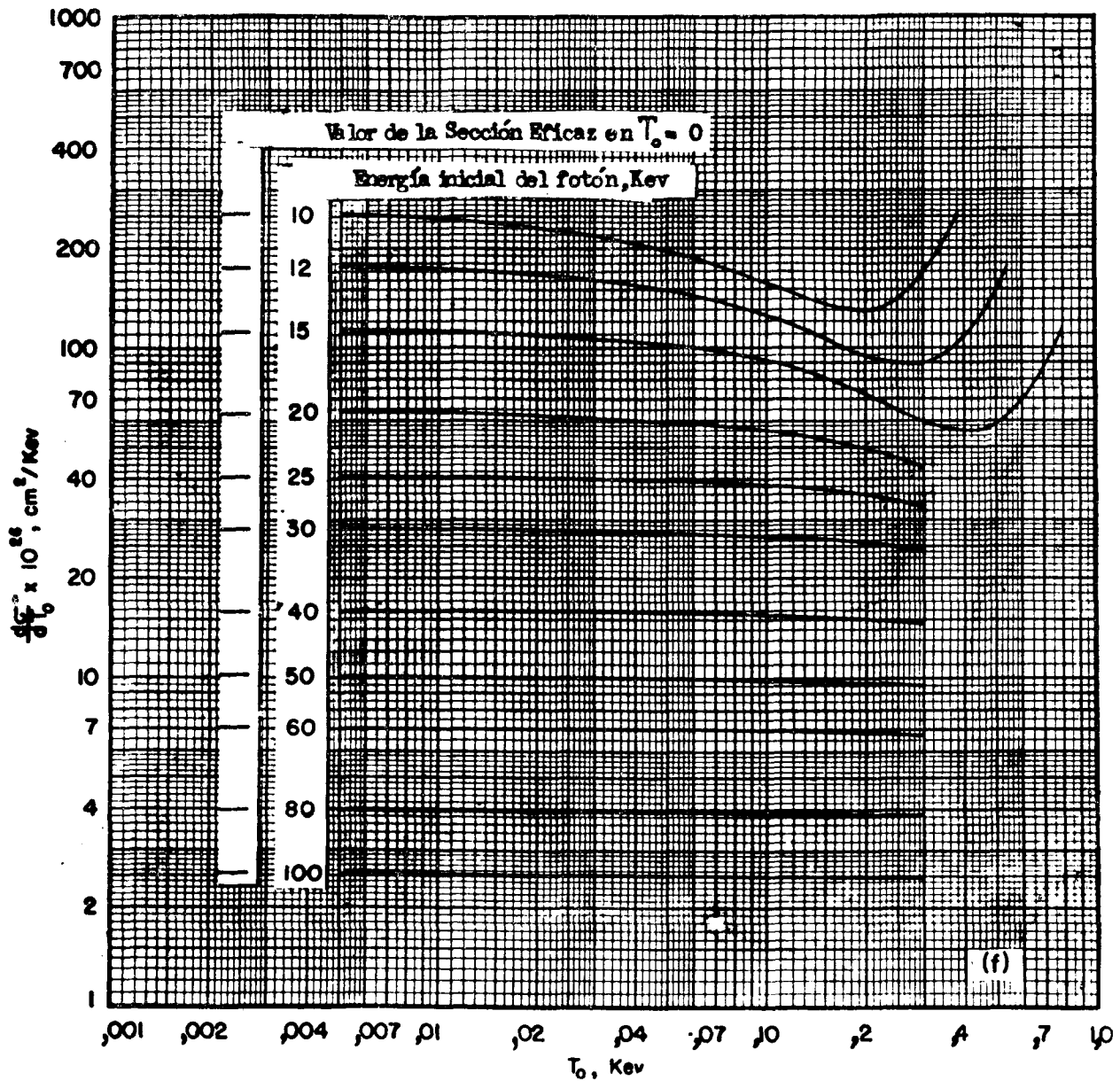


FIGURA 4f.- Distribuciones de la energía inicial para electrones de retroceso Compton producidos por fotones con energías iniciales de 10 kev a 100 kev (Nelms, 1953).

La ordenada es la diferencial absoluta de la sección eficaz para suministrar a un electrón libre una energía de retroceso en el intervalo de T_0 a $T_0 + dT_0$.

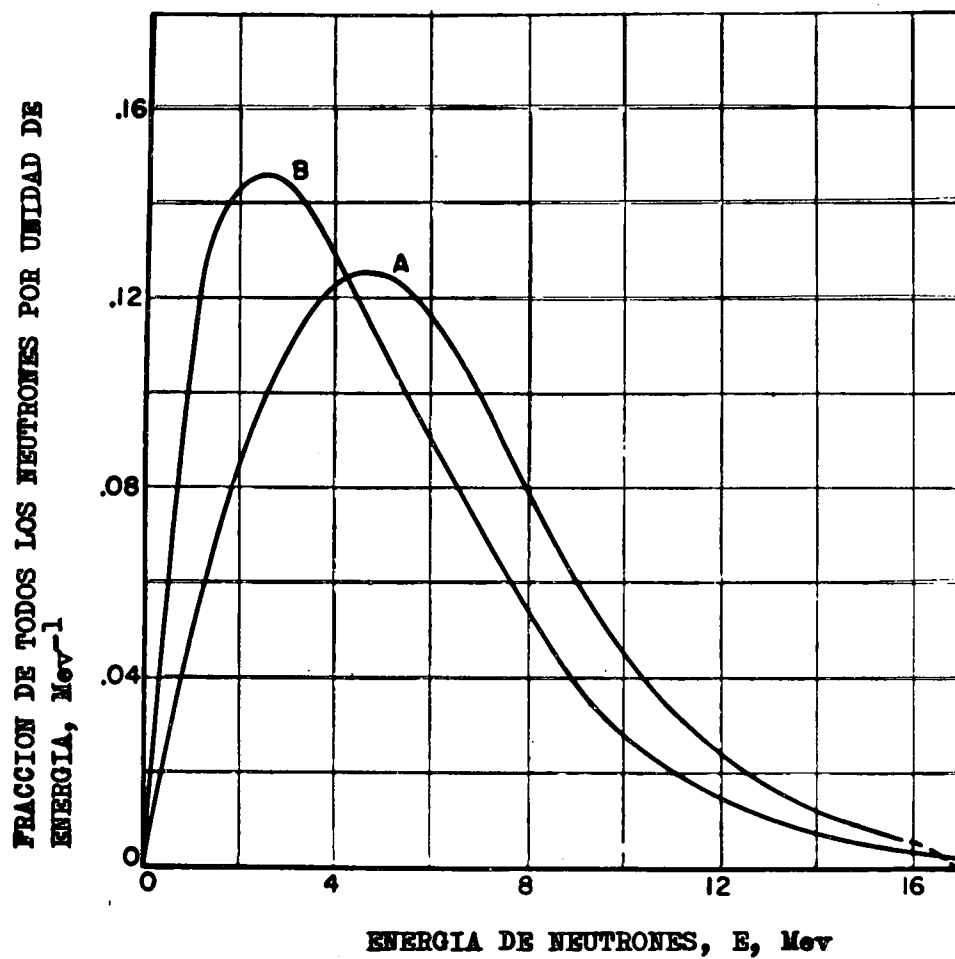


FIGURA 5.- Espectro de energía de neutrones, obtenido de la reacción D-Be por medio de deuterones de 15 Mev incidiendo sobre un blanco grueso (Cohen y Falk, 1951).

La Curva A es para los neutrones de avance, y la Curva B es para aquellos emitidos a 90° con respecto a los deuterones incidentes.

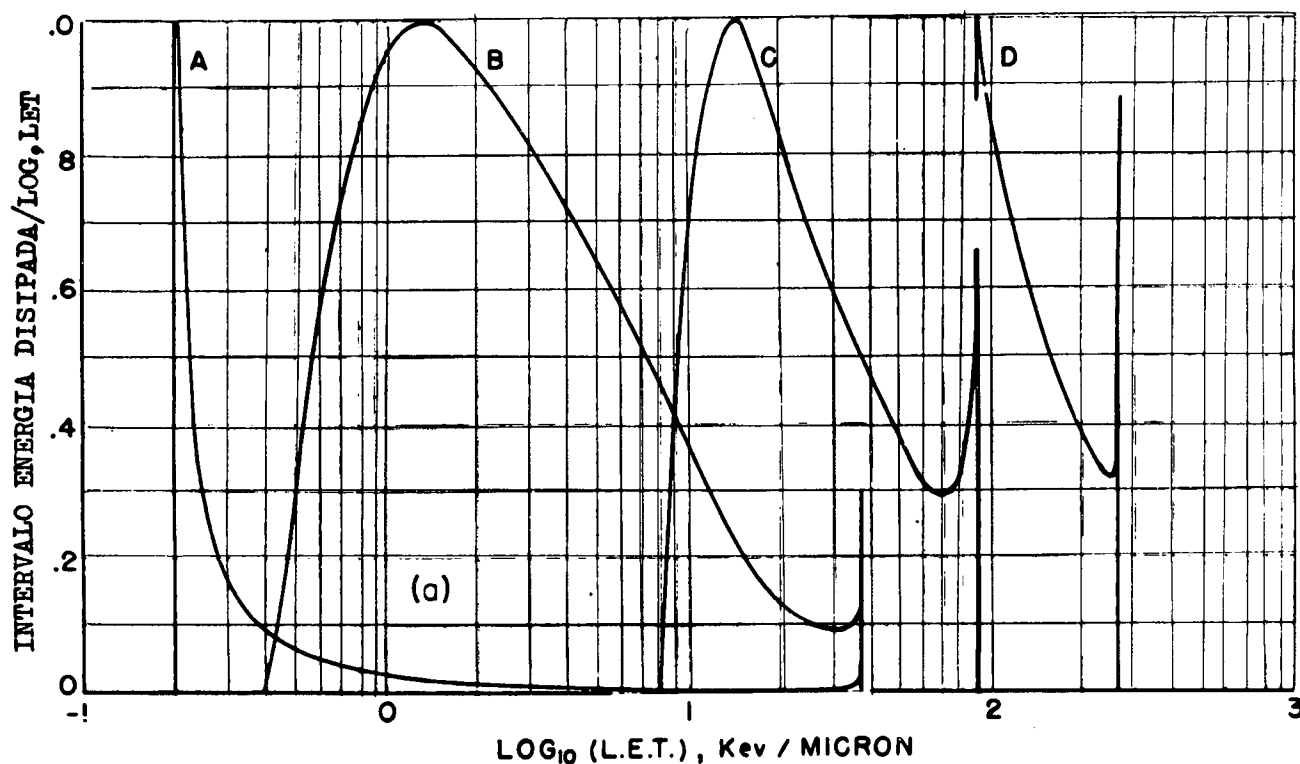
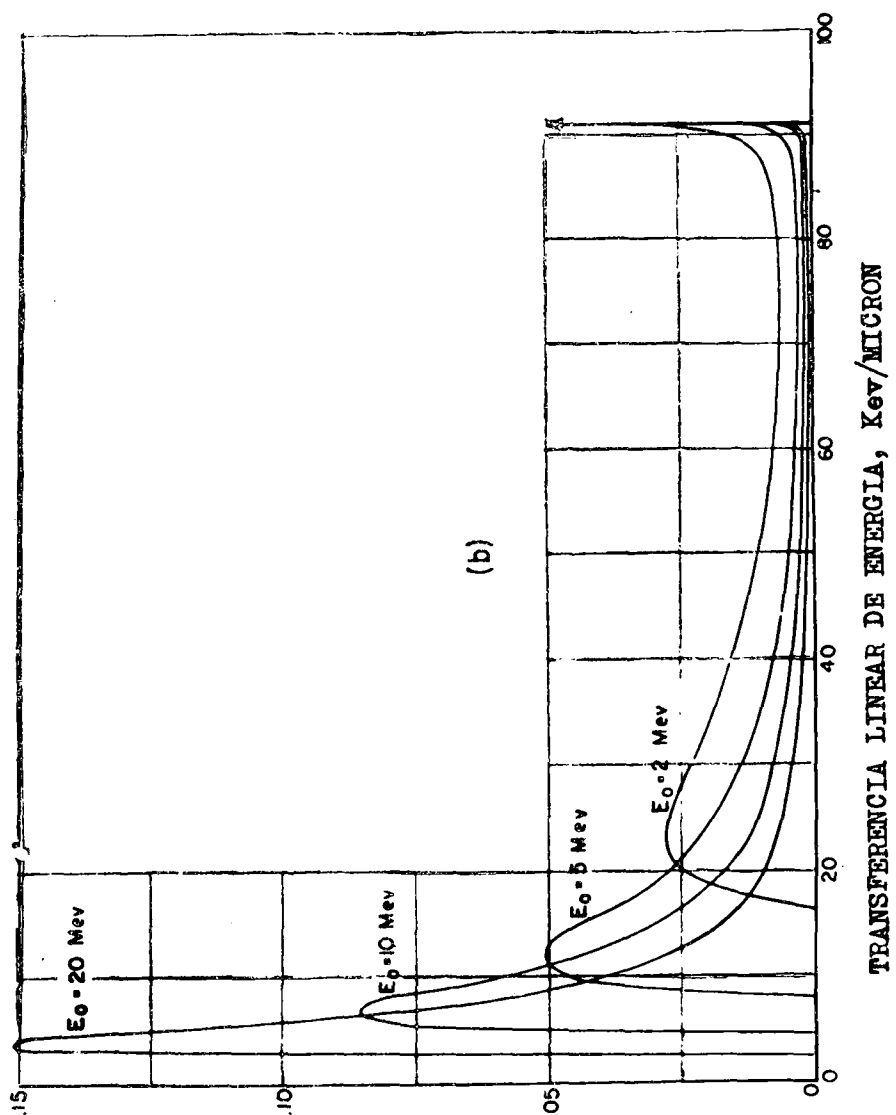


FIGURA 6a.- Distribución de la transferencia lineal de energía (LET) de varias radiaciones ionizantes en agua (Gray, 1955; Howard-Flanders, 1956).

La transferencia de energía de todas las magnitudes (incluyendo a los rayos δ) ha sido atribuida a la partícula primaria al calcular el LET. La ordenada es proporcional a la fracción de la deposición de energía total por unidad de intervalo del $\log_{10}$ (LET). El factor de proporcionalidad no es el mismo para todas las radiaciones. La curva A es para los rayos gama del Co^{60} (Cormack y Johns, 1952); la curva B es para rayos X de 200-kvp (referidos como radiación "b" por Cormack y Johns (1952); la curva C es para neutrones de 5-Mev (Boag, 1954); y la curva D es para rayos alfa de 5,5-Mev (Gray, 1955; Howard-Flanders, 1956).



FRACCION DE ENERGIA ABSORBIDA POR UNIDAD DE INTERVALO DE LET

FIGURA 6b

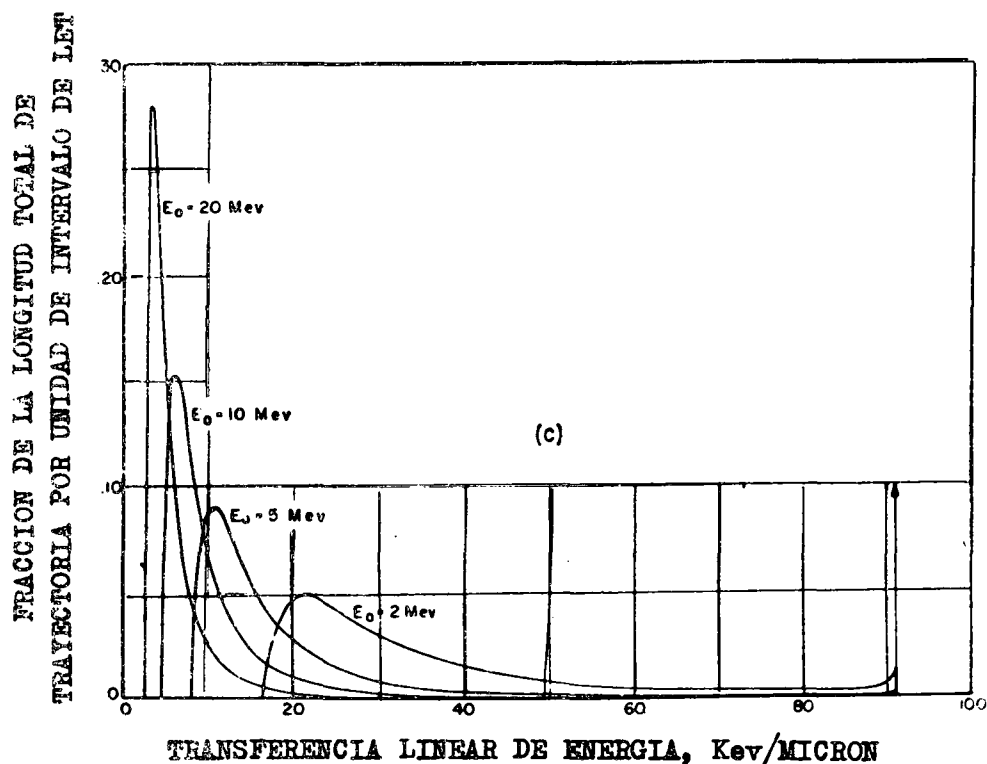


FIGURA 6b a 6c.- Distribución de la transferencia linear de energía (LET) para protones de retroceso producidos en el agua por neutrones monoenergéticos, cuando se consideran únicamente las primeras colisiones; es decir, cuando el objeto irradiado es delgado en comparación con el recorrido medio libre de los neutrones en dicho objeto.

En la figura 6b se indica la fracción de la energía total depositada por unidad de intervalo del LET, y en la figura 6c, la fracción de la longitud total de la trayectoria recorrida por unidad de intervalo de LET. Las curvas adicionales de distribución de LET para haces de neutrones de energía mixta y para la absorción total de neutrones en colisiones múltiples son proporcionadas por Boag (1954).

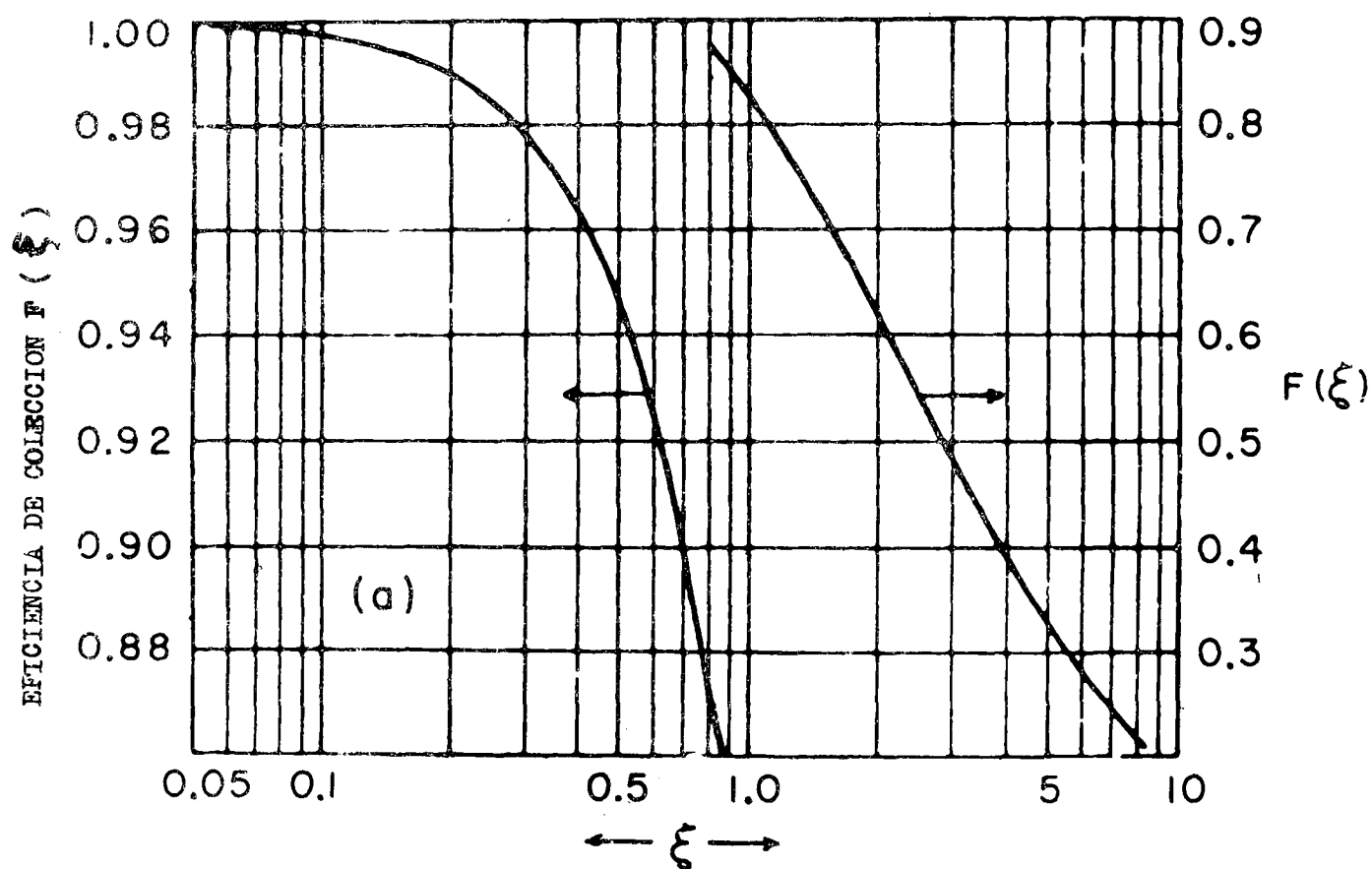


FIGURA 7a.- Eficiencia de colección de una cámara de ionización ex puesta a radiación continua.

La curva está dividida en dos partes para dar mayor seguridad a la lectura. La escala de la izquierda en la línea de la ordenada se aplica a la porción izquierda de la curva, y la escala de la derecha, a la porción restante.

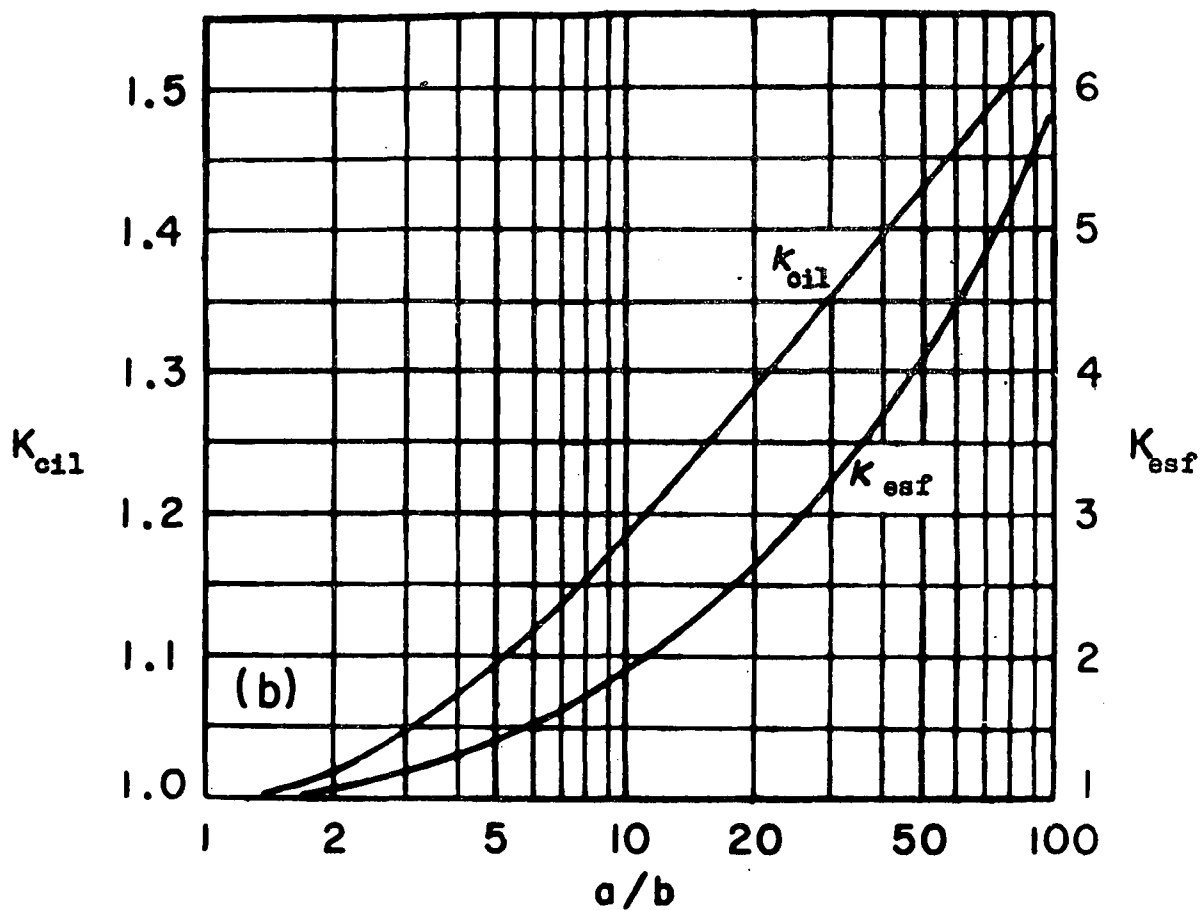


FIGURA 7b.- Factores para calcular el espesor equivalente de la pared en cámaras de ionización cilíndricas y esféricas.

a y b son los radios externo e interno de la cámara, respectivamente. El espesor equivalente de pared $= k_{cil}(a-b)$, para una geometría cilíndrica. El espesor equivalente de pared $= k_{esf}(a-b)$, para una geometría esférica. (Boag, 1956).

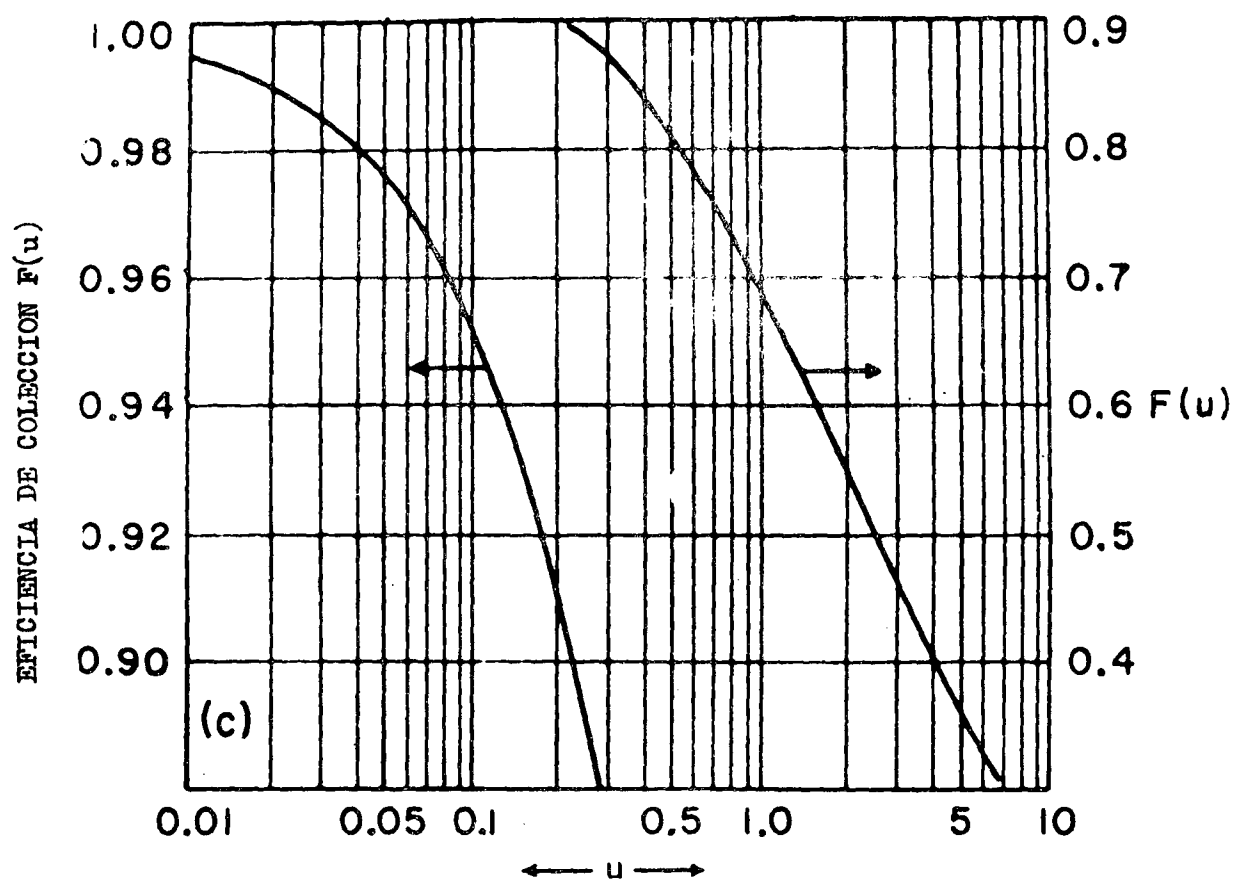


FIGURA 7c.- Eficiencia de colección para una cámara de ionización ex puesta a radiación pulsante.

La curva ha sido dividida en dos partes para mayor seguridad en la lectura. Ejemplos: Para $u=0,2$, $F(u) = 0,91$; para $u = 2$, $F(u) = 0,55$. (Boag, 1956).

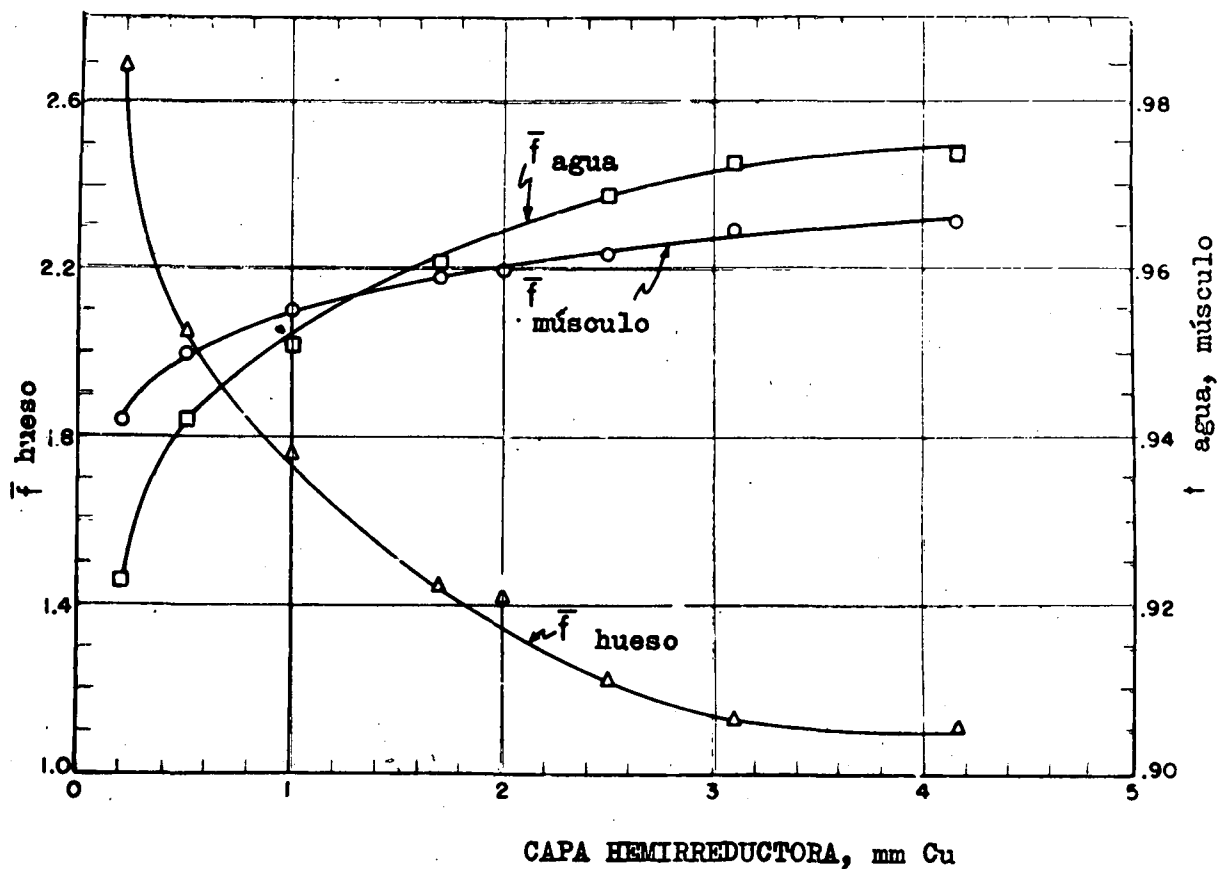


FIGURA 8.- Gráfico de los valores de $\bar{f}$, el valor medio de rad/r integrado sobre el espectro de rayos X primario, tal como se expone en la Tabla 2, como una función de la capa hemirreductora de cobre.

Se incluyen en la figura potenciales del tubo de 150 kv y más altos. Los datos de 100 kv expuestos en la Tabla 2 no caen sobre la curva.

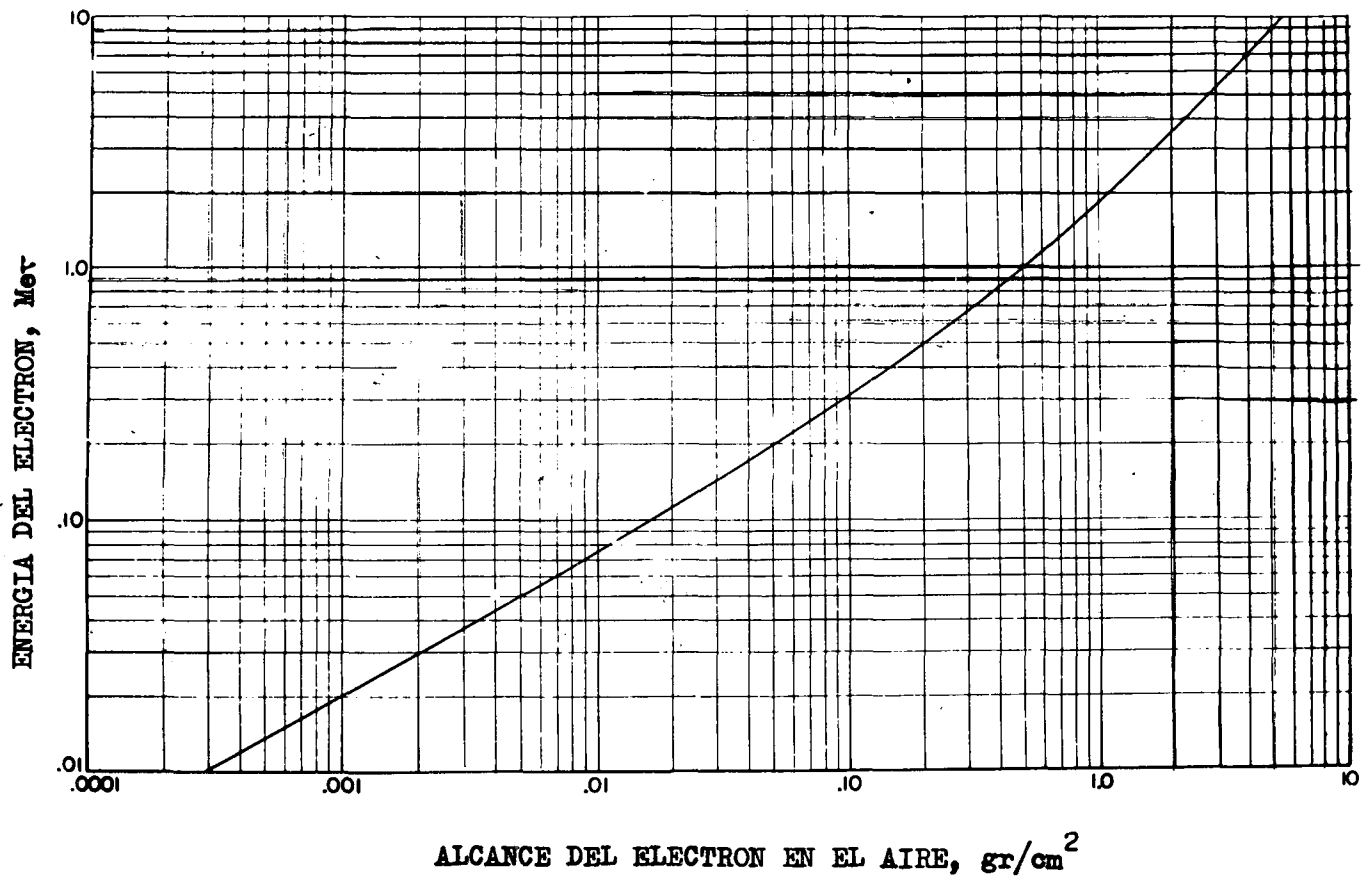


FIGURA 9.— Curva aproximada de alcance versus energía para electrones en el aire, calculada por Spencer (1954).

Las cámaras que incluyen regiones de geometría plana, cilíndrica y esférica, pueden ser tratadas considerando la eficiencia de colección en cada una de las regiones separadamente y agregando conjuntamente las corrientes de todas las regiones. Naturalmente es deseable un control experimental siempre que sea posible.

6. PRECISION EN LA DOSIMETRIA EN RADIOTERAPIA CON RAYOS X Y GAMA HASTA 3 Mev.

6.1. CONSIDERACIONES GENERALES.

El objeto de gran parte del trabajo del ICRU es mejorar la precisión del conocimiento de la dosis absorbida en todos los sitios de interés en un paciente o cualquier otro objeto.

Las unidades definidas deben ser concretadas en forma práctica. Con fines de comparación de los efectos biológicos, la dosis absorbida sería conocida con la máxima precisión posible y debería estimarse además los límites de esta precisión. En la actualidad, la cámara de ionización de tipo dedal es considerada el instrumento más práctico para la medición de la cantidad de dosis de exposición.

Los pasos necesarios son los siguientes:

- A. Definición física precisa de unidad.
- B. Standards nacionales de exactitud conocida.
- C. Calibración de dosímetros clínicos con una precisión conocida y sobre un alcance conocido de capas hemireductoras (Half-value layers)
- D. Determinación de la dosis de exposición por unidad de tiempo en el aire con exactitud conocida y bajo distintas condiciones.
- E. Administración de dosis por unidad de tiempo conocida de radiación en el lugar de interés.
- F. Cálculo de la dosis absorbida en rads en el lugar de interés.

Puede encontrarse cierta inexactitud en cada uno de los pasos mencionados que haga difícil la correlación de los efectos biológicos con la dosis absorbida. Además hay que agregar:

G. Apreciación sobre la influencia del volumen tratado y el factor tiempo en el tratamiento de los efectos biológicos.

H. Estimación de la radiosensibilidad de diferentes materiales biológicos.

El item A es de la responsabilidad del ICRU. Los item B y C son funciones de los laboratorios de standardización. Los item D y E constituyen mediciones realizadas en Departamentos de Clínicas y Laboratorios. El item F constituye la etapa final para llegar al establecimiento de la dosis absorbida en rads y es discutido en la Sección 5 de este informe. La dilucidación de los item G y H es el objetivo final del trabajo clínico y biológico.

Se facilitaría la correlación de los efectos biológicos con la dosis absorbida si se conociera la precisión de todas las etapas en la medición y si se pudieran puntualizar en el establecimiento final de la dosis absorbida cifras que indiquen los límites de la precisión. Tales cifras podrían ser proporcionadas para los item B y C por los Laboratorios nacionales de standardización u otras instituciones autorizadas. En los hospitales o laboratorios donde puede utilizarse los servicios de un físico, sería posible dar exactitud a los procedimientos de D, E y F. El dato de la dosis absorbida para un paciente o un objeto biológico en términos tales que sean conocidos los límites de precisión y error probable no es imposible de conseguir. Sería por otra parte ilustrativo y de interés para el progreso científico si pudieran obtenerse tales datos.

6.2. DOSIMETRIA CLINICA.

Se empleará un instrumento que llene condiciones específicas y al mismo tiempo incluya instrucciones para su empleo preciso.

Las condiciones de medición serían asimismo dispuestas como para ser posible estimar los errores. Las mediciones actuales con cámara de ionización a ser realizadas en conexión con las labores clínicas y de laboratorio implican (a) mediciones de la dosis de exposición en función del tiempo, (b) mediciones de la capa hemireductora, y (c) cálculos sobre la dosis absorbida en la superficie y en distintas profundidades. Es evidente que son necesarias muchas investigaciones antes de que puedan aprobarse códigos standard para la práctica con respecto a esos procedimientos. Se revisarían los factores que influncian

esas mediciones y antes de que se realicen las recomendaciones finales por el ICRU deberán probarse los procedimientos "standard" en varios centros calificados.

En muchos centros importantes en el mundo han merecido amplia atención las fuentes de error de esas mediciones. Por otra parte existen también muchos centros donde los procedimientos empleados son menos precisos que los que podrían ser, a la luz de los conocimientos actuales. Es posible que Recomendaciones provisionales provenientes de fuentes de códigos apropiados para mediciones de dosis de exposición y capas hemireductoras orientarían y mejorarían la uniformidad en la administración de la radiación. Se confía en que el Comité II del ICRU realizará esto.

Los cálculos de dosis absorbida para los pacientes, basados únicamente en mediciones realizadas en modelos, pueden ser fuentes groseras de error, debido a la presencia de espacio de aire, y hueso. Deberá realizarse un esfuerzo con el fin de estimar la dosis absorbida en varios puntos en diferentes cadáveres de distintos tamaños de tal manera que puedan obtenerse y aplicarse una serie de factores de corrección en relación con el peso y dimensiones corporales. Las mediciones de la radiación de salida son también de valor, en conexión con lo expuesto.

Una dosis de exposición de radiación deberá administrarse con gran cuidado. Es recomendable el empleo de un monitor apropiado para controlar el rendimiento del haz y son esenciales un alto nivel de entrenamiento, experiencia y cuidado en la planificación y administración del tratamiento.

En la sección 5 de este informe se discute un método para la apreciación de la dosis absorbida.

Aunque se encuentra en marcha en varios centros el desarrollo de mediciones directas de dosis absorbidas, parece poco probable que tales mediciones sustituyan a las mediciones de ionización, por lo menos por varios años.

6.3. LA DOSIS EN RELACION CON LOS EFECTOS CLINICOS DE LA RADIACION.

Ha sido necesario emplear en trabajos relacionados con protección (ICRP, 1954) una unidad biológica, el rem, que tome en cuenta las va-

riaciones con respecto a la efectividad biológica de diferentes tipos de radiación. Sin embargo al estimar el efecto biológico actual de la radiación, no toma en cuenta el elemento tiempo y otros factores. Por lo tanto esta unidad no será empleada en el tratamiento de pacientes.

Para mejorar la correlación entre las observaciones de la clínica y el laboratorio, se considera oportuno reunir información sobre (1) los efectos de la dosis, tiempo, tipo y energía de la radiación, (2) el área o volumen tratado, y (3) la condición de los tejidos tratados, con el objeto de obtener efectos clínicos uniformes en tejidos locales bajo condiciones variables de tratamiento. Todos ellos son factores que influyen en el valor de la Efectividad Biológica Relativa.

Se espera que muchos de estos items sean considerados por los Comités del ICRU durante el intervalo antes del próximo informe.

IV. INFORME DE LOS SUBCOMITES

7. INFORME DEL SUBCOMITE DE STANDARDS DE RAYOS X.

7.1. CRITERIO PARA EL DISEÑO DE CAMARAS STANDARD AIRE LIBRE.

Se han redactado dos informes:

(a) "Darstellung, Wahrung und Ubertragung der Einheit der Dosis für Röntgen-und Gamma strahlen mit Quantenenergien Zwischen 3 keV und 500 keV" por B. Rajewsky y Col., Max Planck Institut für Biophysik, Frankfurt a.M., y R. Jaeger y Col., Physikalisch Technische Bundesanstalt, Braunschweig, 1955.

(b) "Diseño de cámara de ionización de aire libre para rayos X de 50 a 500 kv" por H.O. Wyckoff y F.H. Attix, National Bureau of Standard, Washington, D.C., a publicarse.

Los dos informes concuerdan esencialmente, y contienen los datos necesarios para diseñar cámaras standards aire libre adecuadas. Se rechazó una proposición para planificar un diseño preferido para instalación en todos los laboratorios interesados desde que esto podría limitar investigaciones futuras.

7.2. APRECIACIONES SOBRE LA PRECISION DE UNA DETERMINACION ABSOLUTA EN ROENTGENS CON LA CAMARA AIRE LIBRE.

Cierto número de factores experimentales están implicados en la determinación de dosis de exposición a partir de mediciones realizadas con una cámara aire libre. Para cada uno de esos factores puede asignarse un error máximo estimado, más allá del cual no se espera se encuentre el valor verdadero del factor (Tabla 8). Los datos correspondientes a esos factores figuran en las dos referencias incluidas en la Sección 7.1.

En la peor de las situaciones el error máximo por lo tanto no es susceptible de que sea mayor que la suma de los errores individuales apreciados, es decir, el 1,1%.

7.3. INSTALACIONES DE CAMARAS AIRE LIBRE.

En el Apéndice II se proporciona una lista de los laboratorios standard que mantienen cámaras aire libre, y los alcances de energía cubierto por dichas cámaras.

7.4. INTERCOMPARACIONES RECIENTES DE CAMARA AIRE LIBRE STANDARD EN LA REGION DE ENERGIAS DE 50 a 250 kv., FILTRACION MEDIANA.

(a) National Bureau of Standards (NBS), Washington D.C., U.S.A. y National Physical Laboratory (NPL), Teddington, Gran Bretaña, en NBS, 1955. Aquí se compararon las cámaras aire libre standard primarias de los Estados Unidos y del Reino Unido. La intercomparación ha sido descripta por G.H. Aston y F.H. Attix (1956).

Después de la aplicación de correcciones para todas las fuentes de error conocidas, las relaciones obtenidas figuran en la Tabla 9.

(b) National Bureau of Standards, Washington D.C., U.S.A., e Institute of Radiophysics, Estocolmo, Suecia, en NBS, 1956. La cámara proporcionada por el Dr. Thoraues fué una cámara portátil aire libre comparada previamente por él con la cámara primaria aire libre en Estocolmo, con buena concordancia (Thoraues, 1954). Fué analizado el trabajo realizado en NBS, aplicándose el mismo tipo de correcciones que en la intercomparación de NPL-NBS. Las relaciones resultantes se exponen también en la Tabla 9. Los resultados detallados han sido descriptos por R. Thoraues y H.O. Wyckoff (1956).

FACTOR EXPERIMENTAL	MAXIMO DE ERROR ESTIMADO
Carga: (presumiéndose que se mide por medio de un potenciómetro y un capacitor exactos, empleando un electrómetro como un detector de anulación (null-detector))	‰ 0,1
Volumen de aire; (incluyendo los errores en el área del diafragma, posición de las placas colectoras y la distorsión del campo derivada de otras causas)	0,3
Densidad del aire: (incluyendo mediciones de presión y temperatura)	0,1
Humedad del aire: (Incluyendo la medición de la humedad, y el efecto de un valor ligeramente diferente de la energía promedio por par iónico (W) para vapor de agua)	0,1
Saturación de la colección de iones	0,1
Dispersión de los rayos X por el aire en la cámara	0,1
Inadecuada separación de las placas para la trayectoria electrónica	0,1
Atenuación por aire entre el diafragma y el colector	0,2

TABLA 8.- Error máximo experimental para guma de calidades de 50 a 500 kv (potencial constante), y filtraje de 2 mm de Al y 3 mm de Cu. respectivamente.

CALIDAD DE LA RADIACION			RELACION DE DOSIS DE EXPOSICION EN FUNCION DEL TIEMPO	
POTENCIAL CONSTANTE DEL TUBO	FILTRO AGREGADO	ESPESOR o CAPA HEMIREDUCTORA (HVL)	$\frac{N P L}{N B S}$	$\frac{SUECO}{N B S}$
<i>kv</i>	<i>mm</i>	<i>mm Cu</i>		
60	NINGUNO	0, 077	1, 005	0, 995
75	NINGUNO	0, 99	1, 005	, 992
100	1 Al	, 176	-----	, 995
110	{ 0,097 Cu + 1,02 Al }	, 34	1, 004	-----
150	{ 0,228 Cu + 1,02 Al }	, 60	1, 003	, 994
200	{ 0,52 Cu + 1,02 Al }	1, 23	1, 003	, 996
250	{ 1,02 Cu + 1,02 Al }	2, 14	1, 005	, 997
		PROMEDIO	1, 004	0, 995

TABLA 9.- Resultados de Intercomparaciones

7.5. APRECIACION DEL ACUERDO ESPERABLE EN LAS INTERCOMPARACIONES DE CAMARA AIRE LIBRE EN LA GAMA DE VOLTAJE DE TUBO DE 50 A 250 kv. CON POTENCIAL CONSTANTE.

Tal intercomparación inoluiría una intercomparación separada de sistemas de medición de carga a una precisión de $\pm 0,1\%$. El error en el volumen de aire ionizado permanece de $\pm 0,3\%$ en cada cámara. Los errores en la corrección para densidad y humedad del aire casi se anulan así como las pérdidas de saturación, si los gradientes son iguales en las dos cámaras. Los errores en las correcciones por dispersión, atenuación de aire y separación inadecuada de las placas tienen también a anularse si las cámaras no son muy distintas en cuanto a su tamaño.

Los ligeros errores en la alineación de los diafragmas de la cámara y las variaciones en el rendimiento del tubo de rayos X (o alternativamente, errores en las mediciones de la cámara del monitor, si es que fuere empleado), podrían proporcionar otro $0,2\%$ tomados en conjunto. Los errores en la determinación del tiempo de la dosis de exposición pueden ser reducidos a una cantidad despreciable por medio de técnicas apropiadas.

Por lo tanto cuando se comparan dos cámaras aire libre standard bajo condiciones cuidadosamente controladas y se aplican todas las correcciones conocidas, la dosis de exposición indicadas por las dos cámaras concordarían con seguridad dentro de $(0,1\% + 2 \times 0,3\% + 0,2\%)$, o $\pm 0,9\%$, considerando al error de volumen doble, debido a que pueden estar en direcciones opuestas en las dos cámaras.

Si dos cámaras standards son intercomparadas a través de una cámara aire libre intermediaria, por ejemplo la portátil NPL -Suecia a través de la NBS como intermediaria, el error de $0,2\%$ debido a la alineación y variaciones del rendimiento del tubo se hace doble como sucede con el error del $0,1\%$ para la intercomparación de los sistemas de medición de carga. Por lo tanto las sensibilidades corregidas de las dos cámaras pueden diferir tanto como $2 \times (0,1\% + 0,3\% + 0,2\%) = 1,2\%$ sin exceder el error máximo estimado. La diferencia observada de $0,4\% + 0,5\%$ entre las cámaras NPL y la Sueca Portátil no exceden por lo tanto el máximo estimado basado en fuentes de error conocido.

7.6. STANDARD DE DOSIS DE EXPOSICION EN LA REGION DE ENERGIA DE 0.5 A 3Mev.

El Subcomité decidió oponerse a designar cualquier tipo particular de instrumento como standard para medir la dosis de exposición en roentgen en energías entre 0,5 y 3Mev. Se reconoce que en efecto el presente procedimiento empleado por muchos laboratorios para mediciones de dosis de exposición en roentgen en esta región de energía hace uso de cámara de cavidad, como por ejemplo con rayos gama de Cobalto 60. Esto es realizado ya sea directamente, empleando cámaras de cavidad equivalentes aire de volumen conocido con las correcciones apropiadas para potencia de frenado, o indirectamente calibrando una cámara de cavidad con una fuente de radium conocida y haciendo uso de un valor de la emisión de rayos gama del radium para determinar la sensibilidad de las cámaras de cavidad a los rayos gama en esta región de energía.

La experiencia ha demostrado que las cámaras de aire con paredes plásticas con materiales de número atómico alto o teniendo cubiertas conductoras que contengan materiales de alto número atómico proporcionan una sensibilidad diferente para el Cobalto 60 u otras radiaciones de alta energía que para los rayos X empleados en la terapia convencional. Por lo tanto aquellas cámaras no deberán ser empleadas sin una calibración apropiada.

Tanto los métodos basados en las cámaras de aire libre como las cámaras de cavidad están siendo investigados para explorar sus méritos relativos. En el momento actual las investigaciones no son suficientemente completas para precisar conclusiones finales con las cuales se diseñaría el standard primario.

7.7. STANDARDS DE DOSIS DE EXPOSICION EN LA REGION DE RAYOS X DE 3 A 50 kv.

Son necesarios estudios adicionales de diseños y subsiguientes intercomparaciones en la región de Rayos X de 3 a 50 kv para lo cual debería estimularse a los laboratorios correspondientes.

7.8. PRECISION DE INSTRUMENTOS PARA MEDICIONES CLINICAS DE DOSIS DE EXPOSICION.

La precisión requerida en los instrumentos de medición de dosis

de exposición clínica es importante. Los fabricantes necesitan orientación con respecto a los tipos y precisión de los instrumentos que se desarrollarían. Puede obtenerse cualquier precisión razonable pero hay que tener en cuenta que cuanto mayor es la precisión mayor es el costo. Al mismo tiempo los instrumentos que requieren calibración con gran exactitud necesitan el desarrollo de standards más precisos y consecuentemente calibraciones más costosas. Este problema será estudiado en base a un esfuerzo para obtener la información necesaria y proveer de recomendaciones apropiadas de exactitud.

7.9. FACILIDADES PARA FUTURAS INTERCOMPARACIONES INDIRECTAS DE CÁMARA-AIRE LIBRE.

Debido a la gran pérdida de tiempo y esfuerzo necesarios para realizar una intercomparación directa entre dos cámaras aire libre, tales intercomparaciones son realizadas únicamente en intervalos poco frecuentes. Sería deseable por lo tanto si pudiera obtenerse un método más simple y razonablemente exacto para intercomparaciones más frecuentes. Una cámara de cavidad standard secundaria diseñada en forma apropiada, y lo suficientemente robusta como para ser transportable fácilmente entre distintos laboratorios, probablemente cumpliría con esta necesidad.

El NBS ha ofrecido diseñar y construir tal cámara, teniendo un volumen de unos pocos centímetros cúbicos y proporcionando una respuesta casi independiente de la energía de los rayos X sobre una gama de 50 a 250 kv, filtración mediana. Esta cámara sería del tipo protegido para evitar problemas de pérdidas de aislación. Sería usada en cada laboratorio con el mismo sistema null-type de medición de carga tal como es empleado con la cámara standard aire libre, y por lo tanto evitando el error debido a variaciones en la sensibilidad del electrómetro, característica corriente de los instrumentos secundarios.

NBS también se propone construir un diafragma para circunscribir el haz de rayos X y un capacitor compensador de carga (de aproximadamente 1.000 micromicrofaradios) el cual sería calibrado y remitido a varios laboratorios nacionales para su comparación con su propio y correspondiente tipo.

El NBS se propone disponer de este equipo para su circulación en 1957. Se cree que estos esfuerzos contribuirán a una concordancia más estrecha en las mediciones de dosis de exposición con cámara aire li-

bre en varios países. Sería particularmente ventajoso a aquellos laboratorios que no dispongan de facilidades aún para una intercomparación directa.

MIEMBROS DEL SUBCOMITE SOBRE STANDARDS DE RAYOS X QUE HAN PREPARADO
ESTE INFORME

W.J. Oosterkamp (Presidente)	Philips Research Laboratory, Eindhoven, Holanda.
H.O. Wyckoff (Vicepresidente)	National Bureau of Standards, Washington, D.C., E.U.A.
A. Allisy	Ecole Normale Supérieure, París, Francia.
G.H. Aston	National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, Gran Bretaña.
R. Jaeger	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Alemania.
R. Thoraes	Institute of Radiophysics, Stockholm, Suecia.

CONSULTORES

F.H. Attix	National Bureau of Standards, Washington, D.C., E.U.A.
C.E. Eddy	Commonwealth X-ray and Radium Laboratory, Melbourne, Australia.
W. Hübner	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, Alemania.
A. Somervil	Rotterdam Radio-Therapeutisch Instituut, Rotterdam, Holanda.
G.N. Whyte	National Research Council, Ottawa, Ontario, Canadá.

8. INFORME DEL SUBCOMITÉ DE STANDARDS DE RADIOACTIVIDAD.

8.1. Ha sido reconocido que en la preparación y empleo de standards de sustancias radiactivas producidas artificialmente, los países se dividen en tres grupos.

Grupo I. Aquellos países que disponen de facilidades para la standardización primaria y que son capaces y están deseosos de proveer standards primarios o secundarios a otros países.

Grupo II. Aquellos países que tienen facilidades para la standardización primaria.

Grupo III. Aquellos países que dependen totalmente de los standards de radioactividad primarios o secundarios provenientes de los países incluidos en el Grupo I.

La composición de los Grupos I y II es aproximadamente la siguiente:

GRUPO I

Reino Unido	National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex. Atomic Energy Research Establishment, Harwell, Berkshire.
Estados Unidos	National Bureau of Standards, Washington, D.C.

GRUPO II

Canadá	Atomic Energy of Canada, Ltd., Chalk River. Mc Gill University, Montreal, P.Q.
Francia	Commissariat a l'Energie Atomique, Chatillon.
Alemania	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig. Max-Planck Gesellschaft, Göttingen und Frankfurt a. M.
Japón	Electrotechnical Laboratory, Tokyo.

Reino Unido	National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex. Atomic Energy Research Establishment, Harwell, Berkshire. Royal Marsden Hospital (formerly Royal Cancer Hospital), London. Medical Research Council, London.
Estados Unidos	National Bureau of Standards, Washington, D. C. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tennessee.

8.2. Se recomienda que un laboratorio en cualquier país coordine la standardización de la radioactividad en ese país. Donde exista un laboratorio nacional reconocido, éste sería generalmente el centro focal para tal coordinación, pero en ausencia de un laboratorio semejante, esta coordinación sería llevada a cabo por un laboratorio universitario o un instituto de investigaciones.

8.3. Un equipo de conteo y de ionización beta y gama diseñados en forma apropiada puede eliminar la necesidad de standards secundarios cuando no se requiera una exactitud extrema. Una cámara de ionización beta y gama combinada se encuentra en la actualidad en desarrollo experimental en el National Physical Laboratory (UK) y se espera que sea posible producir esta cámara con calibraciones apropiadas para diferentes nucleidos emisores beta y gama. La posesión de tal equipo se considera que reduciría la demanda de standards absolutos y conduciría a una simplificación en el mantenimiento de standards en los nucleidos de períodos cortos. Están siendo desarrolladas también las cámaras de ionización similares por el Comisariado de la Energía Atómica (Francia) y el Max-Planck Institute (Alemania). El equipo de ionización (tal como el citado más arriba o el de Chalk River, Canadá, electros copios de fibra de cuarzo para beta y gama) y equipo de conteo pueden ser empleados para mantener calibraciones con fuentes de referencia apropiadas tales como Ra (D+E) para emisores beta, y radium-en equilibrio con sus productos para emisores gama. En el caso del Ra (D+E) debe tenerse cuidado en asegurar que las partículas alfa del polonio -210 (Ra F) no penetren en el detector.

8.4. La precisión a conseguirse para los standards primarios de radioactividad sería del 1%. Una precisión del 2% puede con probabilidad ser obtenida actualmente en algunos casos. Para lograr este ob

jetivo es deseable realizar intercomparaciones frecuentes entre laboratorios de standardización.

La precisión deseable para standards secundarios es del 3%, pero es suficiente una precisión del 5% para muchos propósitos médicos.

8.5. Debe realizarse una reflexión acerca del efecto sobre los valores de semidesintegración de impurezas isotópicas tales como la presencia de fósforo 33 en el fósforo 32.

8.6. Puede ser deseable considerar una recomendación para la construcción de fuentes uniformes de Cobalto 60, Tantalum 182 y Oro 198 en forma de alambres de diámetro definido con propósitos de standardización en el orden del milicurie. En este caso el National Physical Laboratory (UK) y el National Bureau of Standards (U.S.) serían los Institutos para concretar esos propósitos.

8.7. Se recomienda que los proveedores comerciales de sustancias radioactivas controlen las cantidades provistas dentro de sus límites asignados de precisión, pero se reconoce que la responsabilidad para la aplicación de tales materiales pertenecerá al usuario.

8.8. Los standards de radioactividad obtenible desde los Estados Unidos y el Reino Unido figuran en el Apéndice III.

MIEMBROS DEL SUBCOMITE DE STANDARDS DE RADIOACTIVIDAD QUE HAN
PREPARADO ESTE INFORME

B. Rajewsky (Presidente)	Max-Planck Institut für Biophysik, Frankfurt a. M., Alemania..
W.B. Mann (Vicepresidente)	National Bureau of Standards, Washington, D.C., E.U.A.
A.H.W. Aten, Jr.	University of Amsterdam, Amsterdam, Holanda.
A. Hedgran	Institute of Radiophysics, Stockholm, Suecia.
W.E. Perry	National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, Inglaterra.

A P E N D I C E S

APENDICE I. ESQUEMA DE TRATAMIENTO

Fechas del tratamiento: desde _____ hasta _____

Región tratada: _____

I. TRATAMIENTO PREVIO

1. En esta región

☐

A otra región

☐

2. Radioterapia

☐

Sustancia radiactiva

☐

3. Fechas de tratamiento: desde _____ hasta _____

4. Tipo de tratamiento: _____

5. Dosis absorbida (rad):

a. Lesión: _____

b. Piel: _____

c. Hueso: _____

6. Número de sesiones: _____

7. Volumen tratado: _____

II. TRATAMIENTO ACTUAL - RADIOTERAPIA (Beam Therapy)

1.- Especificación de la radiación

- a. Pulsante ☐ Continua ☐
- b. Filtro: Propio _____ Agregado _____
- c. Capa hemirreductora _____
- d. Energía máxima (kev) _____

2.- Tipo de tratamiento

- a. Convencional ☐
- b. Rejilla ☐
- (1) Diámetro de apertura (cm) _____
- (2) Protección protegida _____
- c. Cuña ☐

Para a, b y c:

	Campo	1	2	3	4	5	6	7	8
(1) Región									
(2) Área									
(3) Distancia fuente-superficie									
(4) Intervalo									
(5) Dosis absorbida por tratamiento (rad)									
(6) Número de tratamientos									
(7) Tiempo total									
(8) Espesor de tejido									

- d. Terapia de movimiento
- e. Paraxial
- f. Circumaxial

Para d, e y f:

- (1) Paciente erguido ☐ Paciente acostado ☐
- (2) Profundidad de la lesión (cm) _____
- (3) Número de sesiones _____
- (4) Intervalo entre sesiones _____
- (5) Tiempo de tratamiento total (minutos) _____
- (6) Distancia fuente a foco (cm) _____
- (7) Distancia piel a foco (cm) _____
- (8) Arco (°) _____

3.- Dosis absorbida

- a. Volumen tratado _____
- b. Tiempo total _____
- c. Dosis absorbida (rad) a:
- (1) Lesión: Max _____ Promed. _____ Min. _____
- (2) Otros tejidos (máximo):
- Piel _____ Hueso _____ Otros _____

III. TRATAMIENTO ACTUAL - SUSTANCIA RADIACTIVA LOCAL

1. Fuente de radiación:

- a. Nuclido _____
- b. Emisión gama específica: _____ r/mch a 1 m
- c. Forma (composición química) _____
- d. Período de semidesintegración _____

2. Tipo de tratamiento:

a. Superficial ☐

- (1) Distancia fuente a piel (cm) _____
- (2) Forma _____
- (3) Area (cm²) _____

b. Intracavitario ☐

Filtro alrededor de la fuente: Material _____
Espesor (mm) _____

c. Intersticial ☐

- (1) Area tratada (cm²) _____
Volumen ^otrado (cm³) _____
- (2) Fuentes:
Tipo _____ Número _____ actividad (mc) _____

3. Dosis absorbida - cálculos de tiempo

- a. Total de mc _____
- b. Número de aplicaciones _____
- c. Intervalo entre sesiones _____
- d. Tiempo de tratamiento (hr) _____
- e. Tiempo total (b · d) (hr) _____
- f. Total milicurie horas (a · e) _____
- g. Para aplicaciones intracavitarias y superficiales combinadas:
 - (1) Dosis superficial absorbida (rad) _____
 - (2) Dosis mínima absorbida en la lesión (rad) _____
- h. Para aplicación intersticial:
 - (1) Dosis máxima absorbida en el volumen tratado (rad) _____
 - (2) Dosis promedio absorbida en el volumen tratado (rad) _____
 - (3) Dosis mínima absorbida en el volumen tratado (rad) _____

IV. TRATAMIENTO ACTUAL - RADIOISOTOPOS SISTEMICOS

1. Fuente de radiación

- a. Isótopo _____
- b. Composición Química _____
- c. Carrier _____
- d. Buffer _____
- e. pH _____
- f. Período de semidesintegración _____
- g. Radiación emitida
 - (1) Tipo α ☐ β ☐ γ ☐
 - (2) Cantidad (Mev) _____

2. Tratamiento

- a. Método de administración _____
- b. Forma de distribución en el cuerpo

	Proporción	Vida media efectiva
(1) Todo el cuerpo	_____	_____
(2) Hígado	_____	_____
(3) Gónadas	_____	_____
(4) Hueso	_____	_____
(5) Tiroides	_____	_____
(6) Otros (establecer)	_____	_____
_____	_____	_____
(7) Excretado	_____	_____

3. Dosis absorbida (rad) en 3 períodos de semidesintegración en:

- a. Promedio de todo el cuerpo _____
- b. Hígado _____
- c. Gónadas _____
- d. Hueso _____
- e. Tiroides _____
- f. Otros (establecer) _____

APENDICE II.- RELACION DE STANDARDS PRIMARIOS DE RAYOS X

Standard Nº	País	Instituto y Custodia	Alcance de la Radiación kv	Tipo	Comparación en Standard	Referencia
1a...	Australia	Commonwealth X-ray and Radium Lab., Melbourne (mr. Stevens).	10 a 50	Aire libre, placas paralelas (en cons- trucción)		
1b...	id.	id.	50 a 250	Aire libre, placas paralelas (sistema de medición modifi- cado desde la pu- blicación).		14
2a...	Canadá	National Research Council, Ottawa (C. Garrett).	50 a 250	Aire libre, placas paralelas		
2b...	id.	id.	50 a 250	Aire libre, placas paralelas (en cons- trucción)		
2c...	id.	id.	10 a 50	id.		
3a...	República Federal Alemana	Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig (R. Jaeger)	50 a 400	Aire libre, cilín- drica.	4a, 10a	37,54
3b...	id.	id.	3 a 120	Aire libre, placas paralelas		37,54
4a...	id.	Max Planck Institute, Frankfurt (B. Rajewsky)	30 a 400	Aire libre, cilín- drica.	3a, 13a	37,54
4b...	id.	id.	3 a 60	Aire libre, placas paralelas.	11, 13b	6
4c...	id.	id.	3 a 10	"Wilhelmy chamber" de absorción total.		5
5...	Francia	Ecole Normale Supé- rieure, París (A. Allisy)	50 a 200	Placas paralelas		

(cont.)

APENDICE II.- RELACION DE STANDARDS PRIMARIOS DE RAYOS X (cont.)

Standard Nº	País	Instituto y Custodia	Alcance de la Radiación kv	Tipo	Comparación en Standard	Referencia
6....	id.	Laboratoire Central des Industries Electriques, París.(M. Demanche).	50 a 200			
7a...	Gran Bretaña	National Phisical Lab., Teddington (G.H.Aston)	30 a 100	Aire libre, placas paralelas.	10a, 13a, 14a	45, 59
7b...	id.	id.	100 a 300	id.	14a.	43, 1
8....	Italia	Instituto Superiore di Sanita, Roma (G.C. Tra- bacchi).	50 a 250	id.		56
9a...	Japón	Electrotechnical Lab., Tokyo (G. Ito).	40 a 250	id.		29
9b...	id.	id.	5 a 40	Aire libre, con res- guardo de alambre		
10a..	Holanda	Radio Therapeutic Inst. Rotterdam (A.Somerwil)	50 a 200	Aire libre, cilín- drica.	3a., 7a, 7b	45
10b..	id.	id.	10 a 50	Aire libre, malla de nylon.	11	44, 35
11...	id.	Philips Research Lab. Eindhoven (W.J.Osterkamp)	10 a 50	Aire libre, placas paralelas	4b, 10b.	54, 35, 36
12...	Nueva Zelandia	Dominion X-ray and Ra- dium Lab., Christchurch (G.E.Roth).	50 a 300	id.		
13a..	Suecia	Inst. of Radiophysics, Stockholm (R.Thoraeus)	50 a 250	Aire libre, cilín- drica.	4a, 7a, 14a	54, 53, 51, 52, 55
13b..	id.	id.	8 a 50	id.	4b.	54, 53, 51
14a..	Estados Unidos	National Bureau of Standards, Washington (H.O. Wyckoff)	60 a 250	Aire libre, placas paralelas.	7a, 7b, 13a	59, 1, 55
14b..	id.	id.	5 a 50	id.		50
14c..	id.	id.		10 atmósferas, pla- cas paralelas (ba- jo estudio)		

APENDICE III. STANDARDS DE RADIATIVIDAD DISPONIBLES EN LOS ESTADOS UNIDOS DE NORTEAMERICA Y EL REINO UNIDO

a) NATIONAL BUREAU OF STANDARDS (Estados Unidos)

Standards alfa. beta y gama

Muestra N a	Radiación	Nucleído	Actividad nominal ^a	Volumen
4900	α	Polonio-210 ^b	200 dps	(c)
4901	α	Polonio-210 ^b	500 dps	(c)
4902	α	Polonio-210 ^b	1000 dps	(c)
4903	α	$^{238}_{88}\text{Po}$	15 dps	(e)
4910	β (α)	Ra (D+E) ^f	200 dps	(c)
4911	β (α)	Ra (D+E) ^f	500 dps	(c)
4912	β (α)	Ra (D+E) ^f	1000 dps	(c)
4913	β (γ)	Cobalto-60	10^4 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4914	γ (β)	Cobalto-60	10^5 dps	5,0 ml.
4915	γ (β)	Cobalto-60	10^6 dps ^h	5,0 ml.
4916	β	Fósforo-32 ^j	10^5 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4917	β (γ)	Iodo-131 ^j	10^5 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4918	β (γ)	Oro-198 ^j	10^5 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4919	β	{ Estroncio-90 Ytrio-90 }	10^4 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4920	β	Talio-204	10^4 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4921	β (γ)	Sodio-22	10^4 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4922	γ (β)	Sodio-22	10^6 dps ^h	5,0 ml.
4923	β (γ)	Sodio-24	10^5 dps/ml ^g	3,0 ml. ⁱ
4924	β	Carbono-14	10^3 dps/ml ^g	25,0 ml
4925 ^m	β	Carbono 14 ^k	10^4 dps/gr	—
4926	β	Hidrógeno-3	10^4 dps/ml ^h	25,0 ml
4927	β	Hidrógeno-3	10^6 dps/ml ^h	$\sim 3,0$ ml
4928 ^m	β	Azufre-35	10^4 dps/ml ^g	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4929 ^m	K	Hierro-55	10^5 dps/ml ^h	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4930 ^m	K (γ)	Zinc-65	10^5 dps/ml ^h	$\sim 3,0$ ml. ⁱ
4931 ^m	γ (β)	Cesio-137	10^6 dps/ml ^h	5,0 ml
4932 ^m	γ (β)	Mercurio-203	10^6 dps/ml ^h	5,0 ml

- a La cantidad de desintegración así como la fecha de referencia constan en un certificado que acompaña al standard.
- b Las muestras consisten en Polonio-210 depositado sobre un disco de plata de 1 pulgada de diámetro, 1/16 pulgada de espesor, y cubierto con 0.002 pulgada de Paladio.
- c Muestra precipitada.
- d Las muestras consisten en U_3O_8 depositado en una lámina de platino de 0,1 mm. y montada sobre un disco de aluminio de 1 1/4 de pulgada de diámetro y 1/32 pulgada de espesor. La cantidad de desintegración alfa así como la fecha de calibración constan en el certificado que acompaña al standard.
- e Fuente evaporada.
- f Los standards consisten en Pb-210-Bi-210 en equilibrio, depositados sobre la superficie de paladio de 0,002 pulgada de espesor, de un disco de paladio-plata.
- g La actividad total ha sido convenida, de tal manera que no se requiere la autorización de la AEC para un standard.
- h Se requiere la autorización de la AEC.
- i Aproximadamente 3ml de solución carrier conteniendo el nucleído activo en una ampolla cerrada a la llama.
- j Distribuido periódicamente en intervalos anunciados.
- k Acido benzoico para ser empleado en contadores de centelleo de líquidos.
- m En preparación.

STANDARDS DE RADIUM (PARA ANALISIS DE RADON)^a

MUESTRA N°	CONTENIDO DE RADIUM	VOLUMEN
4950	10^{-9} gr	ml
4951	10^{-11}	100
4952	Solución en blanco	—

^a Las muestras son cerradas en recipientes de vidrio.

STANDARDS DE RAYOS GAMA DE RADIUM^a

MUESTRA N°	CONTENIDO DE RADIUM	VOLUMEN
	gr	ml
4955	$0,1 \times 10^{-6}$	5
4956	0,2	5
4957	0,5	5
4958	1,0	5
4959	2,0	5
4960	5,0	5
4961	10	5
4962	20	5
4963	50	5
4964	100	5

^b Las muestras son contenidas en ampollas de vidrio cerradas a la llama.

STANDARDS DE ROCAS Y MINERALES; MUESTRAS DE ROCA CON RADIUM^a

MUESTRA N°	ROCA	PROMEDIO DEL CONTENIDO DE RADIUM (Gramo de Radium por gramo de roca)
4975	Dunita	$(0,009 \pm 0,004) \times 10^{-12}$
4976	Caliza de Cartago	$0,15 \pm 0,03$
4977	Arenisca Berea	$0,24 \pm 0,02$
4978	Basalto del Río Columbia	$0,33 \pm 0,03$
4979	Granito de Chelmsford	$2,96 \pm 0,08$
4980	Cuarzita	$0,06 \pm 0,01$
4981	Granito de Graniteville	$3,3 \pm 0,2$
4982	Diorita Babbro	$0,18 \pm 0,02$
4983	Granito de Milford	$0,23 \pm 0,02$
4984	Diabasa Triasica	$0,18 \pm 0,03$
4985	Basalto Deccan	$0,21 \pm 0,04$
4986	Kimberlita	$0,59 \pm 0,04$

^a Cada muestra consiste de 100 gramos de roca pulverizada tomada de un volumen de material analizado para determinar su contenido en radium. Los datos petrográficos así como el análisis químico aproximado de una muestra representativa de cada roca, son también suministrados en un certificado que acompaña a cada muestra.

b. Atomic Energy Research Establishment (Reino Unido).

El Atomic Energy Research Establishment, de Harwell, proporciona un servicio de standardización para una amplia gama de nucleidos radiactivos. Los detalles acerca de este servicio pueden obtenerse de la División Isótopos, Atomic Energy Research Establishment, Harwell, Didcot, Berkshire, Gran Bretaña.

c. National Physical Laboratory (Reino Unido)

NUCLEIDO	RADIACION	PERIODO	CONCENTRACION RADIOACTIVA	MASA DE LA SOLUCION (gr)	DATOS DE LA SOLUCION	MESES DE ENTREGA
Sodio 24	$\beta (\gamma)$	15,0 hs	2,5 $\mu\text{c/gr}$	4	Na_2CO_3 en H_2O	Marzo, Setiembre
Fósforo 32	β	14,3 d	$\left\{ \begin{array}{l} 25 \mu\text{c/gr} \\ 1 \text{ mc/gr} \end{array} \right.$	$\left\{ \begin{array}{l} 4 \\ 1 \end{array} \right.$	NaH_2PO_4 en H_2O (0,1gr/litro) 0,1% formalina	Junio, Diciembre
Iodo-131	$\beta (\gamma)$	8,04 d	$\left\{ \begin{array}{l} 25 \mu\text{c/gr} \\ 1 \text{ mc/gr} \end{array} \right.$	$\left\{ \begin{array}{l} 4 \\ 1 \end{array} \right.$	KI en H_2O (50 mgr/litro), conteniendo también $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_3$ (50mgr/litro) y 0,1% de formalina.	Abril, Octubre
Oro-198	$\beta (\gamma)$	2,70 d	25 $\mu\text{c/gr}$	4	HAuCl_4 , en H_2O , estabilizado con solución de KCN al 10%	Mayo Noviembre

2 Las solicitudes para standards deberán ser presentadas al Director, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, Inglaterra con la debida anticipación en el mes que precede a aquel en el cual dichos standards sean catalogados para su entrega.

R E F E R E N C I A S

- 1.- Aston, G.H., and Attix, F.H.; Acta Radiol. 46, 747, 1956.
- 2.- Bakker, C.J. and Segre, E.; Phys.Rev. 81, 489, 1951.
- 3.- Boag, J.W.; Rad.Research 1, 323, 1954.
- 4.- Boag, J.W.; chapter in Radiation Dosimetry, Academic Press, New York, 1956.
- 5.- Bunde, E., Lang, D., Pohlit, W., and Sewkor, A.; Z. Naturforsch.9a. 129, 1954.
- 6.- Bunde, E., Sewkor, A., Rajewsky, B., and Jaeger, R.; Acta Radiol. 44, 163, 1955.
- 7.- Burch, P.R.J.; Rad. Research 3, 361, 1955.
- 8.- Caldwell, D.O.; Phys.Rev. 100, 291, 1955.
- 9.- Caswell, R.S., Radiology, 68, 101, 1957.
- 10.- Cohen, B.L., and Falk, C.E.; Phys. Rev. 84, 173, 1951.
- 11.- Cormack, D.V., and Johns, H.E.; Brit.J.Radiol. 25, 369, 1952.
- 12.- D'Ans, J., and Lax, E., Handbook for Chemistry and Physics, 2d. ed., Springer-Verlag, Berlin, 1949.
- 13.- Ebert, M., Howard-Flanders, P., and Shalek, R.J.; Rad. Research 3, 105, 1955.
- 14.- Eddy, C.E., Brit. J. Radiol. 10, 408, 1937.
- 15.- Ehrlich, M., National Bureau of Standards, comunicación privada 1956.
- 16.- Fano, U.; Nucleonics 11, N° 8,8, 1953.
- 17.- Fano, U.; Rad. Research 1, 237, 1954.

- 18.- Geygy, J.R., Ed., Wissenschaftliche Tabellen, J.R. Geigy, Inc., Zurich, Switzerland, 1955.
- 19.- Glasser, O., Quimby, E.H., Taylor, L.S. and Weatherwax, J.L.; Physical Foundations of Radiology, 2d ed., Paul B. Hoeber, Inc., New York, 1952.
- 20.- Gray, L.H.; Proc. Roy. Soc. (London) A156, 578, 1936.
- 21.- Gray, L.H.; J. chim. phys. 52, 519, 1955.
- 22.- Howard-Flanders, P., Hammersmith Hospital, London, comunicación privada, 1956.
- 23.- Hughes, D.J., and Harvey, J.A., Report BNL-325, Brookhaven National Laboratory, Brookhaven, L.I., New York, July 1, 1955.
- 24.- Hurst, G.S.; Brit. J. Radiol. 27, 353, 1954.
- 25.- Hurst, G.S., Harter, J.A. Hensley, P.N., Mills, W.A., Slater, M., and Reinhardt, P.W.; Rev. Sci. Instr. 27, 153, 1956.
- 26.- Hurst, G.S., Mills, W.A., Conte, F.P. and Upton, A.C.; Rad. Research 4, 49, 1956.
- 27.- International Commission on Radiological Protection, 1954 Recommendations, Brit. J. Radiol., Suppl. 6, 1955.
- 28.- International Union of Pure and Applied Physics, Commission on Symbols, Units, and Nomenclature, Document UIP 6, Physics Today 9, 23, 1956.
- 29.- Ito, T. and Ito, G.; special edition commemorating 50th anniversary of Electrotechnical Laboratory, Tokyo, Japan, p. 11, 1941.
- 30.- Joyet, G., Trumpy-Eggenberger, C., and Manderli, W.; artículo en The Brown Bovari Betatron, Brown, Boveri and Co., Ltd., Baden, Switzerland.
- 31.- Kara-Michailova, E., and Lea, D.E.; Proc. Camb. Phil. Soc. 36, 101, 1940.-

- 32.- Mather, R.L., and Segre, E.; Phys. Rev. 84, 191, 1951.
- 33.- Nelms, A.T.; National Bureau of Standards Circular 542, U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1953.
- 34.- Nelms, A.T., National Bureau of Standards, comunicación privada. 1956.
- 35.- Oosterkamp, W.J., and Somerwil, A.; Acta Radiol. 37, 48, 1952.
- 36.- Oosterkamp, W.J., and Proper, J.; Acta Radiol. 37, 33, 1952.
- 37.- Rajewsky, B., Bunde, E., Dorneich, M., Lang, D., Sewkor, A., Jaeger, R., and Hübner, W.; Darstellung, Wahrung und Übertragung der Einheit der Dosis für Röntgen und Gammastrahlen zwischen 3 keV und 400 keV. Richtlinien zur Standard-Dosimetrie. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig, 1955.
- 38.- Rossi, H.H., and Failla, G.; capítulo (p 603) en Medical Physics, Vol. II, The Year Book Publishers, Inc., Chicago, 1950.
- 39.- Rossi, H.H., and Rosenzweig, W.; Radiology 64, 404, 1955.
- 40.- Rossi, H.H., and Rosenzweig, W.; Rad. Research 2, 417, 1955.
- 41.- Schiff, L.I.; Phys.Rev. 83, 252, 1951.
- 42.- Segre, E.; Editor, Experimental Nuclear Physics, Vol. I (eq 52, p. 254), John Wiley & Sons., Inc., New York, N.Y., 1953.
- 43.- Smith, E.E., Brit. J. Radiol. 28, 662, 1955.
- 44.- Somerwil, A., Acta Radiol. 37, 44, 1952.
- 45.- Somerwil, A., Acta Radiol. Suppl. 117, 25, 1954.
- 46.- Spencer, L. V.; Phys. Rev. 98, 1597, 1955.
- 47.- Spencer, L. V.; and Attix, F.H.; Rad. Research 3, 239, 1955.
- 48.- Spencer, L. V.; and Fano, U.; Phys. Rev. 93, 1172, 1954.
- 49.- Sternheimer, R.M.; Phys, Rev. 103, 511, 1956.

- 50.- Taylor, L.S., and Stoneburner, C.F.; Radiology 23, 22, 1934.
- 51.- Thoraues, R.; Acta Radiol. Suppl. 15, 1932.
- 52.- Thoraues, R.; Acta Radiol. 27, 451, 1946.
- 53.- Thoraues, R.; Acta Radiol. Suppl. 117, 33, 1954.
- 54.- Thoraues, R.; Oosterkamp, W.J., Proper, J., Jaeger, R., Rajewsky, B., Gunde, E., Dorneich, M., Lang, D., and Sewkor, A.; Strahlentherapie 98, 265, 1955.
- 55.- Thoraues, R., and Wyckoff, H.O.; Acta Radiol. 46, 741, 1956.
- 56.- Trabacchi, G.C.; La Ricerca Sci., Serie II, Vol.IX, Pt. II, 250-257, 1938.
- 57.- White, G., National Bureau of Standards, comunicación privada, 1956.
- 58.- Woodard, H.W., and Spiers, F.W.; Brit. J. Radiol. 26, 38, 1953.
- 59.- Wyckoff, H.O., Aston, G.H., and Smith, E.E.; Brit. J. Radiol. 27, 325, 1954. Also in Acta Radiol. Suppl. 117, 17, 1954.
- 60.- Zanstra, H.; Physica 2, 817, 1935.

ESPECTRO de RAYOS X

- 61.- Amos, N., and Greenfield, M.A.; UCLA Report 322, University of California, Los Angeles, February, 1955.
- 62.- Cormack, D.V., Till, J.E., Whitmore, G.F., and Johns, H. E.; Brit. J. Radiol. 28, 605, 1955.
- 63.- Cormack, D.V., Griffith, T.J., and Johns, H.E.; Measurement of the spectral distribution of scattered 400 kvp X-rays in a water phantom. En publicación.
- 64.- Enigh, C.R., and Megill, L.R.; Non-Destructive Testing 11, No 3, 30, 1953.

- 65.- Ehrlich, M., and Fitch, S.H.; *Nucleonics* 9, № 3, 5, 1951.
- 66.- Ehrlich, M.; *Rad. Research* 3, 223A, 1955.
- 67.- Ehrlich, M.; *J. Research NBS* 54, 107, 1955.
- 68.- Greenfield, M.A., Specht, R.D., Kratz, P.M., and Hand, K.; *J. Opt. Soc. Am.* 42, 6, 1952.
- 69.- Greening, J.R.; *Brit. J. Radiol.* 20, 71, 1947.
- 70.- Greening, J.R.; *Proc. Phys. Soc. (London)* A63, 1227, 1950.
- 71.- Jenneings, W. A.; *Brit. J. Radiol.* 26, 193, 1953.
- 72.- Johansson, Sven, A. E.; *Arkiv Fysik* 3, 533, 1951.
- 73.- Johns, H.E., Fedoruk, S.O., Kornelsen, P.O., Epp, E.R., and Darby, E.K.; *Brit. J. Radiol.* 25, 542, 1952.
- 74.- Jones, D.E.A.; *Brit. J. Radiol.* 13, 95, 1940.
- 75.- Kramers, H.A.; *Phil. Mag* 46, 836, 1923.
- 76.- Miller, W., Motz, J.W., and Cialella, C.; *Phys. Rev.* 96, 1344, 1954.
- 77.- Ramm, W.J., and Stein, M.N.; *Phys. Rev.* 92, 1081, 1953.
- 78.- Rogers, T.H.; *Radiology* 48, 594, 1947.
- 79.- Silberstein, L.; *Phil. Mag.* 15, 375, 1933.
- 80.- Starfelt, N., and Koch, H. W.; *Phys. Rev.* 102, 1598, 1956.
- 81.- Wagner, G.; *Strahlentherapie* 96, 481, 1955.