

IAEA-CN-85



**INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE
RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS**

in

- Diagnostic and Interventional Radiology;
- Nuclear Medicine and
- Radiotherapy

Málaga, Spain, 26-30 March 2001

**WORKING MATERIAL-CONTRIBUTED PAPERS
PART IV**

Papers: 180-250

APLICACIÓN INFORMÁTICA PARA LA UTILIZACIÓN CLÍNICA DIARIA DEL MODELO LINEAL CUADRÁTICO

José Macías Jaén, Pedro Galán Montenegro, Coral Bodineau Gil, Amadeo Wals Zurita**, Ana M^a Serradilla Gil**.

Servicio de Física y Protección Radiológica, Complejo Hospitalario "Carlos Haya" de Málaga.

**Servicio de Oncología Radioterápica, Complejo Hospitalario "Carlos Haya" de Málaga.

Summary

The aim of this paper has been to indicate the relevance of the criteria A.S.A.R.A. (As Short As Reasonably Achievable) in the optimization of a fractionated radiotherapy schedule and the presentation of a Windows® computer program as an easy tool in order to:

- Evaluate the Biological Equivalent Dose (BED) in a fractionated schedule.
- Make comparison between different treatments.
- Compensate a treatment when a delay has been happened.

with a version of the Linear Quadratic model that has into account the factor of accelerated repopulation.

Introducción

Según ICRU50 el objetivo de cualquier tratamiento en radioterapia es impartir una determinada dosis en el volumen de planificación para que el volumen tumoral clínico quede englobado por la isodosis del 100%, salvando siempre en la medida de lo posible los tejidos sanos adyacentes al volumen tratado. Este criterio que está directamente relacionado con la calidad de tratamiento en radioterapia, proporciona de forma implícita la adecuada protección radiológica al paciente. A parte de consideraciones tales como la verificación del tratamiento diario para minimizar los errores de las distintas fases que intervienen, así como la elección de un fraccionamiento adecuado. Hay una serie de factores que radiobiológicamente tienen gran trascendencia y que por dificultades propias de la carga de trabajo de un servicio pueden no considerarse como es la tardanza en iniciar un tratamiento, paradas durante el mismo por motivos varios como pueden ser averías, empeoramiento clínico del paciente, etc.

En este trabajo se presenta una discusión sobre la importancia de considerar este punto. Esto nos ha llevado al desarrollo de una herramienta informática en entorno Windows® basado en el modelo lineal cuadrático que permite evaluar equivalencias radiobiológicas entre tratamientos y calcular la compensación por paradas.

El proceso completo (pruebas clínicas y diagnóstico, simulación del tratamiento, dosimetrías clínicas y puesta en tratamiento) para un paciente, se realiza habitualmente con una demora de tiempo entre las distintas fases de que consta. Esto es real y además admisible en muchos casos. No obstante hay situaciones, también reales, no admisibles en las que existe una modificación importante entre los datos tomados en la simulación y los datos reales a la hora de la puesta en tratamiento (adelgazamiento, crecimiento tumoral, ...) debido a demoras prolongadas. Este es un aspecto que está al mismo nivel que la elección de dosis y fraccionamiento a la hora de evaluar la optimización del tratamiento. Existen trabajos que abordan el problema de la tardanza inicial y que

hablan de efectos deterministas y no deterministas. Se ha propuesto el criterio A.S.A.R.A. (As Short As Reasonably Achievable) ^[1].

Los efectos no deterministas se pueden producir por una disminución en la probabilidad del control local de la enfermedad así como desarrollo de metástasis. No presentaría umbral mínimo en la tardanza, la probabilidad de ocurrencia aumenta con el aumento del retraso temporal, aunque no su severidad.

Los efectos deterministas como la ansiedad y empeoramiento general aumenta con el retraso temporal y quizás podríamos hablar de un umbral mínimo de tiempo, aunque esto último es muy discutible y sobre todo cuando hablamos de efectos psicológicos.

El modelo más usado en la actualidad es el modelo lineal cuadrático, que como todos sabemos, tiene una serie de limitaciones que le son inherentes como la incertidumbre de los parámetros radiobiológicos que utiliza, la tasa de radiación, etc. A continuación se expone una de sus versiones donde se define la Dosis Equivalente Radiobiológicamente (D.E.B.) como ^[2]:

$$DEB = n \cdot d \cdot \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right) - k \cdot (T - T_k) \quad [1]$$

siendo:

$n \rightarrow$ Número de fracciones totales.

$d \rightarrow$ la dosis por fracción en (Gy).

$\alpha/\beta \rightarrow$ el cociente de los parámetros lineal y cuadrático del modelo en (Gy).

$k \rightarrow$ factor de corrección debido al crecimiento tumoral (Gy/día).

$T \rightarrow$ Tiempo total del tratamiento en días, (incluyendo festivos).

$T_k \rightarrow$ Intervalo de tiempo en días a partir del cual se considera repoblación acelerada. Se asume que la repoblación es despreciable antes de T_k , es decir, $k=0$ para $T < T_k$.

Esta versión del modelo radiobiológico no tiene en cuenta el factor de reparación incompleta introducido por Thames y Hendry ^[3]. Esto tiene principalmente relevancia en tratamientos hiperfraccionados en los que el tiempo de reparación celular sea sensiblemente mayor al espaciado temporal entre fracciones del tratamiento. En este modelo los tratamientos hiperfraccionados sólo son modelados en cuanto a la estimación del tiempo total del tratamiento.

Se ha elaborado un programa para entornos Windows® que permite de forma cómoda y rápida evaluar el factor D.E.B. de un tratamiento radioterápico, evaluar la equivalencia entre dos esquemas distintos de tratamiento y compensar un tratamiento afecto de determinadas interrupciones. En cualquiera de estas tres vertientes optamos por evaluar la Dosis Equivalente Biológica sobre otros conceptos ampliamente usados como la Dosis Estándar Equivalente (D_S) propuesto por Yaes y col ^[4] ya que D_S es un caso particular de equivalencias entre tratamientos a partir de la D.E.B. para el caso estándar del fraccionamiento diario de 2 Gy y para tejidos donde la proliferación tumoral durante el tratamiento sea despreciable. En el caso de tejidos de respuesta aguda sólo se podría aplicar para tratamientos de igual duración. Es por ello que parece mucho más versátil el uso de la DEB. Cuando calcula la equivalencia entre tratamientos

tratamiento, administrando una (o más) fracción extra hasta compensar el gap.	esperado.	
---	-----------	--

Fuera del rango de dosis/fracción comprendido entre 1 y 4 Gy la utilización del modelo lineal cuadrático puede, de acuerdo con las ideas actuales, conducir a resultados erróneos. Por esta razón, su empleo debe quedar circunscrito a los niveles de dosis descritos.

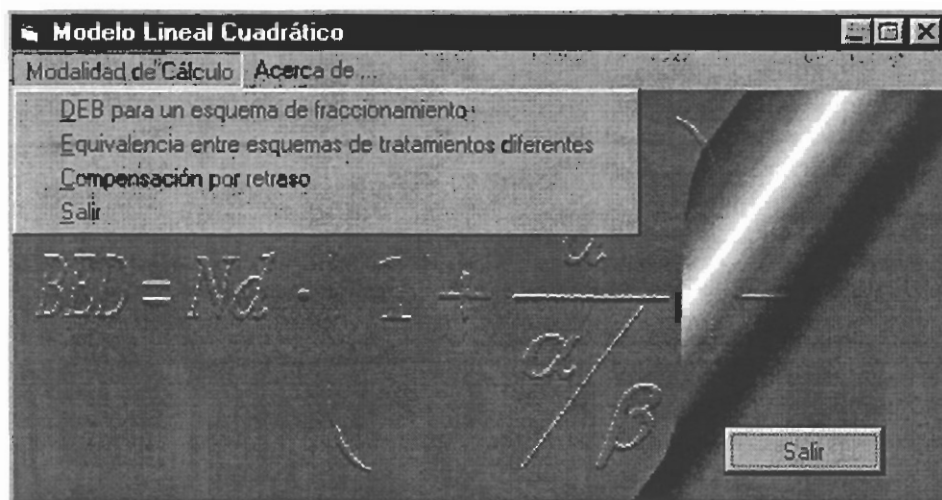
El programa puede ser bajado de la red en la dirección <http://www.carloshaya.net/servs/fisica/fypri.html>.

Conclusiones

Normalmente las interrupciones en un tratamiento de radioterapia no es un factor mencionado a la hora de aplicar el tratamiento de la forma más óptima posible. El criterio ASARA recoge este aspecto y, en la medida de lo posible debería ser seguido. Es fundamentalmente útil en el caso de tumores de crecimiento rápido. Podemos hablar de un 1% de detrimento en la D.E.B. por día perdido, por lo que la aplicación de modelos radiobiológicos para optimizar más los tratamientos aplicados es muy importante. En aras de conseguir mejores modelos es necesario también un mayor esfuerzo en el conocimiento de los parámetros que éstos manejan.

- [1] Mackillop W.J., Bates J.H.T., O'Sullivan B., Withers H.R., The effect of delay in treatment on local control by radiotherapy. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 34:243-250, 1996.
- [2] Colin G. Orton. "Fractionation: Radiobiological Principles and Clinical Practice", "Treatment Planning Radiation Oncology". Faiz M. Khan, Roger A. Potish (Williams & Wilkins 1998) Pág. 295-318.
- [3] Thames HD, Hendry JH: Fractionation in radiotherapy. Taylor Francis, London, 1987.
- [4] Yaes R.J., Patel P. Maruyama Y., "On using the linear-quadratic model in daily clinical practice". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 20:1353-1362;1991.
- [5] Sinclair J.A., Oates J.P., Dale R.G. "Bed-time charts and their application to the problems of interruptions in external beam radiotherapy treatments". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 44, 2:381-389; 1999
- [6] Krzysztof Skladowski, Rafal Tarnawski, Boguslaw Maciejewski et al. "Clinical Radiobiology of Glottic T1 Squamous Cell Carcinoma". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 43, 1:101-106; 1999
- [7] Abdelkarim S. Allal, Chistian de Pree, Pavel Dulguerov et al. "Avoidance of Treatment interruption: An Unrecognizzed Benefit of Accelerated Radiotherapy in Oropharyngeal Carcinomas". Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 45, 1:41-45; 1999
- [8] Hendry J.H., Bentzen S.M., Dale R.G., Fowler J.F. et al. "A modelled comparison of the effects of using differents ways to compensate for missed treatment days in radiotherapy". Clinical Oncology 8:297-307 (1996).

respetando la dosis por fracción y calculando un nuevo número de sesiones, usa un método de iteración que implica una incertidumbre en la D.E.B. de 0.01 sesiones. Cuando corrige la dosis por fracción debido a un aumento en el tiempo total del tratamiento, el programa estima un factor de penalización en la DBE que resulta de multiplicar el nº de días de parada por el factor de crecimiento tumoral, indicando siempre esta penalización en porcentaje.



La mejor elección de un tratamiento será aquella que logra una mayor DEB en el tumor y al mismo tiempo una DEB menor en el órgano crítico. Hay evidencias en la literatura [5,6,7] de que la probabilidad de control tumoral disminuye con las interrupciones o retrasos en el tratamiento. Esto llega a suponer alrededor de 1.1 % de detrimento en la DEB por día perdido (mejor estudiado en tumores de cabeza y cuello).

La aplicación informática que presentamos nos ayuda, apoyándonos en los métodos de compensación de gap descritos por Hendry et Al [8], a intentar mantener la DEB en el tumor, equilibrándolo con la DEB en los órganos críticos (ventana terapéutica). Estos métodos son:

MÉTODO	VENTAJAS	INCONVENIENTES
Mantener el tiempo total de tratamiento y la dosis por fracción: - Tratar los fines de semana. - Administrar dos sesiones al día hasta ponerse al día.	Se mantiene el tiempo total, el tamaño de la fracción y el intervalo de 24h entre fracciones. Se mantiene el tiempo total, el tamaño de la fracción.	Aumento de los costes, problemas de ámbito laboral e imposibilidad de realizarlo cuando el gap se produce cerca de la finalización de tratamiento. Pérdida potencial de tolerancia en tejidos de respuesta tardía para intervalos de 6-8h entre fracciones, frente a los de 24h. Problemas de horarios.
Mantener el tiempo total de tratamiento incrementando la dosis por fracción: - Aumentar el tamaño de la fracción en tantos días como días de interrupción ha habido: Mantener el isoeffecto en el tumor. Mantener el isoeffecto en los órganos de riesgo. - Aumentar el tamaño de la fracción (todas las fracciones con igual dosis) en los días restantes de tratamiento.	Se mantiene el tiempo total de tratamiento, se administra una fracción al día. Se mantiene el tiempo total de tratamiento.	Imposibilidad de realización en esquemas cortos que usen dosis por fracción elevadas. Mantener el control tumoral se traduce en un aumento de las reacciones tardías. Mantener el control de las reacciones tardías se traduce en una infradosificación del tumor.
Aceptar la prolongación del	Se mantiene el control local	Aumento de las reacciones tardías.

PROGRAMME FOR REDUCING THE RISK FACTORS DUE TO PRENATAL EXPOSURE

L. Arranz, N. Ferrer, J.M. Sastre
Hospital Ramón y Cajal. E-28036 Madrid. Spain.
Email: larranz@hrc.insalud.es

ABSTRACT

When a patient is not aware of her pregnancy, the foetus/embryo may be inadvertently irradiated during a diagnostic exploration or therapeutic intervention.

The radiosensitivity of the foetus/embryo changes during the different periods of gestation. For this reason there are different risk factors for each moment at which the patient may suffer irradiation. In the past 7 years, the department of Radiophysics and Radiation Protection has been consulted 75 times for this reason, to evaluate the dose received in the uterus. Since the establishment of a programme to avoid inadvertent irradiation of the foetus/embryo, these consultations have been reduced.

This programme is based on informing the patients and on training the medical staff.

INTRODUCTION

The radiosensitivity of the foetus/embryo changes throughout the various stages of gestation.

It is unlikely that exposure of the embryo in the first three weeks after conception would cause deterministic or stochastic effects in the born infant. In this period practically the only risk is radioinduced death (all or nothing law). The risk factor is 1 per Gray (1% per mGy).

For the remainder of the organogenesis period, conventionally considered after the third week (until the 8th), malformations may occur in the organ which is developing at the moment of exposure. These effects are of a deterministic nature and a threshold of 100 mSv has been estimated with an associated risk of approximately 0.5 per Gy.

In the period between three weeks after conception and the end of gestation, it is likely that exposure to radiation could cause stochastic effects resulting in an increased probability of cancer in the live born infant. The risk factor is 0.02 per Gy, implying a risk between 2 and 3 times greater than for the general population.

The risk of serious mental retardation or loss in IQ is high between weeks 8 and 15 (0.45 per Gy) and low between weeks 16 and 25 (0.1 per Gy). For purposes of comparison, the ratio of serious mental retardation in born children is 1 in 200. [1 to 3].

ESTIMATE OF THE RISK IN RADIOLOGIC AND NUCLEAR MEDICINE

In our hospital 75 consultations have been received in the past 7 years to perform a in-uterus dosimetric study to evaluate foetal risk. Of these, 75% correspond to radiological studies and 25% to Nuclear Medicine (68% correspond to diagnostic explorations and 32% to therapeutic treatments with I-131). Patient ages vary from 18 to 42 years and declared gestation weeks vary from 1 to 14 (average of 4 weeks).

The "Effdose" program of the National Institute of Radiation Hygiene of Denmark, the in-uterus dose documentation of NRPB and ICRP-53 and the MIRD method were used for dosimetric studies.

A dose of 10 mGy on the foetus, which may be standard for certain types of abdominal radioexplorations and radionuclide explorations (bone and brain gammagraphs, microcardial perfusion gammagraphs with Tl 201, with Tc-99m MIBI and with Tc-99m TTF, etc.), will imply an increase in the risk of mental retardation of 4 0/00 when irradiation takes place between weeks 8 and 15 (the period of highest radiosensitivity), which when compared to the natural rate (5 0/00) could be considered as acceptable if the benefits of the exploration are important.

Foetal doses between 10 and 100 mGy or more may occur during complex or simple radioexplorations performed with poorly optimised equipment and protocols, as well as in certain explorations and treatments in nuclear medicine (gammagraphs with Ga-67 or Selenium-75, and therapeutic treatments using I-131, etc.). [3 to 7].

PROGRAMME FOR PREVENTING INADVERTENT IRRADIATION OF THE FOETUS/EMBRYO

In view of the results obtained and of interviews performed with several affected patients, it was decided to carry out a program meant to reduce prenatal risks due to irradiation based on:

Patient information

The prescribing physician should ask the patient if she is pregnant or if she has missed a menstruation. If there are doubts regarding the possibility of a pregnancy, the woman will be considered to be pregnant.

Posters were created with the cooperation of the Ministry of Health and Consumption and the Scientific Societies of Radiological Protection (SEPR), Nuclear Medicine (SEMN) and Radiology (SERAM), with a striking and simple design, encouraging the patient to inform the physician of her situation. These posters were placed next to the appointment windows and in all waiting rooms, in order to inform the patients in both situations: when requesting an appointment and prior to the exploration or treatment. The design of the Nuclear Medicine poster included a request to inform the physician of a lactation situation in order to prevent risk to the lactant.

Additionally, nurses were asked to inquire all women in fertile ages on behalf of the physician responsible for the exploration regarding the possibility of a pregnancy before

carrying out the exploration or treatment. In the event of a positive reply the physician was immediately informed.

Physician training

All prescribing physicians and specialist physicians in radiology and nuclear medicine shall receive information on the justification and optimisation criteria proposed by the ICRP and gathered in our legislation and in Directive 97/43/Euratom. [1,2,8,9].

The criteria indicated are as follows:

- Only when a diagnostic exploration is well justified do the benefits overcome the risks. It should also be kept in mind that the risk of not performing a necessary radiological study may be much greater than the risk caused by the radiation.
- If a pregnancy cannot be ruled out and the radiological study involves the abdominal or pelvis region, particular care shall be paid to the justification, and particularly to the urgency of said study. The ICRP and the EC recommend that diagnostic methods which involve exposure of the abdomen in possibly pregnant women should be avoided unless there are important clinical indications.
- Once the exploration is justified, the doses shall be kept as low as reasonably possible, in accordance with the diagnostic information required.
- Experience shows that for the same exploration there are great intervals of doses to the uterus depending on the equipment and protocol of exploration used, so that significant dose reductions can be obtained without affecting the quality of the diagnostic image.

If the patient declares a possible pregnant state, the following alternatives are suggested, which shall always be followed under the criteria of the physician responsible for the exploration or treatment:

- **Cancel the exploration,** considering other available methods (ultrasound or MR) which have the same objective but do not imply exposure to ionising radiation. The patient may also be asked about any similar studies which she has undergone recently.
- **Postpone for a later date,** if it is not urgent, if the patient is uncertain about her state of pregnancy, until being certain of said state or until after the child is born if the pregnancy is confirmed.
- **Modify the exploration,** (for radiology) to reduce exposure to radiation, reducing the number of images, selection of projections, reduced radioscopy time and collimation of the radiation beam.
- **Carry out the full exploration,** in all cases ensuring that technical conditions are optimal, using the minimum mAs, maximum possible collimation in radiology, as

well as the available protection means for adjacent areas which do not affect the image, and for Nuclear Medicine performing a careful choice of radiopharmacology and radionuclides and with the minimum compatible dose administered in order to minimise the dose to the foetus.

In any case, the decision should always be explained to the patient and her consent requested (the patient has a right to know the possible risks).

In the case of radiotherapy, before making a decision regarding treatment of the future mother the dose to the foetus shall be carefully calculated. It will normally be high, but treatment of the mother must in general prevail over said dose to the foetus. In discussion and decision regarding treatment the mother's decision will be considered.

CONCLUSION

With the execution of this program the number of cases consulted per year due to inadvertent irradiation of the foetus has been to less than 10%.

The cooperation of the medical personnel has been crucial for the success of this experience, so that inclusion of these measures in the continuous training programs has proved its usefulness and effectiveness.

REFERENCES

- [1] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIOLOGICAL PROTECTION. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP. Publication 60. Ann ICRP, 1991.
- [2] EUROPEAN COMMISSION; Guía para la protección del feto y los niños pequeños irradiados debido a la exposición médica de sus progenitores. Protección radiológica 100, OPOCE Luxemburg. 1999.
- [3] NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD. Diagnostic Medical Exposures: Advice on Exposure to Ionising Radiation during Pregnancy. Doc NRPB. 1998.
- [4] EUROPEAN COMMISSION; Protección radiológica después de la terapia con Yodo-131 (exposiciones debidas al contacto con pacientes ambulatorios o dados de alta). Protección radiológica 97, OPOCE Luxemburg. 1998
- [5] COHEN B.L. Catalog of risk extended and updated. Health Phys. 61: 317-335, 1991.
- [6] UNITED NATIONS. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Ionizing Radiation, 1993. Report to the General Assembly, with annexes. United Nations sales publication E.94.IX.2. United Nations, New York, 1993.

[7] MOUNTFORD P.J. Evaluación del riesgo del paciente de medicina nuclear. Br J Radiol 70: 671-684. 1997.

[8] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIOLOGICAL PROTECTION. Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Publication 73. Ann ICRP, 1996.

[9] EUROPEAN COMMUNITY. Council Directive 97/43/Eurotom of June 30 1997, on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures. Official J Eur Commun 1997; N.L 180/22.

COMENTARIOS GENERALES SOBRE LA PROTECCIÓN DEL PACIENTE EN MEDICINA NUCLEAR.

M. Téllez de Cepeda(1), R Plaza(1) E. Corredoira(1) L.M. Martín Curto (2)

(1) S° de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz (Madrid)

(2) S° de Medicina Nuclear. Hospital Universitario la Paz.

RESUMEN

Se resumen en este trabajo, una serie de observaciones sobre distintos aspectos de la protección radiológica del paciente en Medicina Nuclear que incluyen: El aporte de la legislación específica, los principios de justificación y optimización (en especial éste último) como base fundamental del programa de garantía de calidad así como la importancia de que dicho programa se cumpla y se lleven a cabo las correspondientes auditorias internas de seguimiento, la comunicación tanto entre los diferentes grupos de profesionales implicados como entre éstos y el paciente, los voluntarios que colaboran en su cuidado y las personas de su entorno, teniendo en cuenta que el paciente es una fuente de radiación externa y contaminación.

1.- LEGISLACIÓN

Ante la pregunta legislación si o “demasiado” se puede contestar sin duda que **SI**. Disponer de una legislación específica y viable, Ha sido y es fundamental para la mejora o generación, según los casos de los programas de calidad de los servicios implicados.

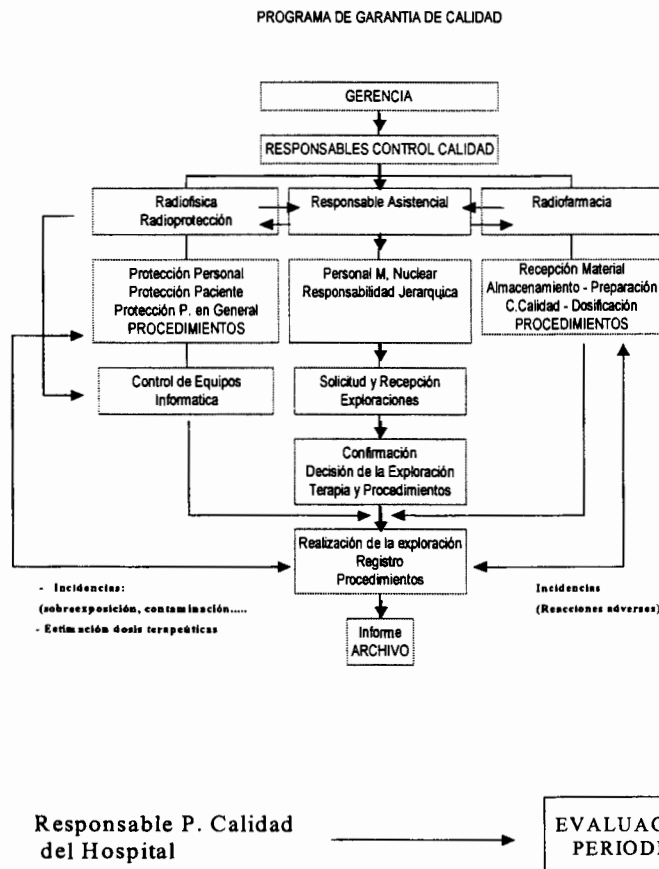
El Real Decreto 1841/1991 (de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear), según indicaciones de la Directiva 97/43 Euratom, está representando un estímulo continuo en la implantación efectiva de los programas de calidad.

El primer paso en este proceso ha sido la necesidad de elaborar un documento propio en cada servicio de Medicina Nuclear, para presentación al correspondiente S° de Inspección y Acreditación Sanitaria, lo cual lleva implícito que el documento **es de obligado cumplimiento, que ha de ser periódicamente revisado y que puede ser auditado en cualquier momento.**

Implantar dicho programa requiere una conexión permanente de médicos y técnicos especialistas, enfermería al cuidado de pacientes ingresado, empresas de mantenimiento y radiofísicos (que se incluyen formalmente en la legislación, con misiones específicas), todo bajo la responsabilidad final de Dirección.

aparece en el cuadro I.

Este Real Decreto, a diferencia de sus homólogos de Radioterapia y Radiodiagnóstico, no obliga a la constitución de una Comisión de Calidad. Escalada y col. (1) indican su buena experiencia sobre el funcionamiento de una comisión compuesta por miembros de M. Nuclear, Radiofísica y Dirección. En nuestro Hospital se ha optado por el organigrama que



Sea cual sea el sistema elegido, lo importante es que funcione y sirva para la **mejora continua**.

La actuación de la Autoridad Competente no es fácil en esta primera fase, ya que se tiene que encontrar el equilibrio entre el papel positivo que una auditoría debe representar en el apoyo a la calidad y la inevitable propuesta de sanciones, en caso de no cumplimiento, que pueden llevar al auditado a concentrarse más en el “papel” y el mínimo registro- con la posibilidad de ocultar o maquillar datos, que en perseguir la auténtica mejora continua.

Finalmente, concluiremos este apartado reseñando la necesidad y por otra parte la facilidad de actualizar los anexos del decreto, especialmente el que se refiere a control de calidad de la instrumentación, dados los constantes avances tecnológicos.

2.- EL PROTOCOLO NACIONAL DE CONTROL DE CALIDAD EN LA INSTRUMENTACIÓN.

La existencia de un documento nacional de referencia (2), avalado por las sociedades científicas implicadas al respecto y elaborado por un grupo de trabajo mixto, con representantes de cada una de éstas, es una buena opción no sólo a nivel científico sino humano e interprofesional..

No obstante hay que tener claro que, en ningún caso, debe ser un documento estático, dada la velocidad con que avanza la tecnología, como se dijo anteriormente. El documento actual requiere aplicación y crítica basada en la primera, así como la pronta creación de un nuevo grupo de trabajo mixto, para actualización y ampliación.

Escalada y col (1) opinan que la primera aproximación a las pruebas detalladas en el Protocolo Nacional, es difícil. R. Puchal, en su conferencia del VIII Congreso Nacional de Protección Radiológica concluye que el Protocolo es útil. Ambas visiones deben ser consideradas. El documento ha de ser analizado, pero es indiscutible que ha servido claramente de apoyo, desde la publicación del primer borrador, al desarrollo de la sistematización del control de calidad de la instrumentación.

3.- PROTECCIÓN DEL PACIENTE EN DIAGNOSTICO

Se basa en:

Procedimientos detallados que tengan en cuenta la justificación y la optimización de las exploraciones (3).

Detalles tan simples como qué hay que hacer antes de empezar un estudio (4) –prescripción correcta, adecuadamente redactada y legible; paciente, radiofármaco y actividad correspondiente, no portador de atenuadores de radiación ni de actividad o contaminación en lugares no deseados (bolsa de orina, incontinencias u otros); información sobre posibles embarazos y lactancias (5) etc.

Instrumentación en estado correcto. El personal encargado de cada gammacámara o equipo de pruebas “in vivo” ha de ser protagonista de las pruebas diarias (no olvidar centrado de fotopico entre otras), o muy frecuentes, de constancia así como un colaborador imprescindible del radiofísico en general.

En lo que atañe a pruebas de control de calidad en SPECT, se incluyen dos referencias bibliográficas recientes (6) y (7) , que se estiman de interés.

Con respecto a pruebas de aceptación de nuevos equipos, hay que destacar la importancia del papel del radiofísico en aumentar la cultura para la realización de dichas pruebas y la profundidad de las mismas, a través de una buena sincronización con el suministrador.

El trabajo que se viene realizando con equipos recientemente instalados, implica una cada vez mayor aproximación por parte del radiofísico y del suministrador, en la verificación del cumplimiento de las especificaciones de compra y en establecer un nivel de referencia inicial del equipo. Se incluye en la bibliografía el trabajo de R. Barquero y R. Puchal (8) relativo al tema en cuestión.

4.- TERAPIA

Es obvio destacar aquí la importancia de la justificación y la optimización así como la dosimetría del paciente y la información del mismo y de las personas del público próximas, (voluntarios colaboradores, familiares etc), durante la hospitalización y el tiempo posterior al alta en el que deben seguirse normas especiales.

Asegurar que no existen errores en la administración de la dosis prescrita es vital. J. C. Ruiz y col (9) han observado desviaciones frente al valor nominal, al medir las cápsulas de I-131 y concluyen en la necesidad de una verificación sistemática. Más importante aún, a nuestro entender, es la administración de una dosis individualizada tras un estudio de la captación.

En lo que se refiere al alta del paciente también debe individualizarse tanto en lo que se refiere al fin de la hospitalización como al periodo de restricciones (10 y 11).

En nuestro caso, se realiza una encuesta para conocer las condiciones de entorno del paciente una vez dada el alta. Dicha encuesta , así como la entrega y explicación verbal de las normas a seguir en lo que atañe a protección radiológica, es llevado a cabo por el radiofísico, del Sº de Radiofísica y Radioprotección, destinado a Medicina Nuclear, según lo acordado con el Jefe de Medicina Nuclear.

En reseña publicada por Foro Nuclear: “Flash de Isótopos y Protección Radiológica”, con fuente : Nuclear News, junio 2000, se indica que la NRC autorizó, en mayo del 2000, la no hospitalización de pacientes, siempre que los miembros de su familia no superen el límite de dosis establecido para el público, autorización que muchos especialistas no ponen en marcha.

En la misma fuente se indica que un estudio publicado en el Journal of Medical Association, sobre dosis de familiares de 30 pacientes a los que se había administrado una dosis de 4,3 GBq de I-131, recibieron una dosis media de 0,24 mSv, siendo el valor máximo de 1.09. Los pacientes tenían instrucciones especiales sobre mantenimiento de distancia, beber líquidos en abundancia y ducharse varias veces al día.

Caldwell y col (12), llegan a la conclusión de que , en determinadas circunstancias, el tratamiento de pacientes con dosis elevadas, puede hacerse sin hospitalización.

En nuestro criterio, parece razonable por diversas razones (recogida de orina entre ellas), ingresar a los pacientes un periodo de tiempo de acuerdo con sus condiciones individuales.

5.- INFORMACIÓN AL PACIENTE

En diagnóstico y mucho más en terapia, es preciso mantener un diálogo con el paciente (riesgos, normas etc). En cualquier caso la información debe ser fácilmente entendible; p. ej si s sobre riesgos en diagnóstico acudir a riesgos comparado con los habituales de la vida diaria o tiempo para recibir la misma dosis por radiación natural (13). Las normas escritas, deben ser, además, atractivas y directas, tal como se indica en “Protección radiológica 97 Euratom”. (CE).

Informe quien informe, debe haber unidad de criterio y una forma convenida para informar. Si se trata de enfermos ingresados el personal de enfermería debe estar preparado para informar, si se requiere. En cualquier caso el personal facultativo debe responsabilizarse de la información al paciente.

6.-CONCLUSION

Como conclusión general se destaca la importancia del programa de Calidad en el que debe entramarse, de forma natural, la protección radiológica del paciente. Todos los implicados en el mismo, deben comunicarse fácilmente entre sí y deben tener formación actualizada. Es importancia que se efectúen auditorias internas con la debida frecuencia.

BIBLIOGRAFÍA

1. Experiencia en la implantación de un programa de control de calidad en la instrumentación de Medicina Nuclear.- C. Escalada, R del Real, I. Martín, X. Pifarré, M.C. Paredes.- Radioprotección , revista de la SEPR, nº extraordinario, sep. 2000
2. Protocolo Nacional en la Instrumentación en M. Nuclear.- R. Barquero, A Blanes, J.M. Delgado, N. Ferrer; J. Mª martí, R. Puchal. M.L. Ramírez, J.Luis.Simón, M. Téllez de Cepeda (Coordinadora).- SEFM, SEMN y SEPR 1999
3. Protección del Paciente en medicina Nuclear y radioterapia. P. Ortiz, Protección Radiológica 2000, VIII Congreso de la SEPR
4. Nuclear Medicine Procedure Manual. Wm. C. Klingensmith III, D. Eshima & John Goddard. Revisión del 2000.
5. Guía para la protección del feto y los niños pequeños irradiados debido a la exposición médica de sus progenitores. Protección radiológica 100. CE (1999)

6. National electric Manufacturers Association Recommendations for Implementating SPECT Instrumentation Quality Control. The Journal of Nuclear Medicine. Vol 41. nº 2 Feb. 2000.
7. Recommendations for implementing Spect Instrumentation Quality Control, N. Medicine Section (NEMA). European Journal of N Medicine, Vol 26, nº 5, May 1999.
8. Nuevas Gammacámaras, nuevas pruebas. R. Barquero, R Puchal. Revista de Física Médica 2000; 1(0).
9. Primeros resultados de la implantación de un protocolo de verificación de cápsulas terapéuticas de I-131. J. C. Ruiz, J. F. Mart.i, I. Hervás, F. Sánchez. Radioprotección, revista de la SEPR, nº extraordinario. Septiembre 2000.
10. Protección radiológica después de una terapia con Yodo-131, Protección radiológica 97 (C.E.)
11. Personalización de las restricciones y recomendaciones que debe seguir el paciente tratado con I-131. P. Ruiz, M.A. Rivas, A. Hernández, A. García, F. Lozano. Radioprotección, Rev de la SEPR nº extraordinario. Sep 2000.
12. Outpatients treatment of thyroid cancer using high doses of Iodine I-131. Caldwell Ehrlich. Can Assoc Radiol J 1999 Oct;50 (5) 331-6
13. Are the X-rays safe?. MPW vol 15 (2) december 1999.

PATIENT DOSE IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY AND METHODS FOR DOSE REDUCTION**Abstract**

Diagnostic medical application of radiation is the largest man-made source of radiation exposure. Some investigations have shown that the doses of patients under the same examination are significant different. In order to get the patient dose level in radiography, we used TLDs to measure patient's ESD. The projections were chest (PA),lumber spine (AP and LAT), pelvic (AP) and skull (AP and LAT). The measured ESDs were 0.36 mGy , 16.1 mGy 9.9 mGy, 7.7 mGy and 5.1 mGy respectively. Four kinds of dose reduction methods were used, increasing tube potential ,increasing screen film sensitivity ,increasing filtration and increasing tube potential combine with increasing screen film sensitivity . The dose reduction varied from 40% to 86%. So simple and low-cost methods can be used to achieve significant dose reductions.

**FORMACION DE RECURSOS HUMANOS EN PROTECCION RADIOLOGICA EN EL AREA
DE MEDICINA NUCLEAR EN LA FACULTAD DE FARMACIA Y BIOQUIMICA,
UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES, ARGENTINA.**

R.M. Bergoc ⁽¹⁾, R.A. Caro ⁽¹⁾, C.A. Menossi ⁽²⁾.

⁽¹⁾Laboratorio de Radioisótopos, Facultad de Farmacia y Bioquímica, Universidad de Buenos Aires, Buenos Aires. ⁽²⁾Autoridad Regulatoria Nuclear Argentina, ARGENTINA. Av. Libertador 8250. (1429)-Buenos Aires. ARGENTINA. FAX: +54(11)49648202. E-mail: rmbergoc@huemul.ffyb.uba.ar/
cmenossi@sede.arn.gov.ar

ABSTRACT

The Faculty of Pharmacy and Biochemistry of the University of Buenos Aires offers different Courses on Methodology of Radioisotopes ON Nuclear Medicine in which the Radiological Protection is focalized under different aspects: 1) A Course for post-Graduate physicians. 2) Another one for professionals wishing to up-date their knowledge; and finally, 3) one for Technicians in Nuclear Medicine.

The aims of these Courses on Radiological Protection are different: in 1); it is dictated continuously from 1962, and 289 physicians have approved it. Training is theoretical and practical and intensive. The syllabus include: dosimetric magnitudes and units, internal and external dosimetry of different radionuclides with the intensity required by each professional as according to their specialties; qualification of areas, working conditions, contamination barriers, shielding; justification, optimization and dose limits; radioactive wastes; legal aspects, national and international legislation. 2) It is dictated from 1992 and attendant professionals actualize their knowledge in modular form according to their needs; 3) It is dictated from 1997, emphasizing fundamentally operational aspects: columns elution, decontamination of areas, etc.

Results are quite satisfactory: 95% of registered students approve their respective levels; the requirement is the acquisition of criteria accord with each professional/technical responsibility.

As for the above expressed, here are described the syllabus of each one of the specialties and the specific training is described.

INTRODUCCION

Los radioisótopos y las radiaciones son frecuentemente empleadas en la medicina tanto para el diagnóstico como para la terapia. Desde el punto de vista diagnóstico, isótopos tales como el ^{131}I , $^{113\text{m}}\text{In}$, $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{59}Fe , ^{51}Cr , ^{123}I , por solo mencionar algunos, han sido y/o siguen siendo utilizados en distintas prácticas. Desde el punto de vista terapéutico podemos mencionar que, desde aquellos radioisótopos clásicamente usados para irradiación de tumores malignos (como el ^{60}Co) y braquiterapia (^{32}P , ^{90}Y , etc), hasta los más modernamente empleados en terapia paliativa del dolor metastásico (^{153}Sm , ^{89}Sr , ^{33}P), así como los empleados en el tratamiento de enfermedades no malignas como la prevención de la restenosis (^{90}Y , ^{32}P), son actualmente de aplicación rutinaria en medicina. Es por ello que, además del entrenamiento específico en la práctica profesional con estas metodologías, es inconcebible el aprendizaje de las mismas sin el adecuado e integral conocimiento en protección radiológica general, orientado además a las prácticas específicas que estos profesionales han de ejercer. Por otro lado, estos profesionales asumirán la responsabilidad por la seguridad de la práctica en sí misma.

Por ello, y dado el creciente interés en estas disciplinas, el Laboratorio de Radioisótopos de la Facultad de Farmacia y Bioquímica de la Universidad de Buenos Aires propuso cubrir esta necesidad profesional bajo la forma de enseñanza presencial teórico-práctica. Es así como comenzó a dictarse en 1962, durante un semestre completo en la segunda mitad del año, el Curso de posgrado de Metodología de Radioisótopos para profesionales del área médica y biomédica. Actualmente, también se dictan un Curso de Actualización y otro para Técnicos en Medicina Nuclear.

ORGANIZACIÓN DE LOS CURSOS

1) **Curso de Posgrado:** Se dicta ininterrumpidamente desde 1962, habiendo sido aprobado hasta el presente por 289 profesionales médicos. El objetivo del curso es capacitar a graduados médicos en la aplicación de técnicas de aplicación de radioisótopos en Medicina Nuclear, con la adecuada formación en Protección Radiológica general, del paciente y del operador. El programa del curso completo comprende 222 horas de entrenamiento de las cuales 122 son de índole teórica y el resto práctica (dividida en 20 clases de 5 hs. cada una). La Radioprotección es uno de los temas más importantes del curso, ya que enfatizamos que un detallado conocimiento de la Protección Radiológica es esencial para una buena práctica médica con material radiactivo.

La capacitación en el tema es teórico-práctica e intensiva abarcando, entre otros, los siguientes temas: Definición, magnitudes y unidades de Dosis, Dosis Efectiva, Dosis Equivalente, Dosis Equivalente Colectiva, Dosis Equivalente Comprometida, Dosis Equivalente Ambiental y Direccional, Kerma, Tasas de Dosis. Fuente interna y externa. Blindaje. Aspectos generales de la Radioprotección: justificación, optimización y limitación de dosis. Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. Radiobiología. Dosimetría interna: modelos para su cálculo. Cálculos de Dosimetría interna para distintos estudios diagnósticos y/o terapéuticos. Intercomparación de Dosis con distintos nucleídos. Utilización de software modernos específicos para dosimetría interna. Protección Radiológica del paciente: control de calidad de la prácticas en Medicina Nuclear. Clasificación de las áreas de trabajo. Protección radiológica ocupacional. Contaminación interna y externa. Monitoreo. Instrumentación en radioprotección. Gestión de desechos generados en las prácticas con material radiactivo, con particular énfasis en los generados en las prácticas médicas. Regulaciones nacionales e internacionales. Normas del transporte de materiales radiactivos. Regulaciones internacionales y en Argentina para el empleo de materiales radiactivos.

Los aspectos teóricos de este tema representan aproximadamente un 30% de las clases teóricas totales del curso y la actividad práctica específica relacionada con esta temática es del 10% del total de las prácticas. Cabe destacar, además, que en todas las actividades prácticas la temática es retomada, tanto desde el punto de vista de las recomendaciones como de la práctica en sí misma, con cada nucleído utilizado. Específicamente, en el primer trabajo práctico se enseñan y analizan las recomendaciones para optimizar las prácticas, minimizando así los eventuales riesgos, y en dos prácticas específicas se plantean problemas prácticos similares a los que los profesionales deben afrontar en sus respectivos lugares de trabajo.

Al finalizar el curso, una parte fundamental del examen final consiste en la planificación de un experimento empleando radioisótopos, con particular énfasis en la planificación de la protección radiológica en el caso específico planteado. La idea primaria en la formación de profesionales en el tema es la de considerar que todo profesional que haya aprobado este curso estará en condiciones para solicitar a la Autoridad Regulatoria Nuclear la autorización para trabajar con material radiactivo; por ello se lo capacita para que sea capaz de resolver las cuestiones referentes a la Protección Radiológica que surjan en un Servicio de Medicina Nuclear, tanto desde el punto de vista del paciente como del operador.

Así es cómo, en *primer lugar*, el objetivo del entrenamiento en la radioprotección consiste en la adquisición de *criterios* para la adecuada aplicación de la *filosofía de la radioprotección*, independientemente de la formación y entrenamiento universitario previo que posean los asistentes al curso. Para ello, la enseñanza que se imparte incluye:

1) la **planificación** de prácticas profesionales con un adecuado **entrenamiento** del personal involucrado con el fin de mantener: a) las Dosis diagnósticas tan bajas como sea razonablemente posible, compatible con la obtención de un diagnóstico; b) las Dosis terapéuticas acordes con el principio de que el órgano o tejido blanco reciba la Dosis prescrita minimizándose las dosis en los tejidos circundantes; c) las Dosis ocupacionales emergentes de la ejecución de las prácticas tan bajas como sea posible para cada práctica.

2) el **cálculo** de la Dosis Absorbida por el paciente por la práctica médica y el cálculo de la Dosis Absorbida por el personal durante las prácticas.

En *segundo lugar*, se trabaja sobre la **adecuación de los procedimientos** teniendo en cuenta: los elementos por emplearse, los detalles de las técnicas, las dificultades eventuales, el tiempo requerido por la práctica para ser completada, los eventuales riesgos radiológicos asociados.

En *tercer lugar*, se hace hincapié en las conclusiones emergentes de la resolución práctica de la dosimetría interna y externa de fuentes de uso médico (^{131}I , ^{201}Tl , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{60}Co y otros radioisótopos) con la intensidad requerida para cada caso, enfatizando particularmente el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ por sus extensas aplicaciones en Medicina Nuclear en la Argentina. A título de ejemplo, se plantea con detalle la situación teórica y práctica de la elución de una columna generadora de $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$, ya que sin duda es el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ el isótopo más empleado actualmente en el país. El empleo de dicha columna se plantea y resuelve atendiendo a dos parámetros: a) la metodología empleada para la elución y marcación del radiofármaco, su lógica y propiedad; b) el cálculo, a fin de estimar las Dosis que recibirán el paciente y el operador, permitiendo la planificación previa de la práctica y su optimización. .

En las evaluaciones finales, la claridad conceptual y el criterio adquirido tienen el peso más alto en la calificación final que se asigna al capacitando.

2) Curso de Actualización: se dicta todos los años desde 1992 y en él se imparte la actualización de estos conocimientos en forma modular, de acuerdo a las necesidades de los profesionales médicos asistentes. El programa de curso completo comprende 100 horas de entrenamiento de las cuales 50 son de índole teórica y el resto práctica (dividida en 10 clases de 5 hs. cada una). La actualización en Protección Radiológica es ineludible, dada la creciente incorporación de prácticas médicas con nuevos radioisótopos, lo que conlleva el análisis de nuevas situaciones para pacientes y operadores. En este curso la temática de protección radiológica abarca el 40% del total de las clases teóricas y el 20% de las prácticas específicas, si bien, en todos los prácticos, el tema es necesariamente revisado. Un tema fundamental en este Curso es el Control de Calidad en las prácticas médicas con material radiactivo y la intercomparación de Dosis recibidas (en órgano blanco y tejidos circundantes) por los pacientes cuando distintos radioisótopos pueden ser utilizados para la misma práctica diagnóstica o terapéutica.

3) Curso de Técnicos en Medicina Nuclear: Inicialmente los técnicos que deseaban adquirir conocimientos para el trabajo en Centros de Medicina Nuclear, podían asistir a determinadas clases del Curso de Posgrado, hasta alcanzar su capacitación. Desde 1997 se dicta específicamente un Curso para Técnicos en Medicina Nuclear para quienes desarrollan tareas técnicas en Centros de Medicina Nuclear o que deseen capacitarse adecuadamente para esa tarea después de haber adquirido un título secundario. La propuesta de este Curso es proveer un conocimiento de las cuestiones básicas que resulte acorde con la formación de los técnicos. El objetivo es que adquieran la formación básica necesaria para el trabajo con material radiactivo en relación con la práctica específica que van a ejercer. Se imparten en forma teórica los conceptos generales de desintegración, interacción con la materia, leyes, equilibrio, y los aspectos fundamentales de protección radiológica. El programa de Curso completo comprende 222 horas de entrenamiento de las cuales 122 son de índole teórica y el resto práctica (dividida en 20 clases de 5 hs. cada una). Durante el desarrollo del Curso se analizan y fundamentan las recomendaciones para optimizar las prácticas minimizando los riesgos. Se realizan diferentes cálculos enfatizando particularmente la elución de la columna generadora de $^{99}\text{Mo} - ^{99\text{m}}\text{Tc}$. Uno de los puntos consiste en resolver sencillos cálculos de Dosis en operadores y de blindajes, teniendo en cuenta las condiciones laborales en que van a desempeñarse los técnicos. La enseñanza impartida en nuestro Laboratorio posteriormente se consolida con una intensa actividad práctica en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital de Clínicas José de San Martín, dependiente de la Comisión Nacional de Energía Atómica Argentina. Durante la misma los asistentes se entrenan en la metodología de preparación de todos los radiofármacos de aplicación en Medicina Nuclear en Argentina.

RESULTADOS

En el Curso de Posgrado, es interesante mencionar que los graduados asistentes son seleccionados todos los años entre los inscriptos, no sólo teniendo en cuenta sus perfiles académicos, sino también considerando las necesidades de sus respectivos entes empleadores en tener personal calificado para las prácticas médicas radioisotópicas. Desde 1980 en adelante, el incremento en el número de profesionales médicos interesados en adquirir esta capacitación es evidente, probablemente debida a la creciente expansión de la utilización de radioisótopos en el diagnóstico médico, principalmente en Cardiología. Otro dato a destacar es que el 12% de los profesionales asistentes proviene del interior del país; en los últimos años, esta proporción ha ido en aumento con respecto a años anteriores, debido al interés de profesionales del interior en contar con el conocimiento de prácticas que empleen radioisótopos, tanto en medicina diagnóstica como terapéutica. Durante los últimos 10 años, también profesionales de diferentes países latinoamericanos (Perú, Venezuela, Brasil, Colombia y Uruguay) han aprobado sus exámenes finales.

En cuanto al Curso de Actualización, si bien los profesionales que se inscriben ya tienen experiencia práctica, en él los profesionales desean tanto capacitarse en técnicas metodológicas más modernas que utilicen material radiactivo como en adquirir actualización en los criterios de protección radiológica.

Con relación al Curso de Técnicos, es importante remarcar la importancia en transmitir la formación básica, capacitación práctica y los conceptos y práctica de la Protección Radiológica a los participantes para que actúen como soporte del profesional responsable en las respectivas prácticas, tendiendo a cubrir una necesidad detectada en ese sentido.

CONCLUSIONES

La aplicación de los radioisótopos y las radiaciones en diferentes actividades profesionales es actualmente una práctica común en la ciencia y la tecnología modernas, muy particularmente en la medicina diagnóstica y terapéutica. Sin embargo, estas actividades son solamente aceptables en un contexto de seguridad radiológica y con personal adecuadamente entrenado en la filosofía de la radioprotección. En ese sentido, la enseñanza de la *justificación* y de la *optimización* de las prácticas médicas con radiación ionizante adquiere un lugar fundamental. Los Cursos que hemos descripto en el presente trabajo están organizados y concebidos con este propósito, respaldado por más de 30 años de actividad docente permanente y actualizada en el área temática. Los resultados son ampliamente satisfactorios: el 95% de los inscriptos ha aprobado los respectivos niveles; la exigencia es la adquisición de criterios acordes con cada responsabilidad profesional / técnica. Es de destacar la existencia de una Cátedra de la Universidad de Buenos Aires dedicada por casi 40 años a la formación de recursos humanos en esta área temática, en permanente relación con la Comisión Nacional de Energía Atómica Argentina y, actualmente, con la Autoridad Regulatoria Nuclear Argentina.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Física y Biofísica: radiaciones. J. Dutreix, A. Desgrez, B. Bok, C. Chevalier. Editorial AC, Madrid, 1980.
- 2.- Physical Principles of Medical Imaging. P. Sprawls, Jr. Aspen Publishers Inc., Maryland, USA, 1987.
- 3.- Introduction to Radiobiology. M. Tubiana, J. Dutreix, A. Wambersie. Taylor & Francis, London, New York, Philadelphia. 1990
- 4.- Annals of the ICRP. Published on behalf of the International Commission of Radiological Protection.
- 5.- Radiation Protection in Medical Radiography. M.A. Statkiewicz-Sherer, P.J. Visconti, E.R. Ritenour. Mosby Inc. St. Louis, Missouri, 1998.

Out

IAEA-CN-85-186

TISSUE STANDARD RATIOS(TSR) FOR VARIAN'S CLINAC2100C RADIOTHERAPY ACCELERATOR

TinasheE. Makoni

Mpilo Hospital Radiation Therapy Dept. P.O. Box 2096. Bulawayo. Zimbabwe.

Email: kvmugabe@yahoo.com

1 INTRODUCTION

Since the advent of isocentrically mounted external therapy machines, there have basically been two main treatment geometries, namely fixed source to surface distance (SSD) and isocentric treatment. The dose calculation procedure for fixed SSD treatment is straight forward, involving the measurement and tabulation of beam data such as relative output factors(ROF), percentage depth dose(%DD) and the quoted output for the external radiotherapy unit, which may be a linear radiotherapy accelerator(LINAC) or a cobalt-60 unit. Dose calculation procedures for isocentric treatments, with varying SSDs depending on the patient's tumour depth however involve a number of correction factors to be applied and a measurement and tabulation of Tissue Phantom Ratios(TPRs), Tissue Maximum Ratios(TMRs) and/or Tissue Air Ratios (TARs). Depending on a particular radiotherapy clinic and the expertise within that clinic, dose calculation may be very complex and errors leading to misadministered radiation dose could arise. Our Department received its first LINAC in December 1996 from Varian Oncology Systems after years of using a cobalt-60 unit for external radiation therapy. In order to safely bring the LINAC into clinical service; the unit had to go through acceptance testing and finally commissioning. Commissioning is when the medical radiation physicist measures, analyses and tabulates the radiation beam data for treatment planning and treatment purposes. It is also when base level minimum standards are set for the Quality Control(QC) of the unit, so as to predict immediate service needs of the unit. In our Department, we decided to introduce and measure TSRs for isocentric treatment setups. We describe and present below our commissioning experience and a tabulation of the TSR data for Varian's Clinac2100C LINAC for 6MV and 10MV X-Rays.

2 MATERIALS AND METHODS

During commissioning the following data was acquired using the automated Wellhoffer Waterphantom Dosimetry Scanner with a C10 chamber.

1 %DD for field sizes 4x4 cm² up to 40 x 40 cm² and to a depth of 35cm

2 ROF

3 beam profiles

4 wedge transmission factors and blocking tray transmission factors.

For isocentric treatment setups, TSRs were measured using the Wellhofer Waterphantom Dosimetry Scanner. We define first what TSR is.

DEFINITION: A TSR is defined as the ratio of the dose at the isocentre for the depth, field size and shape and radiation quality to the dose at the isocentre for a 10x10cm² field at 10cm depth. See Figs 1 and 2.

In a radiation therapy clinic, use of TSRs would require knowledge of a reference measured dose. It is quite common in most departments to calibrate a LINAC such that at the depth of maximum dose, d_{max} , for a $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field at 100cm SSD is

$$D(10 \times 10, d_{max}, Q, \text{SSD}=100\text{cm}) = 100.00 \text{ cGy} / 100\text{U}.$$

This is the reference dose, but for the isocentric treatment setup, the inverse of this dose at 10cm depth and for a $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field would give us the monitor units(U) required to give 1Gy at the isocentre. This is the calibration factor (CF) for the radiation quality.

To measure TSRs, the LINAC is mounted vertically and all measurements were taken on the central axis (CAX) and at the isocentre for various field sizes ranging from $4 \times 4 \text{ cm}^2$ to $25 \times 25 \text{ cm}^2$. For each field size and depth set, the LINAC was set for 100U and point by point measurements at the isocentre taken with varying amounts of the waterhead above the isocentre. Measurements from 2cm up to 20cm depth were made. The values so measured were normalised using the isocentric dose measured for a $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field at 10cm depth at the isocentre also for 100U set. Measurements were done for 6 and 10mV X-Rays. A treatment data table was produced for the two X-Ray Qualities of 6mV and 10mV.

To confirm the measured data independently, another physicist repeated the measurements using perspex $30 \times 30 \times 1 \text{ cm}$ solid waterphantom sheets, and using an NE Farmer type chamber. One of the sheets had a hole to fit the chamber. Using the perspex method, and noting that the time required to take all data points is quite long, a record of temperature and pressure was kept to minimise drifts due to changing conditions.

3 RESULTS AND DISCUSSION

Tables 1 and 2 show the experimental data for 6 and 10mV X-Rays respectively. The data was collated from a mean of the waterphantom and the perspex phantom. Deviations less than 0.5% were recorded for the two phantoms at each measured point. As can be readily seen from the data, TSRs are a slow rising function of field size, depth and radiation quality. The BEAM ON monitor units to give a Tumour Dose(TD) at the isocentre can readily be calculated from

$$\text{Beam On} = \text{CF} \times \text{TD} / \text{TSR}$$

For 6mV X-Rays, a calibration factor of 125U/Gy was measured, while that for 10mV X-Rays was found to be 115U/Gy.

In our clinic, we now readily use TSRs for isocentric set-ups. They are easier to use. They have eliminated the need to correct for inverse square law and ROF corrections and provide a quick QC of all isocentric treatment setups as the CFs can be easily checked using the geometry in Fig 1. Also using the perspex phantom and at any depth, the monitor units required to give a particular TD can be checked before beaming on.

Dose calculations obtained using the TSR method have been compared to those using other methods such as TMRs and we report agreement within 0.5%. For a Co-60 unit, the calibration factor would have minutes/Gy, it being the time one would set at 10cm depth for a $10 \times 10 \text{ cm}^2$ in order to get 1Gy at the isocentre.

4 CONCLUSIONS

TSRs for Varian's Clinac 2100C Radiotherapy Accelerator have been experimentally determined for 6 and 10mV X-Rays. They offer a less error prone dose calculation procedure for isocentric treatment set-ups for the dose at the isocentre. We recommend the adoption for use of TSRs in small radiotherapy clinics which at times work without a full time medical radiation physicist. Their adoption in larger clinics is a matter of choice and the expertise in the clinic.

5 REFERENCES

1. A.R. HOUNSELL and J.M. WILKINSON – Tissue Standard Ratios for irregular shaped Radiotherapy Fields, British Journal of Radiology 1990,63, 629-634

A CONCEPT FOR STANDARDIZED DOSE ASSESSMENT IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY*

M.Tschurlovits¹, G. Pärtan², H. Stadtmann³, W. Aspek⁴

¹ Atominstitute of Austrian Universities, Vienna, Austria,

² Radiology department, Danube Hospital, Vienna, Austria

³ Austrian Research Center Seibersdorf, Seibersdorf, Austria

⁴ Austrian Workers Compensation Board (AUVA) Vienna, Austria
email: tschurlo@ati.ac.at

Abstract

A program for a uniform procedure for dose assessment of all involved persons in interventional radiology was to be developed. The program has to be applicable for all relevant techniques as used in different departments in Vienna. These constraints required the design of a concept generally applicable for different interventions and different technical equipment. A pilot study to design a program for assessment of doses to both patient and personnel in interventional radiology was undertaken. This paper describes the concepts of data assessment. The dosimetry and the experimental verification is described in another paper. This in turn leads to procedures which apply in general for all interventions. The program might be useful for predictions of dose based upon physical parameters without direct dose assessment.

INTRODUCTION

Numerous papers [1] report doses in interventional radiology, but are usually directed to a certain technique as applied in a given department, and hence mostly directed to a limited range of investigations and equipment. The major conclusion is that the doses are high and cover a broad range. In the present program, it is planned to investigate the full range of angiographic and complex interventional investigations in different departments and hence under different conditions, but with a uniform protocol. The application of different techniques in different departments leads to the chance to design a standardized procedure leading to reproducible results. The procedure includes the registration of some ten parameters in a database. That in turn leads to a procedure which applies in general for all interventions, and to be used for predictions of dose based upon physical parameters without direct measurements..

This paper describes the design of the program, another paper reports the conceptual issues for dose assessment [2].

The following techniques are scheduled to be investigated in detail:

- | |
|--|
| <ul style="list-style-type: none"> · Trauma/orthopedic surgery, · Diagnostic coronary angiography · Percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA) · Percutaneous transhepatic cholangiography/cholangioplasty · Angiography of lower limbs · Percutaneous transluminal angioplasty (PTA) lower limbs · Transjugular portosystemic shunt (TIPS) · Miction cysturethrography (MCU) |
|--|

*Work supported by Austrian Workers Compensation Board (AUVA) Vienna, Austria

2. PATIENT DOSE

Regarding the dose received by the patient, the applications differ in many aspects. These aspects can be classified by considering stochastic effects (by estimation of the effective dose) and deterministic effects (by assessment of the skin dose and the dose to the lens of the eye). In any case, sensitivity analysis has to be carried out to check the consequence of changes of parameters for the result.

The **Effective dose** depends mainly on:

- radiation field characteristics
- imaging pattern
- duration of exposure
- field size
- exposed part of the body

The **skin dose** depends on

- entrance surface dose
- possible overlapping of exposed areas in some applications; this requires:
- reproducible identification of exposed area if deterministic effects have to be expected

Other **organ doses (lens of the eye, thyroid)** are not to be assessed in all applications, but only in techniques where these organs are in or close to the primary radiation field.

3. OCCUPATIONAL DOSE

The dose of physician and medical personnel depend on the same parameters shown above, but is corresponding to the dose of the patient (e.g. by duration of the investigation) only in a few cases. For most of the parameters however, the dose of the investigator cannot be assumed to correspond to the patient dose. This is because of the use of individual shielding and other measures. The concept of an optimized assessment of the occupational dose has therefore to be directed by other guidelines.

The **effective dose** depends on:

- projection
- radiation spectrum
- duration of exposure
- use of individual shielding
- distance to patient

The **organ doses (skin, hands, lens of the eye, thyroid)** may arise in nearly all applications, because the considered organs are not necessarily protected by aprons.

4. VARIABILITY OF DOSES

Because it is well known that the doses from the intervention for both patients and occupational vary over a broad range [1,3], the project aims to identify reasons for this range and to suggest measures to optimise the doses to both patient and personnel. This requires a

system to identify, to register and to characterise parameters. The following system will be applied to identify not only the parameters, but also their importance. In addition, a sensitivity analysis will be carried out. The following categories of parameters might be identified[2]:

Controllable factors include technical parameters, mode of operation, field size etc. Non-controllable factors include patients characteristics, experience of the investigator, non-predictable quantities as duration of exposure. Possible confounding factors have to be identified.

The following table shows a simplified classification of parameters

Variability introduced by	Parameter category	Parameter
Equipment	Controllable	Filtration anode angle film speed adjustment of AEC entrance dose focus-film distance anti-scatter grid
Patient	non controllable	<i>Patients characteristics</i> - weight, size - body mass index - age - gender - clinical status - complexity of case <i>lead to patient dependent parameters as</i> Tube potential [kVp] Tube current [mA] Duration of exposure [minutes]
Investigator	non controllable	Projection duration field size use of "high contrast" mode experience complexity of case

In order to derive protective measures from the results of the investigation, these parameters have to be put into a database, complemented by other parameters or conditions as

- applicable measuring techniques (DAP meter available)
- deterministic effects to be expected
- records of field size and coordinates of the beam possible (computer supported)
- reproducibility of beam coordinates
- geometric conditions as FFD(fixed, variable); field size
- undercouch/ overcouch technique
- projection (ap, pa lat, oblique)
- position of dosimeters at intervening operation
- entrance dose at imaging system
- parameter registration computer supported

- additional shielding available
- image quality (requirement and fulfilment)

5. TECHNIQUES FOR DOSE ASSESSMENT

The following techniques can be used for dose assessment, and their mayor properties are shown below. The quantities involved in the assessment and practical issues are discussed in [2].

mode of assessment	Result available as	Main properties	advantage	Disadvantage
dose-area product monitoring	dose area product [Gy.m ²]	On line measurement, collation of total dose per investigation	simple operation	Assessment of skin dose only for fixed projections
TL-measurements at patient	surface entrance dose [Gy]	real dose at intervention, disturbing operation	dose and dose distribution at patient surface	operation complex in sterile conditions
TL-measurements at equipment	dose at a certain site [Gy]	dose $\approx$ total exposure	simple operation	just indication of total dose
TL-measurements at phantoms	surface entrance dose [Gy/ min]	Reproducible standard conditions	no patient dose; parameter variations possible	no individual variability recorded; duration of investigation not considered
Calculation from equipment parameters	surface entrance dose [Gy/min]		dose prediction	can not replace measurements, but gives rough estimates

As one can see, each technique has their own clear conceptual advantages and clear disadvantages. However, one procedure can not fully replaced by another for technical and practical reasons as non- availability of equipment or manpower and other reasons. For example, a technique suitable for a pilot study will probably not fit the requirements of routine control and vice versa.

Conclusions

The present program includes investigations on compatibility between the different approaches of dose assessment and the feasibility of routine techniques even in complex interventional examinations. Dose assessment is required by legislation [4]

The program presented above is scheduled to be realized starting 2001.

References:

- [1] UNSCEAR 2000, Annex D
- [2] Tschurlovits, M. IAEA-CN-67/ these Proceedings
- [3] NCRP Proceeding Radiation Protection in Medicine: Contemporary issues (1999)
- [4] Council directive 97/43/Euratom (30.6.1997) on health protection of individuals to medical exposure

DOSIMETRY IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY*

M.Tschurlovits¹, H.Stadtman², W.Aspek³

¹ Atominstute of Austrian Universities, Vienna, Austria,

² Austrian Research Centre Seibersdorf, Seibersdorf Austria

³ Austrian Workers Compensation Board AUVA, Vienna, Austria
email: tschurlo@ati.ac.at

Abstract

A pilot study to design a concept to investigate doses to both patient and personnel in interventional radiology was undertaken. This paper describes the dosimetric concept, which is based on the new dose quantities. Taking into account recent developments, the quantities to be assessed and the experimental verification are discussed. In particular, it is shown that even under identical exposure conditions, different dose quantities have to be assessed at both patient and personnel, where deterministic and stochastic effects are the basis of reference doses.

1. Introduction

Dose assessment in interventional Radiology attracts particular attention, and many papers are dealing with this question. Recent development of both limit quantities and operational quantities require a discussion on their relationship and their applicability in interventional radiology. Both Patient dose and occupational dose are considered in a project described in [1].

2. Quantities

The doses to be assessed in interventional radiology can be described with reference to the organs of interest for the two groups of exposed persons as:

Patient exposure:

- effective dose
- Skin dose
- Dose of the lens of the eye (thyroid)

Occupational exposure:

Operator(radiologist):

effective dose, part of the body protected with apron or other shield

Skin dose (hands)

Dose of the lens of the eye

Medical personnel (assistants and helpers)

effective dose, part of the body protected with apron or other shield

3. Requirements of dose assessment

The requirements of dose assessment can be characterized in the following way:

3.1 Patient

Main characteristics

Source	Radiation field	Reference effect	Reference dose
Primary radiation	Well defined*	deterministic	Skin
			Lens of the eye
		stochastic	Effective dose
Secondary radiation	Not well defined*	stochastic	Included in assessment of effective dose

* in terms of dimension, fluence, spectral distribution, directional distribution

Possible techniques:

	mode of assessment	Measured quantity [unit]	Useful for assessment of	Remarks
1	dose-area product monitoring [Gy.m ²]	dose area product [Gy.m ²], Kerma in air. m ²	Effective dose	⁺⁾ DPI
2	dose-area product monitoring	dose area product [Gy.m ²] Kerma in air. m ²	Skin dose	⁺⁾ DPI
3	TL-measurements at patient	K _a Kerma in air [Gy]	Effective dose	⁺⁾ DPI
4	TL-measurements at patient	H _p (0,07)	Skin dose	⁺⁾ DPI
5	TL-measurements at patient	H _p (3)	Dose to the lens of the eye	⁺⁾ DPI
6	TL-measurements at equipment	As available	Reference monitoring	⁺⁾ DPI
7	TL-measurements at phantoms	As 3,4,5		Dose per unit time
8	Calculation from equipment parameters	surface entrance dose [Gy]	dose prediction	can not replace measurements, but gives an estimate

⁺⁾ conversion between quantities as shown in columns 2 and 3.

DPI...dose per investigation

3.2 personnel

Main characteristics

Source	Radiation field	Reference effect	Reference organs	
Primary radiation	Well defined*	deterministic	Skin Lens of the eye	Potential for Operator
		stochastic	Effective dose	
Secondary radiation	Not well defined*	stochastic	effective dose	Operator and other staff

* in terms of dimension, fluence, spectral distribution, directional distribution

Possible techniques:

	mode of assessment	Measured quantity [unit]	Useful for assessment of	Remarks
1	dose-area product monitoring	dose area product [Gy.m ² , Kerma in air]	Hand dose of radiologist	DPI
2	TL-measurement outside apron chest	Reference point	Contribution of a single intervention	H _p (10), but with lead backscatter DPI
3	TL-measurement between apron and chest	H _p (10)[Sv]	Effective dose	- two dosimeters - dose per month
4	TL-measurement at head region	H _p (3)[Sv]	Dose to the lens of the eye	
5	TL-measurement at fingers region	H _p (0,07)[Sv]	Skin dose	
6	TL-measurement at equipment	H*(10)	Reference monitoring	Dose per time interval
7	TL-measurement at phantoms	As 3,4,5	As 3,4,5	Dose per unit time
8	Dose rate measurement at selected sites	H*(10)	Screening measurements	Dose per unit time
9	Calculation from equipment parameters	As required	Very rough dose prediction	can not replace measurements, but gives an estimate

4. TL-Dosimeters used

For the assessment of the personnel dose values $H_p(0,07)$ and $H_p(10)$ standard dosimeters will be used, depending on which position this dosimeter is worn. A whole body dosimeters (calibrated on a slab phantom, representing the trunk of a person) or fingerring dosimeters (calibrated on a finger phantom) are used (see fig 1). With the known energy dependence for the relevant measuring quantity and some detailed information on the radiation field (energy distribution) more accurate results compared with standard personal monitoring is possible. Figure 2 shows the energy dependence for the used dosimeters.

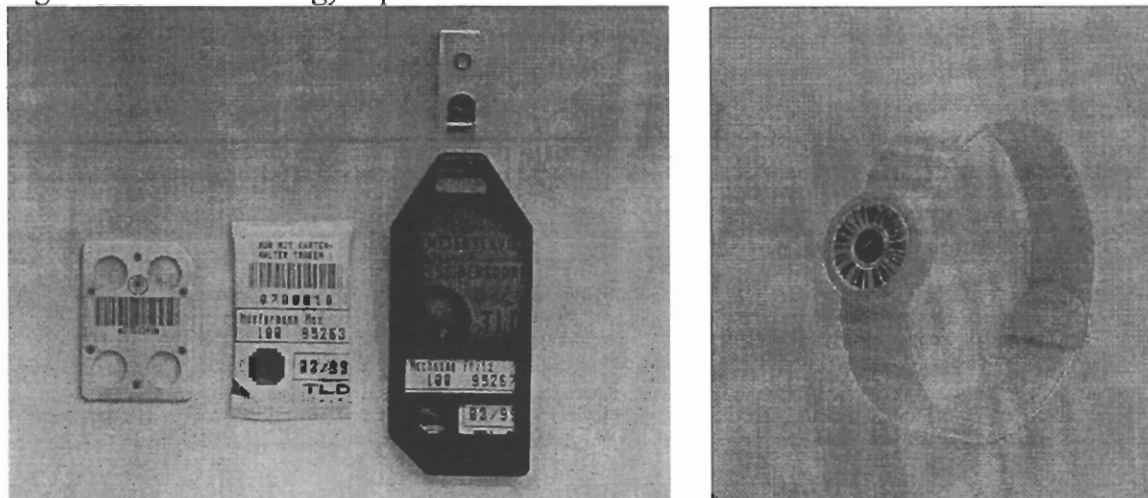


Figure 1: Left: Whole body dosimeter for $H_p(0,07)$ and $H_p(10)$
Right: Fingerring dosimeter for $H_p(0,07)$

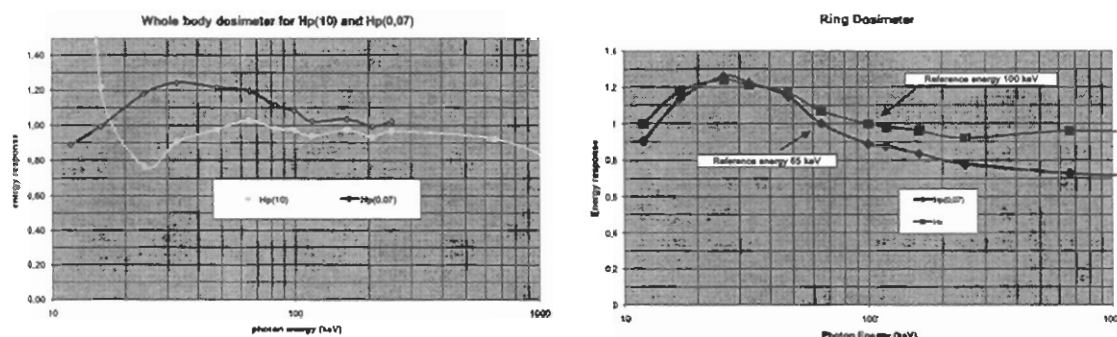


Figure 2: Left: Energy dependence for whole body dosimeter.
Right: Energy dependence for Fingerring dosimeter

For the remaining measuring quantities [e.g. $H^*(10)$, $H_p(3)$ or K_a] different types of TL dosimeters with different filters and adapted energy responses will be designed, tested and used.

5. Conclusions

The program described above shows the concept of assessing doses of the exposed person in interventional radiology in line with the dose quantities required by international standards.

References

- [1] M.Tschurlovits, G. Pärtan, H. Stadtmann, W. Aspek, IAEA-CN-67/ these proceedings

A PROPOSAL TO PROVE COMPLIANCE OF ESD WITH EU-GUIDELINES

Manfred Tschurlovits
 Atom Institute of Austrian Universities
 A-1020 Vienna, Austria email: tschurlo@ati.ac.at

Abstract

The question of compliance with the diagnostic reference levels issued as European Guidelines is discussed based upon measurements of entrance surface dose in four selected projections. The projections were chosen either for the higher dose associated with the investigation or the high frequency of the investigation. The results for the high dose projections lumbar spine and ivPyelography were found to be well below the guidelines. The results for the low dose projections chest pa and chest lat show a mean at about the guidance level. The parameters of the measurements are shown and possible reasons for the scattering of data are discussed. The parameters of the measurements are compared with the proposal of the EU. The main conclusion were a) that even when not all parameters are consistent with EU-guides, the dose is frequently much lower than required. In addition, the ranking in ESD was different for different techniques and different radiologists. Because an approved method to indicate compliance, a proposal is given in order to make the guidelines executable.

1. Introduction

"guidance levels " for entrance surface dose per radiograph in air with backscatter are presented in [1]. Similar data are available in the corresponding EU-guidelines [2]. [1] states:

guidance levels : A level of a specified quantity above which appropriate actions should be considered. In some circumstances, actions might needed to be considered when the specified quantity is substantially below the guidance level.

The EU- directive [3] gives no numbers, but defines in short (Article 2, definitions)

***Diagnostic Reference Levels:** dose levels in medical radiodiagnostic practices or, in the case of radiopharmaceuticals, levels of activity, for typical examinations for groups of standard-sized patients or standard phantoms for broadly defined types of equipment. These levels are expected not to be exceeded for standard procedures when good and normal practice regarding diagnostic and technical performance is applied.*

Disregarding the different terminology, the meaning of the term is that a higher dose per radiograph is not necessarily an non-compliance with the directive, but rather a reason for further investigation. The figures set by the [1] and [2] are based upon investigations carried out directly at patients. For this reason, the scattering of the data is directed by:

- equipment characteristics
- patient characteristic

2. Measurements

The purpose of the program was:

- a) checking compliance with EU- directive for some Austrian radiologists and departments
- b) development of a simple procedure to assess ESD without patient dose
- c) assessment of input data for estimation of patient dose

The technique to be applied was designed to in order to prove

- a) no exposure of the patient
- b) simple procedure
- c) traceable to standards
- d) indicate equipment properties only

dosimeters: standardized thermoluminescent dosimeters (System Panasonic) as used for individual dosimetry in routine reding were used. The number of exposed dosimeters was between one and five, dependent on the expected dose. The uncertainties of the procedure are reported below.

assessment of standard exposure conditions: in order to select a phantom corresponding to the conditions (kV, mAs) set by automatic exposure control, data on the variation of the conditions for different patients were recorded for a number of patients.

Phantom: The phantom was a standard acrylic-glass phantom filled with water , as used for assessment of scattered radiation (250 x 250x 150 mm, 10 mm wall thickness). Eventually, the phantom was modified by additional layers of acrylic-glass to prove that the automatic exposure control is adjusted to the mean value as assessed above

Procedure: The measurements were made with dosimeters subject of standardization and the results converted to kerma in air.

scope: measurements were carried out in 17 wards and radiologists ordinations in Vienna. Four projektions were subject of the investigation, where two low-dose, but frequently applied were chose as well two medium-dose, but less frequently applied

The tables shown below presents the results of the measurement for some projections, other data can be found in [4]

3. Discussion of the technical parameters and relation to EU-guidelines:

In the following tables, the parameters as required by [3] are shown as applied by the different investigations (indicated by code numbers). Antiscatter grid was always in use.

Chest pa

Code Nr	ESD [mGy]	Bias (kV]	mAs	filtration mm Al	FFD [cm]	speed
8	0,61±0,03	133	14	1,3	150	100
5	0,57	125	53	2,5	158	200
1	0,44	90	37	2,5	170	335
16	0,42	115	*	2,0	140	250
2	0,38	125	*	2,0	200	200
17	0,38	125	8,8	2,6	195	300
10	0,39	90	14	2,6	155	280
EU	0,3	125	--	≥ 3	180⁺⁺	400
4	0,28	125	15	2,0	200	250
3	0,26	133	12	2,5	200	300
14	0,23	96	9	2,5	150	280
13	0,22	125	8	2,0	200	(150)*
15	0,20	125	6	2,8	205	400
6	0,18	120	6	3,5	200	250
9	0,18	125	6	2,7	200	400
11	0,18±0,01	121	11	2,5	150	300

⁺⁺(140-200)

IV Pyelographie

Code Nr	ESD [mGy]	bias (kV)	mAs	filtration mm Al	FFD [cm]	Speed
EU	10	75 - 90	—	≥ 3	115⁺⁺	400
3	5,67	60	103	2,5	100	400
7	3,76	70	39	4,0	110	280
5	2,94	73	77	2,5	100	200
11	2,55	70	49	2,5	115	280
9	2,24	70	25	2,7	105	400
4	2,21	70	40	2,0	115	210
2	2,17	66	38	2,0	110	400
16	2,12	70	55	2,0	120	250
10	2,08	68	28	2,6	112	250
13	2,04	73	31	2,0	115	200
6	1,50	82	22	4,0	115	250
15	1,49	77	10	2,8	105	400
1	1,29	70	18	2,5	115	600
8	1,02	72	14	1,3	115	400
14	1,01	70	16	2,5	115	400**

⁺⁺(100-150)

bold: EUR 16260 Guideline

* unknown ** not confirmed

4. Conclusions

The results include only scattering of data associated with the equipment because of phantom measurements. Phantoms are selected to obtain automatically controlled parameters as potential [kV] and mAs conditions as of an average patient. Regarding projections associated with a higher guidance level as iV Pyelography, the results are well below the guidance level. Projections which require a low ESD lead to results scattered around the guidance level. Figures exceeding the guidance level were partly explained by radiologists by better image quality.

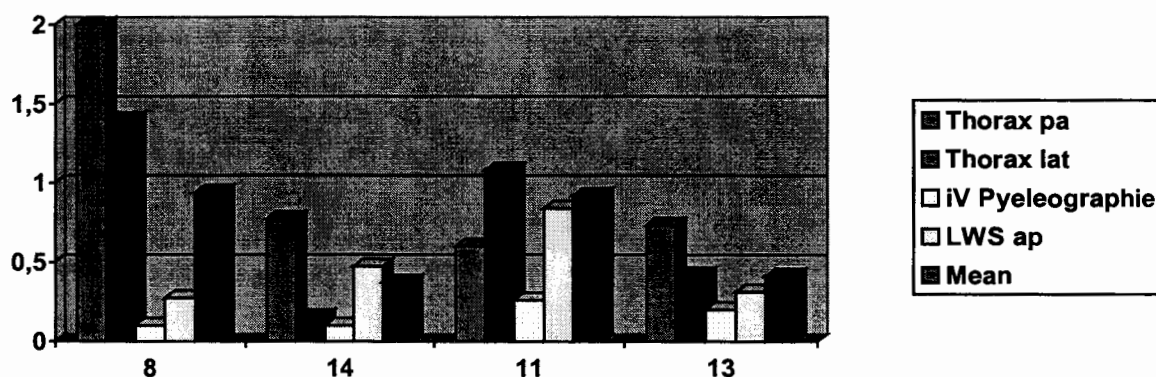
Regarding the relation of the ESD to the guidance level, the different radiologist are in different dose ranking for the different techniques. This implies that a radiologist can be well below the guidance level in one technique and exceeding the guidance level in another technique. Therefore the question arise how to prove compliance with the guideline without measuring all possible projections. The guideline give guidance levels for some projections [2], and to check all even all these projections seems neither practicable nor justified. Therefore, the guideline seems unexecutable at present and very little information how to prove compliance is available at present.

5. Proposal to prove compliance

It is therefore suggested to select a very few representative projections (e.g. those chosen in this project) and to derive an index by the mean of the relation of the ESD in a given projection to the guidance level of this projection fulfilling the condition

$$1 \geq \frac{1}{n} \sum_n \frac{ESD_m}{ESD_g}$$

This might be demonstrated by the following example, where the data are plotted for arbitrary chosen radiologist with code numbers 8,14,11,13.



vertical: Ratio of ESD/ guidance level, black: mean
horizontal: department code

The black area indicated the mean, and all are below 1 and hence in compliance with the guidance level. Although some projections are above the guidance level, the mean is below unity.

This approach seems justified for the following reasons:

- It is not reasonable to check (at least in the present phase where no guidance is available how to prove compliance) in each department each technique for which guidance levels are available for compliance of ESD with the guidelines
- The present approach takes into account high dose and low dose projection and seems representative
- It can be expected that other projection will not depart substantially from these results
- The method seems applicable to routine checks
- The measurements are done without patients because it can not be the purpose of a check of equipment by measuring ESD to determine the BMI

Obviously, when the mean of unity is approached, investigations on the reason are justified. cases exceeding one have to be investigated.

References

- [1] FAO/IAEA/ILO/NEA/PAHO/WHO *International Basic Safety Standards for Protection against ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*, IAEA 1996
- [2] European Commission *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*, EUR 16260 EN Brüssel - Luxemburg, 1996

- [3] European Commission, *Council directive 97/43/ Euratom 30.6.97 on health protection of individuals against ionizing radiation in medical exposure*
- [4] Tschurlovits, M. "Assessment of ESD in selected projections" (in german)
Strahlenschutz in Forschung und Praxis (2001) Vol. 43, in press

DOSIS A PACIENTE EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Fernández Bordes M., Berenguer R., Gómez P., Béjar MJ., González S*.
Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, *Servicio de Radiodiagnóstico.
Hospital Universitario de Salamanca. E-mail: mfbordes@gugu.usal.es

SUMMARY

This paper presents the estimation of dose-area product (DAP) received by 128 patients during different interventional radiological procedures in the Hospital Universitario de Salamanca, analyzing the differences between procedures classified as either vascular, non vascular, diagnostic or therapeutic. These differences can be assessed and reference dose levels can be established as a function of the variation of those parameters.

Comparisons between dose-area product values obtained from this study are made with the data from nine other patient dose surveys, although explanations for some of the differences could not be obtained in some cases.

MATERIAL Y MÉTODO

Todos los procedimientos han sido realizados en un equipo Philips Integris V-3000 Sincroboost T que lleva incorporada una cámara de transmisión PTW Diamantor que presenta un grado de incertidumbre menor al 10% tal y como demuestra el último control de calidad a la que fue sometida.

Para cada exploración radiológica se recogen datos que permitan realizar la estimación de la dosis de entrada en superficie (DES) en cada una de las localizaciones exploradas por el radiólogo. Los métodos de trabajo incluyendo las tablas de recogida de datos están explicados en la referencia [1].

En el caso de arteriografías cerebrales, adicionalmente se ha empleado TLD-100 con el fin de poder estimar los valores de dosis piel en el paciente tal y como se detalla en [1]

RESULTADOS

En la tabla 1 se ofrecen los datos clasificados según sea el tipo de procedimiento: vascular o visceral, diagnóstico o terapéutico con datos del valor de PDA y su distribución porcentual y parámetros relevantes de la técnica empleada. Además se citan una serie de porcentajes, a saber:

% magnificación es el porcentaje del tiempo de escopia en el que se magnifica la imagen.

% cateterización muestra el porcentaje de tiempo de escopia empleado para el posicionamiento del catéter o para la colocación del stent.

% colimación expresa el porcentaje de pacientes en los que se ha empleado la colimación.

Los niveles de dosis obtenidos en arteriografía y flebografía son semejantes si bien el porcentaje de dosis debido a la escopia es mayor en el segundo caso y el número de imágenes es menor.

En el caso de procedimientos vasculares no se encuentran diferencias apreciables de niveles de PDA entre los diagnósticos y los terapéuticos. Cabe destacar que la edad media de los pacientes sometidos a embolización de varicocele es de 21 años y son irradiados en la zona pélvica.

Con respecto a otros procesos terapéuticos vasculares, en los que se cuenta con pocos estudios, sí hemos encontrado unos valores algo superiores como en el caso de embolización de shunt portacava percutáneo, en la embolización de hemorragias digestivas y en las angioplastias.

En el caso de procedimientos viscerales, hemos encontrado valores reducidos de PDA como en la dilatación esofágica (terapéutico). El valor de PDA está por debajo de $50 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$ con un número de imágenes reducido debido a que la finalidad es corroborar el procedimiento.

TABLA 1

TABLA 1	Producto:Dosis por Área (Gy. Cm ²)						Técnica		%			
	Procedimiento (Nº)	Medio	Mediana	Rango	Grafía	Escopia	T.e (m)	Series	Imágenes	Magnificación	Cateterización	Colimación
Procedimientos DIAGNÓSTICOS VASCULARES – ARTERIOGRAFÍAS **												
Cerebral (48)	182.4	153.6	[491.3 - 19.5]	150.4	32	10.6	9	239		39.7%	58.7%	0%
Troncos sup.(21)	113.3	105.5	[184 – 51.6]	94.6	18.6	6	6.3	187		0%	76.6%	100%
M.inferiores (20)	129.6	104.3	[327.5 - 54.3]	118.9	10.7	2.6	5.2	120		0%	71.1%	42%
Via venosa (3)*	115.9	116.1	[118.5 - 113.2]	110.2	5.8	1.7	3.7	90.3		0%	80.8%	0%
Abdominal (3)*	99.5	93.4	[179.2 -26]	90.8	8.7	1.8	2.3	84.7		0%	85.3%	33%
Renal (5)	300.9	273.6	[530.1 -63]	213.7	87.3	14.1	6.8	177.6		11.8%	89.7%	33%
Pulmonar (4)	138.3	151.1	[172.5 – 78.3]	90.8	47.5	12.8	5	20.7		0%	95.8%	0%

Procedimientos DIAGNÓSTICOS VASCULARES – FLEBOGRAFÍAS **

Espermática (3)*	225.8	194.1	[407.1 - 76.2]	120.4	105.4	23.9	3.7	138.3	8.6%	90.3%	67%
Ovárica (3)*	198.5	216.7	[254.0 - 124.7]	125.6	72.9	16.3	6.3	185.7	0%	66.4%	0%
Fistulografía (5)	25.8	36.6	[39.7 - 4.5]	24.6	1.2	1.5	4.4	8.2	0%	79.6%	20%

Procedimientos TERAPÉUTICOS VASCULARES – EMBOLIZACIÓN **

Em.varicocele (10)	153.5	130	[324.6 - 60]	79.2	74.3	17.3	4.3	108.9	21.9%	65.9%	20%
Dil. Esofágica (3)*	42	41.4	[55.2 - 29.5]	1.2	40.8	12	4	7.3	0%	33.6%	0%

* Datos Preliminares.

** Resolución de la imagen utilizada: MEDIA.

(N°) : representa el número de procedimientos.

TABLA 2 *

	MEDIA	MEDIANA	1° PERCENTIL	3° PERCENTIL	MÁXIMO	MÍNIMO
Dosis piel máximo en Arterio	338.9 mGy	250.2 mGy	93.5 mGy	527.9 mGy	1135 mGy	12 mGy
Cerebral (37)						

* El valor de dosis en piel ha sido asignado al valor de dosis en piel máximo de entre 5 TLDs colocados en la cabeza del paciente [1]. () indica número de estudios.

TABLA 3 (*) indica valores preliminares

Procedimiento	[autor] (nº proc)	PDA medio	PDA mediana	PDA rango	PDA grafía	PDA escopia	T.esc. (min)	Nº de imágenes
Art. Cerebral	Este trabajo (48)	182.4	153.6	20-491	150.4	32	10.6	239
	[3] (28)	74.1	69.6	21-196	45.8	28.2	12.1	-
	[4] (90)	45.8	-	-	-	-	-	-
	[8.a] (-)	67	-	-	-	-	-	-
	[8.b] (-)	23	-	-	-	-	-	-
	[8.c] (-)	82	-	-	-	-	-	-
	[9.a] (9)	50.53	53.6	21-79	-	-	16	172
	[9.b] (9)	82.83	74.8	39-131	-	-	18	81
	[10] (40)	66.63	51.8	15-232	-	-	-	-
Art. Miembros inferiores	Este trabajo (20)	129.6	104.3	54-328	118.9	10.7	2.6	120
	[2] (35)	61	33	9-77	19	11	4	37
	[3] (15)	79.8	61.7	8.5-187	51.9	28	7.5	-
	[7] (323)	77.9	68.6	<306	-	-	-	-
	[8.a] (-)	66	-	-	-	-	-	-
	[8.b] (-)	30	-	-	-	-	-	-
	[8.c] (-)	58	-	-	-	-	-	-
	[9.a] (18)	28	16	11-81	-	-	5	92
	[9.b] (12)	58.2	52	39-90	-	-	6	43
	[10] (40)	66.63	51.8	15-232	-	-	-	-
Angiografía abdominal	Este trabajo (3)	99.5	93.4	26-179	90.8	8.7	1.8	84.7
	[2] (16)	61	33	8-192	25	36	7	37
	[3] (21)	118	102	22-301	72.1	46.1	8	-
	[10] (-)	24.7	-	-	-	-	-	-
Art. Renal	Este trabajo (5)	300.9	273.6	63-560	213.7	87.3	14.1	177.6
	[3] (6)	39.8	36.5	17-72	22.1	17.7	5.1	-
	[5] (8)	95	-	41-186	-	-	12.1	-
	[6] (36)	77	75.3	<170	-	-	-	-
	[8.a] (-)	92	-	-	-	-	-	-
	[8.c] (-)	75	-	-	-	-	-	-
	[9.a] (9)	81.6	78.1	62-108	-	-	11	92
	[9.b] (10)	74.6	81	31-106	-	-	7	43
Art. Pulmonar	[10] (14)	92.9	82.7	32-186	-	-	-	-
	Este trabajo (4)	138.3	151.1	78-173	90.8	47.5	12.8	207.3
	[3] (7)	85.2	39	14-185	36.2	49	22.1	-
TIPS (vascular terapéutico)	Este trabajo (*)	444.8	-	-	382.4	62.4	12	82
	[3] (4)	524	347	<1131	125	400	48.4	-
	[7] (56)	182	158	<470	-	-	-	-
	[8.a] (-)	354	-	-	-	-	-	-
	[8.b] (-)	457	-	-	-	-	-	-
	[8.c] (-)	310	-	-	-	-	-	-

Embolización varicocele (vascular terapéutico)	Este trabajo (10)	153.5	130	60-325	79.2	74.3	17.3	108.9
	[2] (20)	75	62	7-260	2	73	13	3
	[8.b] (-)	75	-	-	-	-	-	-
	[8.c] (-)	106	-	-	-	-	-	-
	[9.a] (10)	80.4	79.1	37-135	-	-	20	38
	[9.b] (10)	106.3	101.8	43-180	-	-	30	2.2

En la tabla 2, se muestran los valores de dosis piel medidos con TLD-100 en arteriografías cerebrales. El valor medio obtenido es de 338,9 mGy, siendo el máximo 1135 mGy, valor próximo al umbral de dosis única para el efecto en piel de eritema temporal (2 Gy).

La tabla 3 muestra los resultados obtenidos de PDA ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) así como de tiempo de escopia y número de imágenes de los trabajos analizados en la bibliografía. Como se puede apreciar no es posible la comparación de todos los datos que este trabajo propone en ninguno de ellos.

CONCLUSIONES

Los valores de referencia de nuestro centro, aunque en algún caso con un número de pacientes muy reducido, presentan unos valores muy elevados debido fundamentalmente al gran número de imágenes. Por lo tanto, el protocolo médico de este centro que exige un gran número de imágenes, redunda en un PDA muy alto.

La variabilidad de los resultados que se observa en la bibliografía presentada corrobora la dependencia de éstos con los distintos procedimientos clínicos y con el equipo usado en cada caso. Por lo tanto, el establecimiento de valores de dosis de referencia en radiología intervencionista debe tener en cuenta las variaciones intrínsecas debidas a estos efectos.

Un número de imágenes elevado, como el que se presenta, condiciona el resultado de PDA obtenido y en los casos en los que se puede comparar, existe correlación entre el valor de la estimación dosimétrica y el número de aquellas.

El porcentaje de magnificación en la mayoría de los procedimientos es bastante bajo salvo en arteriografías cerebrales en los que se emplean tamaños de intensificador más pequeños. Con respecto al porcentaje de cateterización se observa que es muy alto en los procedimientos diagnósticos, como se esperaba, pero no lo es tanto en los terapéuticos ya que en este caso el tiempo de escopia dedicado a la colocación del stent o del balloon es pequeño frente al tiempo que se dedica a la aplicación del mismo.

Finalmente, el tipo de resolución empleado ha sido siempre el medio y creemos que en algún caso se podría haber optado por el bajo con la consiguiente optimización de la dosis obtenida.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gómez P. y col. Dosis de entrada en superficie en arteriografías cerebrales. Radioprotección nº extr. (2000), 196-198.
- [2] Ruiz-Cruces R. y col. Estimation of effective dose in some digital angiographic and interventional procedures. Br. J. Radiol., 71 (1998), 42-47.
- [3] McParland BJ. A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. Br. J. Radiol., 71(1998), 175-185.
- [4] Marshall NW. y col. Patient and staff dosimetry in neuroradiological procedures. Br. J. Radiol. 1995;68:495-501

- [5] Steele HR. y col. Patient doses received during digital subtraction angiography. Br. J. Radiol. 1993;66:452-6
- [6] Broadhead DA. y col. Doses received during interventional procedures. In: Proceedings of the International Congress on Radiation Protection, Vienna, 1996. 1996:3-438-40.
- [7] Williams J. The interdependence of staff and patient doses in interventional radiology. Br. J. Radiol. 1997;70:494-503.
- [8] Ruiz-Cruces R. y col. Metodología para la obtención de niveles de referencia de dosis en radiología intervencionista. [a]:Complutense; [b] : La Laguna; [c] Málaga.
- [9] Ruiz-Cruces R. y col. Patient dose in radiologically guided interventional vascular procedures: conventional versus digital systems. Radiology 1997; 205:385-393. [a]:Convencional; [b] Digital.
- [10] Vañó E. y col. Patient dose values in interventional radiology. Br. J. Radiol., 68, 1215-1220.

COMPARACIÓN DE VARIOS MÉTODOS PARA LA DETERMINACIÓN DE LA RESOLUCIÓN TEMPORAL DE UNA GAMMACÁMARA

Béjar, M.J., De Sena, E., Berenguer, R., Melgar, J., Fernández, M.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca

e-mail: mfbordes@gugu.usal.es

SUMMARY

Temporal resolution of a dual head gammacamera has been assessed according to different methods reported in the literature. There is a good agreement between the results of maximum count rate with different methods. However, results of count rate for a 20% loss, $R_{20\%}$, obtained with the methods of copper absorbents and distance reduction are not in good agreement with the two sources method and decay method. The copper absorbent method implies some uncertainties due to differences in copper sheets disposition between the calibration procedure and response curve procedure. This causes changes in radiation spectrum and $R_{20\%}$ value. Decay method entails lower uncertainties but it is time consuming. The distance reduction method is quite fast but the measurement geometry is not constant along the experiment. Response curve determination gives a more complete idea of the behaviour of the system at high count rates than the two sources method.

INTRODUCCIÓN

Según el Protocolo Español de Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear^[1], la resolución temporal es un parámetro de calidad que juega un papel importante en los estudios funcionales. Conocer y controlar la resolución temporal de una gammacámara es importante para evitar irradiaciones innecesarias en estudios diagnósticos y hacer las correcciones en estudios de spect cuantitativos. La resolución temporal depende del centrado del fotopico, la anchura de la ventana del analizador, la presencia de circuitos de corrección de uniformidad, energía y linealidad espacial, la localización de las fuentes con respecto a la cara del detector y la tasa de contaje.

En un sistema no paralizante, los sucesos producidos dentro de un tiempo muerto (τ) tras otro evento no son detectados, pero no contribuyen con su tiempo muerto a la respuesta del equipo. En un sistema paralizante, un suceso que ocurra separado del anterior un intervalo de tiempo menor que un tiempo muerto no será detectado, pero producirá a su vez un tiempo muerto igual a τ , con lo que el tiempo muerto medio que sigue a cada suceso detectado será mayor. Una gammacámara se comporta según un modelo intermedio entre los dos citados.

OBJETIVOS

- 1) Evaluar el tiempo muerto del sistema por los métodos:
 - a) Método de los atenuadores de cobre.
 - b) Método del decaimiento.
 - c) Método de reducción de la distancia.
 - d) Método de las dos fuentes.
- 2) Medir la curva de tasa real frente a la observada o curva de respuesta temporal de la gammacámara por los métodos a, b y c.
- 3) Comprobar la coherencia entre los resultados obtenidos mediante cada uno de estos métodos.
- 4) Decidir cuál será el método a adoptar para los controles rutinarios de la gammacámara.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema a estudiar es una gammacámara Picker modelo Axis de doble cabezal con cristales de NaI de 9.5 mm de espesor y un campo útil de visión de 39.4 x 53.3 cm. La obtención de la curva de respuesta temporal de una gammacámara implica la realización de medidas a altas y bajas tasas de cuentas con una misma fuente. La repuesta temporal de nuestra gammacámara se ha evaluado tomando una fuente con suficiente actividad y reduciendo el número de cuentas que llega a los detectores mediante diversos métodos recomendados por diferentes organismos (tabla 1).

Tabla 1: Métodos de determinación de la resolución temporal de la gammacámara y tolerancias recomendadas por diferentes organismos. (MTC: máxima tasa de cuentas).

Organismo	Método recomendado	Tolerancias
Protocolo Español ^[1]	a y d	$R_{20\%} \leq 20\%$ fabricante, $\tau \leq 10\%$ fabricante
IAEA ^[2]	a, c y d	$R_{20\%} \leq 20\%$ fabricante, $MTC \leq 20\%$
NEMA ^[3]	b	-
IPSM Report N° 66 ^[4]	b y d	-
AAPM Report N° 9 ^[5]	c y d	-
Real Decreto ^[6]	-	$R_{20\%} \leq 20\%$ fabricante

Los valores especificados por el fabricante para $R_{20\%}$ y máxima tasa de cuentas (MTC) son en nuestro caso de 75 kc/s y 165 kc/s respectivamente para el modo normal de tasa de cuentas.

En este trabajo se ha analizado la resolución temporal intrínseca, es decir, sin colimador ni medio dispersor, de una gammacámara de doble cabezal. Todas las adquisiciones se han realizado con una asimetría de fotopico $<1\%$, una anchura de ventana de analizador del 20% alrededor del fotopico y las correcciones de uniformidad, energía y linealidad activadas. Salvo para el método de reducción de la distancia, las fuentes se han introducido en un contenedor de plomo de 6 mm de espesor en las paredes y en su base y se han colocado en el eje central del detector a una distancia como mínimo cinco veces superior al campo útil de visión de modo que el cono de radiación lo cubriera completamente. Además se han interpuesto 6 mm de cobre entre fuente y detector para minimizar la cantidad de radiación dispersa que llega al mismo procedente del propio contenedor de la fuente. En todos los casos las fuentes se han situado alejadas de objetos que pudieran producir dispersión. La dependencia con la tasa de conteo se ha evaluado determinando la tasa máxima de cuentas así como la tasa observada para la cual se produce un 20% de pérdidas por tiempo muerto, $R_{20\%}$. Este último parámetro se calcula como Tasa observada = 0.8 Tasa teórica, siendo la tasa teórica la que registraría un detector ideal con pérdidas por tiempo muerto nulas.

El **método de los atenuadores de cobre**^[1,2,7] (método a) consiste en la utilización de una serie de láminas de cobre (en nuestro caso hasta un total de 38.95 mm) que han sido previamente calibradas para conocer su atenuación y que se van eliminando una a una para conseguir tasas de cuentas cada vez mayores. La principal desventaja del método es que un error en la calibración de una de las láminas se propaga a las medidas que se realicen una vez retirada dicha lámina. Otra desventaja es la necesidad de calibrar los atenuadores de cobre. Posteriormente, sin embargo, no habrá que recalibrarlas salvo deformación, permitiendo un método cómodo y rápido de realizar esta prueba.

El **método del decaimiento**^[3,4] (método b) se basa en medir a intervalos de tiempo adecuados para aprovechar la disminución de tasa debida a decaimiento de la fuente. Este método se realizó con 6 mm de cobre para filtrar la radiación dispersa y sin filtro de ningún tipo (método b*). La principal desventaja del método es que el tiempo necesario para realizar esta prueba es excesivamente largo.

El **método de reducción de la distancia**^[2,5] (método c) se basa en el aumento de la tasa de cuentas a medida que se acerca la fuente al detector. El método es rápido pero tiene el inconveniente de que la geometría varía de una medida a otra y, por tanto, la tasa de cuentas que reciben los

fotomultiplicadores de la parte central del campo de visión es mayor que la que reciben los situados en la periferia. Esta diferencia se va acentuando a medida que la fuente se acerca al detector.

El **método de las dos fuentes**[2,4,5] (método d) se basa en el hecho de que, debido al tiempo muerto, la tasa de cuentas observada con dos fuentes radiactivas actuando conjuntamente sobre el detector durante un cierto intervalo de tiempo es menor que la suma de los impulsos proporcionados por las fuentes actuando separada y sucesivamente durante intervalos de tiempo iguales. El método permite calcular el tiempo muerto (τ) y $R_{-20\%}$ como:

$$\tau = \frac{2 \cdot R_{12}}{(R_1 + R_2)^2} \cdot \ln\left(\frac{R_1 + R_2}{R_{12}}\right) \quad R_{-20\%} = \frac{1}{\tau} \cdot \ln\left(\frac{10}{8}\right)$$

donde R_1 es la tasa observada con la fuente 1, R_2 la tasa observada con la fuente 2 y R_{12} la tasa observada con ambas fuentes. En la deducción de esta ecuación se supone que ambas fuentes tienen la misma actividad (se admite un 10% de error) y que la gammacámara se comporta de forma perfectamente paralizante. Este método es rápido y cómodo pero con él no puede obtenerse la curva de respuesta temporal de la gammacámara.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la siguiente figura se muestran las curvas de respuesta temporal de los dos detectores de nuestra gammacámara obtenidas por los diferentes métodos.

En la tabla 2 aparecen los valores de máxima tasa de cuentas, tiempo muerto (determinado como el inverso de la MTC para los métodos a, b y c, suponiendo un sistema paralizante) y $R_{-20\%}$ para los dos detectores de nuestra gammacámara. Entre paréntesis se muestra la desviación de dichos valores con respecto a los especificados por el fabricante.

Tabla 2: Parámetros medidos por los diferentes métodos para cada uno de los dos detectores de la gammacámara y % de desviación con respecto a los valores especificados por el fabricante.

Método	τ (s)		$R_{-20\%, \text{ obs}}$ (c/s) (%)		Máxima tasa (c/s) (%)	
	Detector 1	Detector 2	Detector 1	Detector 2	Detector 1	Detector 2
a	5.94E-6	5.91E-6	139.1 (85%)	133.0 (77%)	168.2 (2%)	169.2 (2%)
b	6.04E-6	5.97E-6	71.6 (-4%)	76.8 (2%)	165.5 (0.3%)	167.5 (1%)
b*	6.43E-6	6.43E-6	71.3 (-5%)	68.9 (-8%)	155.4 (-6%)	155.4 (-6%)
c	5.81E-6	5.76E-6	44.4 (-41%)	40.7 (-46%)	172.1 (4%)	173.5 (5%)
d	2.30E-6	2.25E-6	77.6 (3%)	79.2 (6%)		

Existe una buena coincidencia entre los valores de τ determinados a partir de los diferentes métodos a excepción del método d. Los valores de MTC obtenidos experimentalmente (tabla 2) coinciden dentro de un 6% con los especificados por el fabricante. Los valores de $R_{-20\%}$ determinados a partir de los métodos b, b* (método del decaimiento sin los 6 mm de cobre para minimizar la radiación dispersa) y d coinciden dentro de un 8% con los del fabricante pero se desvían hasta un 46% para el método c y hasta un 85% para el método a. El método a o de los atenuadores de cobre entraña una serie de errores pues no tiene en cuenta que el haz de fotones que tenemos no es completamente monoenergético y, como consecuencia, el producto de los factores de atenuación de varias láminas no es igual al factor de atenuación global que suponen todas esas láminas juntas[8]. Esta discrepancia junto con la propagación de errores de la calibración de las láminas de cobre altera el valor de $R_{-20\%}$. Por otra parte, a bajas tasas se observa que la tasa de cuentas medida supera a la real. Esto se debe a que los cambios en el espesor de cobre presente durante las medidas ocasionan cambios en la cantidad de radiación dispersa que entra dentro de la ventana del 20%.

La máxima tasa de cuentas resultó casi siempre algo superior a la especificada por el fabricante y el resultado menos favorable se obtuvo con el método del decaimiento cuando no se utilizaron láminas de cobre para filtrar la radiación dispersa. Aunque la diferencia entre los métodos b y b* (con y sin láminas de cobre para filtrar la radiación dispersa) no es muy grande, se observa que el método b* conduce a tasas de cuentas observadas menores debido al mayor número de eventos que deben ser rechazados cuando no se elimina adecuadamente la radiación dispersa con las láminas de cobre.

CONCLUSIONES

La representación de la curva de respuesta temporal de la gammacámara o curva de tasa real frente a tasa observada mediante cualquiera de los métodos a, b o c da una idea más completa del comportamiento del sistema con la tasa de cuentas que el método d o método de las dos fuentes.

La coherencia de resultados entre los distintos métodos es bastante aceptable si excluimos la determinación de $R_{20\%}$ mediante el método de los atenuadores de cobre y de reducción de la distancia. El inconveniente del método de los atenuadores es que cualquier error en la determinación del coeficiente de atenuación de una de las láminas de cobre se propaga en las medidas sucesivas que se realicen tras haber retirado dicha lámina. Además, el hecho de que la configuración de las láminas de cobre durante el proceso de determinación de la curva de respuesta temporal de la gammacámara no sea igual a la utilizada en la calibración de las mismas ocasiona cambios en el espectro de radiación que producen alteraciones de la curva de respuesta temporal y, por tanto, en el valor de $R_{20\%}$.

El método de disminución de la distancia es un método rápido de determinar la curva de respuesta temporal de la gammacámara, pero tiene el inconveniente de que la geometría de medida va cambiando a medida que nos acercamos al detector y en los puntos de medida más cercanos se aprecia una falta de homogeneidad entre las cuentas que se recogen en el centro del detector y en la periferia.

El método del decaimiento está sujeto a menores fuentes de error pero implica un tiempo de medida quizá excesivamente largo.

Teniendo en cuenta los resultados, nuestra propuesta es determinar la curva de respuesta temporal de la gammacámara mediante el método de decaimiento en la aceptación del equipo, así como determinar τ y $R_{20\%}$ por el método de las dos fuentes para utilizarlos como referencia. Posteriormente, con la periodicidad que se determine, se realizará el método de las dos fuentes, comparando con los resultados de referencia (los de las pruebas de aceptación). Sólo se determinará de nuevo la curva de respuesta temporal por el método de decaimiento tras cambios o reparaciones importantes de la gammacámara.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Protocolo Español de Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear, SEFM, SEMN, SEPR, 1999.
- [2] Quality control of nuclear medicine instruments, IAEA, 1991.
- [3] Performance measurements of scintillation cameras, NEMA, 1994.
- [4] Quality control of gamma cameras and associated computer systems, Report No. 66, IPSM, 1992
- [5] Computer-Aided Scintillation Camera Acceptance Testing. AAPM Report N° 9, 1981.
- [6] Real Decreto 1841/1997 sobre criterios de calidad en medicina nuclear. B.O.E. n° 303, 19/11/97.
- [7] E.M. GELDENHUYS et al. "A new approach to NEMA scintillation camera count rate curve determination, JNM, Vol 29, N° 4, April 1988.

[8] S.L. BREEN AND T.D. CRADDUCK, "Spectral changes affect intrinsic count rate tests", JNM, Vol 31, N°2, December 1990.

“Estimación de dosis a pacientes en distintos protocolos diagnósticos del Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Clínico de Salamanca”

De Sena, E., Béjar, M.J., Ruano, R.¹, Berenguer, R., Tamayo, P.¹

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. ¹ Servicio de Medicina Nuclear.

Hospital Universitario de Salamanca. e-mail: mfbordes@gugu.usal.es.

SUMMARY

Effective doses have been estimated for 314 patients under diagnostic procedures in a Nuclear Medicine Department using data reported in ICRP-80 and RIDIC (Radiation Internal Dose Information Center). Data on administered activity, radiopharmaceutical and administration route, age and sex of the patients have been collected. Doses in the most exposed critical organ for every protocol, doses in uterus, doses in fetus versus the stage of pregnancy (in case the female patient was pregnant) and doses for nursing infants have been also estimated. Ga-67 studies give the highest effective doses per protocol followed by cardiac spect procedures using Tl-201 chloride. Ga-67 studies also give the highest absorbed doses in uterus. Due to not administering different activities depending on height and weight of adults, women receive doses about 20% higher than men. This would be a practice to modify in the future in order to optimise doses.

INTRODUCCIÓN

Tanto la Directiva Europea relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas^[1] como el Real Decreto de control de calidad en medicina nuclear^[2] establecen la obligatoriedad de implantar un programa de garantía de calidad que incluya las medidas de control de calidad y, en particular, las actividades administradas y las estimaciones de las dosis al paciente con objeto de asegurar que la exposición de los mismos a la radiación sea la mínima compatible con el diagnóstico. Especial consideración requieren las mujeres embarazadas o con capacidad de procrear, así como las mujeres que están amamantando^[1-8].

La determinación de la actividad óptima de un radiofármaco para una prueba diagnóstica dada es compleja pues depende del tipo de equipamiento utilizado, de la talla y peso del paciente, de sus características metabólicas y de su condición clínica. Su estimación va muy unida al establecimiento de unos criterios de evaluación de las imágenes y estudios realizados por parte del médico especialista. Este punto formará parte del objetivo de un futuro trabajo.

La incertidumbre asociada a la evaluación de las dosis es alta y proviene más de factores fisiológicos que físicos. Los modelos biocinéticos^[9-10] que se utilizan son aproximaciones en las que se considera un número limitado de compartimentos con velocidades definidas de captación y eliminación del radiofármaco considerado.

OBJETIVOS

1. Calcular una dosis efectiva promedio asociada a cada estudio.
2. Determinar la dosis en determinados órganos de riesgo o grupos de riesgo como pueden ser el útero, el feto o el lactante.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado sobre una muestra de 314 pacientes sometidos a pruebas diagnósticas de medicina nuclear. Se han recogido datos sobre tipo y número de los estudios llevados a cabo en este servicio, edad y sexo de los pacientes, radiofármacos utilizados y vía de administración de los mismos y actividad administrada a cada paciente como resta entre la actividad antes de la inyección o

inhalación y la actividad residual (después de la inyección o inhalación). Las actividades han sido medidas en los activímetros Capintec CRC-30 y PTW-Curiementor 2.

Las dosis absorbidas en útero y en el órgano crítico así como las dosis efectivas se obtuvieron a partir de factores publicados en ICRP-80^[11]. Para aquellos radiofármacos que no aparecían registrados en las tablas de ICRP-80 se utilizaron los factores dados por RIDIC^[12] basados en el programa MIRDOSE^[10]. La estimación de dosis efectiva para hombres, mujeres, feto en distintas etapas de gestación y para el lactante se ha realizado a partir de distintas publicaciones de RIDIC^[6-8].

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran las actividades medias administradas, intervalo correspondiente y número de pacientes por radiofármaco y tipo de estudio. Siempre que no se especifique lo contrario el radiofármaco ha sido marcado con Tc-99m y la vía de administración ha sido la intravenosa.

Aproximadamente el 53% de las gammagrafías óseas se realizaron a personas mayores de 64 años y mucho menos frecuentemente (2%) a personas menores de 30 años. La distribución de edades en los estudios de ventilación/perfusión pulmonar fue bastante semejante. En los estudios de tiroides hubo un mayor reparto entre los distintos grupos de edad aunque también se constató un predominio del grupo de mayores de 64 años. Por el contrario el 100% de los estudios de reflujo gastroesofágico se realizaron a personas menores de 15 años y éste fue también el grupo de edad predominante en las gammagrafías renales y renogramas.

Tabla 1: Radiofármaco, actividad administrada y número de pacientes para cada protocolo diagnóstico. (Las actividades del reflujo gastroesofágico (RGE) se refieren a niños).

Radiofármaco	Protocolo	hombres	mujeres	niños	Aadminist adultos (MBq)	
					Intervalo	Media
HMDP	G. Osea	60	122	4	520.5-866.3	717.8
Pertecnecato	G. Tiroidea	7	46	2	121.1-258.6	181.0
DTPA (aerosol)	Ventilación pulm.	7	10	1	564.8-1097.8	763.27
MAA	Perfusión pulm.	7	10	1	167.2-297.4	218.3
Eritrocitos	Ventriculografía	7	6	0	642.7-814.0	735.8
Citrato de Ga-67	Rastreo	5	5	1	239.6-267.6	260.0
DMSA	G. Renal	1	2	5	147.9-226.3	177.3
Sulfuro coloidal (oral)	RGE	0	0	7	5.9-30.0	15.1
DTPA	Renograma	2	0	2	254.3-269.8	262.0
HMPAO	Spect Cerebral	1	3	0	838.4-883.2	864.4
Tetrofosmín (reposo)	Spect cardíaco	1	2	0	673.4-779.9	744.3
Tetrofosmín (esfuerzo)	Spect cardíaco	1	2	0	293.4-338.1	311.4
Cloruro de Tl-201	Spect cardíaco	2	0	0	66.3-70.0	68.2

Las gammagrafías óseas constituyeron el 60% de los estudios con una dosis efectiva promedio en adultos de 5.6 mSv (tabla 2) seguidos por los estudios de tiroides con un 18% y una dosis efectiva de 2.3 mSv y los estudios de ventilación/perfusión pulmonar con un 6% y una dosis efectiva de 8.5 mSv. La dosis efectiva más alta por estudio se encontró en los rastreos con Ga-67 con un promedio de 26 mSv seguido de los estudios de spect cardíaco con 15.0 mSv y los estudios de ventilación/perfusión pulmonar con 8.5 mSv.

La mayor dosis a un órgano crítico (aquel órgano que recibe más dosis por unidad de actividad administrada) se registró para el citrato de Ga-67 con 163.8 mGy en la superficie de huesos seguido del HMDP con 62.2 mGy en el mismo órgano, como puede verse en la tabla 2.

En la tabla 3 se observa que para el mismo tipo de estudio las dosis efectivas son casi siempre mayores en mujeres que en hombres (a excepción de las gammagrafías renales) en un porcentaje que va del 16% al 29%. Esto es explicable por su menor masa corporal y por la posición de las gónadas dentro del cuerpo y cerca de órganos fuente en dosimetría interna, como vejiga, hígado, riñones o intestinos.

Tabla 2: Dosis en el órgano crítico, dosis en útero y dosis efectiva en adultos (excepto para el sulfuro coloidal que se refieren a niños) para cada radiofármaco. Los datos de esta tabla se han obtenido a partir de factores de dosis (mSv/MBq) publicados en ICRP-80 para todos los radiofármacos excepto para el HMDP, DTPA (aerosol) y sulfuro coloidal, para los cuales se han tomado datos publicados por RIDIC. En estos casos no está disponible la dosis en útero sino en ovario.

Radiofármaco	Órgano Crítico (OC)	Dosis _{OC} (mGy)	Dosis _{útero} (mGy)	E (mSv)
HMDP	Superficie de hueso	62.2	2.4	5.6
Pertecnecato	int. Grueso sup.	10.3	1.5	2.3
DTPA (aerosol)	pared de vejiga	38.2	3.4	6.1
MAA	Pulmones	14.4	0.5	2.4
Eritrocitos	Corazón	16.9	2.9	5.1
Citrato de Ga-67	Superficie de hueso	163.8	19.8	26.0
DMSA	Riñones	31.9	0.8	1.6
Sulfuro coloidal (oral)	pared int. grueso	0.4	0.4	0.4
DTPA	Vejiga	16.2	2.1	1.3
HMPAO	Riñones	29.4	5.7	8.0
Tetrofosmín (reposo)	Vesícula biliar	26.8	5.4	5.7
Tetrofosmín (esfuerzo)	Vesícula biliar	8.4	2.4	2.2
Cloruro de Tl-201	Ovarios	49.8	-	15.0

Tabla 3: Dosis efectiva para niños y adultos en función del sexo para cada radiofármaco (no hay datos disponibles para HMDP ni para tetrofosmín).

Radiofármaco	Dosis efectiva (mSv)		
	Hombres	Mujeres	Niños
Pertecnecato	2.1	2.5	2.2
DTPA (aerosol)	4.2	5.9	3.4
MAA	2.6	3.4	2.2
Eritrocitos	4.3	5.7	-
Citrato de Ga-67	25.9	31.3	21.6
DMSA	2.1	1.6	1.3
Sulfuro coloidal	-	-	1.8
DTPA	1.9	-	1.0
HMPAO	9.3	11.2	-
Cloruro de Tl-201	18.7	-	-

Las dosis efectivas son de un 4% a un 33% menores en niños con respecto a los adultos ésta resultó mayor en los tres primeros meses que en las etapas posteriores. A medida que el feto crece la fracción de energía absorbida por el mismo a partir de órganos maternos aumenta pero, a su vez, el aumento de la masa del feto compensa este efecto.

debido a que las actividades administradas son menores.

El porcentaje de mujeres en edad de procrear (suponiendo ésta entre 15 y 45 años) fue del 16%. La dosis absorbida mayor en útero y por tanto el mayor riesgo para el niño no nacido, con las actividades utilizadas en nuestro Servicio, se alcanzó con citrato de Ga-67, con 19.8 mGy, seguido del HMPAO con 5.7 mGy (tabla 2). Se han estimado las dosis al feto en el caso de que las mujeres hubieran estado embarazadas (tabla 4). La absorción en función del estadio del embarazo resultó variable según el radiofármaco considerado pero, en general,

Tabla 4: Dosis absorbida en el feto en función de la etapa del embarazo. No existen datos para HMDP ni para tetrofosmín. No se han incluido datos para DTPA, sulfuro coloidal ni Tl-201 puesto que no se dispone de datos de mujeres sometidas a este tipo de estudios.

Radiofármaco	Dosis absorbida (mGy)			
	1ª etapa	3 meses	6 meses	9 meses
Pertecnectato	2.0	4.0	2.5	1.7
DTPA (aerosol)	4.5	3.4	1.8	2.3
MAA	0.6	0.9	1.1	0.9
Eritrocitos	4.8	3.2	2.5	2.0
Citrato de Ga-67	24.3	52.2	47.0	33.9
DMSA	0.8	0.7	0.6	0.5
HMPAO	7.5	5.8	4.2	3.1

Se estimaron también las dosis al lactante. Por ejemplo, para unas actividades administradas de 181 y 260 MBq de pertecnectato y citrato de Ga-67 respectivamente, tomando como límite de dosis efectiva 1 mSv, y suponiendo los valores más conservadores de concentración en leche y eliminación estaría indicada una interrupción de la lactancia durante 4 días para las pacientes a las que se suministró citrato de Ga-67 y no sería necesaria interrupción para las pacientes a las que se suministró pertecnectato.

Los datos dosimétricos para los fármacos recogidos en este trabajo provienen de ICRP-80 y RIDIC. Las diferencias en dosis efectiva por unidad de actividad administrada a adultos dada en estas dos fuentes así como en ICRP-53 y su apéndice I pueden alcanzar el 82% para algunos radiofármacos. Estas diferencias provienen fundamentalmente de los distintos factores de ponderación para tejidos (a partir del apéndice I de ICRP-53 comienzan a utilizarse los nuevos factores de ponderación publicados en ICRP-60), así como de los distintos modelos biocinéticos utilizados.

CONCLUSIONES

1. La dosis efectiva más alta por estudio se encontró en los rastreos con Ga-67 con un promedio de 26 mSv seguido de los estudios de spect cardíaco con 15.0 mSv y los estudios de ventilación/perfusión pulmonar con 8.5 mSv. Las pruebas de mayor riesgo para el feto en el caso de que la paciente se hallara embarazada son el rastreo con Ga-67 y el spect cerebral con HMPAO.
2. El caso de las mujeres merece especial consideración en la evaluación de la dosis en medicina nuclear. Debido a su menor masa corporal y a la posición de las gónadas dentro del cuerpo y cerca de órganos fuente en dosimetría interna como vejiga, hígado, riñones o intestinos, las mujeres tienen una carga de radiación de un 16% a un 29% más alta que los hombres para la misma actividad suministrada por estudio. Si la actividad se administrara en función de la masa corporal individual se eliminarían o reducirían estas diferencias, al menos en dosis efectiva. Esto no se hace de forma rutinaria en nuestro servicio para adultos, aunque sí se varía la actividad que se administra a los niños.
3. En un futuro está proyectado continuar con evaluaciones dosimétricas de este tipo, establecer niveles locales de referencia por prueba diagnóstica y decidir sobre modos de actuación que conduzcan a una optimización de las dosis. En este sentido la administración de actividades personalizadas en función de la talla y peso del paciente sería una buena práctica a llevar a cabo en el futuro.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Directiva 97/43/Euratom del Consejo de 30/6/97. Diario Oficial de las C.E. de 9/6/97.
- [2] Real Decreto 1841/1997. B.O.E.nº303, 19-12-97.
- [3] Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals, ICRP 53 (1987).
- [4] ZANZONICO, "Internal Radionuclide Radiation Dosimetry: A Review of Basic Concepts and Recent Developments" J.N.M., Vol 41, Nº 2 (2000).

- [5] TOOHEY, STABIN, WATSON, "Internal Radiation Dosimetry: Principles and Applications", AAPM / RSNA (1999)
- [6] MICHAEL G. STABIN, "Health Concerns Related to Radiation Exposure of the Female Nuclear Medicine Patient", Radiation Internal Dose Information Center (1999).
- [7] Tables of Radiation Absorbed Dose to the Embryo/Fetus from Radiofarmaceuticals", RIDIC, (1998).
- [8] "Guidelines for Breastfeeding Mothers in Nuclear Medicine", RIDIC (1996).
- [9] JOHNSON, MC. CLURE, MC. COURT, "Mabdose I: Characterization of a General Purpose Dose Estimation Code", Medical Physics 26 (7), July (1999).
- [10] STABIN, M, "MIRDOSE – The Personal Computer Software for Use in Internal Dose Assessment in Nuclear Medicine", J.N.M., N° 37, (1996).
- [11] "Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals", ICRP-80, (1997).
- [12] "Radiation Dose Estimates to Adults and Children from Various Radiopharmaceuticals", RIDIC (1996).
- [13] "Radiation Dose Estimates for Radiopharmaceuticals", RIDIC (1996).
- [14] Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. ICRP 53 Addendum 1 (1991).
- [15] Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP 60 (1991).

ENTRANCE SURFACE DOSE MEASUREMENT FOR SOME OF THE RADIOLOGICAL PATIENTS IN BANGLADESH

Zakia Begum, Bangladesh Atomic Energy Commission

ABSTRACT

ESD values were measured for the most common types of X-ray procedures in four of the main hospitals of Dhaka the Capital City of Bangladesh. Patients undergoing a variety of examination protocols such as Chest PA, Lumbar Spine AP and Lateral, Skull AP and Lateral, Pelvis AP were studied in the four hospitals numbered as 1, 2, 3 and 4. Diagnostic Radiology is the largest contributor to the artificial sources of ionizing radiation. Since X-ray is a powerful technique of diagnostic imaging, a large number of patient's (a part of total population) are availing this technique every day in all countries of the world including Bangladesh. But so far no attempt has been made in Bangladesh to find out the doses delivered to the patient undergoing different X-ray procedures. So, in this study Entrance Surface Dose (ESD) values have been measured for about 196 patients undergoing different X-ray procedures. The observed ESD values in the different local hospitals were compared with the values within the hospitals and also with the International Reference ESD Values.

INTRODUCTION

Though a net benefit to health may be achieved by all increase in the provision of radiation services in medical fields yet it carries some risk. International Atomic Energy Commission has imposed no limit on medical exposures, the aim is to ensure that the doses are not only low enough to justify the particular diagnostic examination but are kept even lower when the objective is reasonably achievable.

Entrance Surface Dose is one of the basic dosimetric quantities for measuring the patient dose. In connection with optimizing patient dose it is also the basic quantity for comparing with the International Reference Values which is also important from the point of view of radiation protection of the patients. Though ESD value measurement for the patient is an essential component of Quality Control programme for individual X-ray radiology departments but comparison of ESD values between different hospitals, showing the variation of ESD values and the ratio of maximum and minimum ESD values can picture out the overall situation of the radiology departments of the country and can help to take protective measures where necessary. So, such an attempt has been undertaken in the present study. The results of the patient dose measurement, presented here are the first reported works that have been done in Bangladesh.

EXPERIMENTAL PROCEDURE

Since Chest PA patients were easily available in the hospitals, number of patients for this projection in all the hospitals were taken 10 but the patient sample size has to be lowered because of lower availability of the patients for some of the other procedures. In order to obtain representative values of ESDs for each X-ray procedure at least five patients per type of radiograph has been studied to provide a good indication of typical clinical practice. Only adult patients are included in the sample for the assessment of general diagnostic radiology procedures. Both sexes have been included as long as extremes in physique are avoided.

Patients with weight 60 ± 10 kg. were considered in this study¹. Since effects of field size on radiation output in air has been found to be small and in fact negligible for field sizes used in radiograph², the effect of field size has been neglected in this study.

For each diagnostic procedure a batch of three TLD chips were attached to the skin as close as possible to the point where the central axis of the X-ray beam enters the patient. The exposure parameters of the patients such as kVp, mAs, time, FFD etc. were noted down. Following the X-ray procedure the chips were read by the Harshaw 3500 TLD Reader. The average of three chips was taken as the ESD value received by the patient for that particular procedure. For background one batch of chips was kept without exposure every time when the other chips were exposed.

RESULTS AND DISCUSSION

Patient data and exposure parameters are shown in Table-I. The mean ESD values in different hospitals together with the reference ESD values and also the range factors (ratio between maximum and minimum ESD values) is shown in Table-II.

Table-I Patient Data and Exposure Parameters for ESD Measurement

Serial No. of the hospitals	Type of X-ray Procedure	Range of Age of Patient	Range of Wt. Of Patient	Range of kVp	Range of FFD (cm)
1.	Chest PA	18-36	56-68	50-55	114-138
2.		22-60	55-75	65-80	150-150
3.		24-78	54-65	55-70	150-150
4.		28-65	50-69	55-73	200-200
1.	Lumber Spine AP	21-60	52-71	70-81	90-103
2.		20-55	52-68	70-85	90-90
3.		31-70	50-74	70-90	105-110
4.		20-70	50-70	60-77	90-110
1.	Lumber Spine Lateral	21-60	52-71	77-85	90-110
2.		22-55	52-68	80-90	90-90
3.		31-70	54-65	70-95	105-110
4.		23-70	50-70	73-85	90-110
1.	Skull AP	20-50	53-73	57-70	80-100
2.		22-50	50-65	70-80	90-100
3.		18-68	52-80	75-85	105-110
4.		24-45	50-67	60-75	100-100
1.	Skull Lateral	20-50	53-59	57-81	80-103
2.		34-50	50-65	70-80	90-100
3.		18-68	52-74	65-80	105-110
4.		24-45	50-67	55-70	100-100
1.	Pelvis AP	18-65	50-58	65-77	90-112
2.		32-48	50-66	70-80	90-105
3.		19-75	50-80	65-80	105-110

4.		27-70	52-77	66-73	97-113
----	--	-------	-------	-------	--------

Table-II Mean and Range of ESD Values for different types of X-ray examinations in different hospitals together with the Reference Value and Range factor

Name of Hospital	Type of Exam.	No. of Patients	Maximum ESD (mGy)	Minimum ESD (mGy)	Mean ESD (mGy)	Reference Value (mGy)	ESD Range Factor Max/Min
1.	Chest PA	10	0.49±0.17	0.14±0.01	0.33±0.07	0.4	35.9
2.		10	4.67±0.22	0.28±0.04	1.58±0.16		
3.		10	0.73±0.21	0.19±0.03	0.44±0.14		
4.		10	0.74±0.10	0.13±0.03	0.44±0.13		
1.	Lumber Spine AP	10	5.67±0.65	2.54±0.15	4.01±0.67	10	18.8
2.		10	25.54±3.66	4.52±0.36	9.71±0.57		
3.		9	10.28±0.40	3.51±0.06	7.07±0.55		
4.		10	6.22±1.07	1.36±0.09	3.48±0.64		
1.	Lumber Spine LAT	10	8.28±0.40	5.89±0.48	7.20±0.66	30	11.12
2.		9	33.68±1.32	7.31±1.00	12.66±1.20		
3.		10	23.25±0.41	9.08±0.02	13.82±0.76		
4.		10	12.46±0.63	3.03±0.29	6.6±0.69		
1.	Skull AP	7	2.58±0.13	1.19±0.28	1.17±0.24	5	17.9
2.		7	15.40±1.5	2.40±0.18	8.6±0.95		
3.		10	3.51±0.86	1.34±0.14	2.4±0.45		
4.		5	1.64±0.17	0.86±0.10	1.21±0.15		
1.	Skull LAT	5	0.93±0.11	1.46±0.08	1.16±0.12	3	20.59
2.		5	10.09±0.8	3.78±0.24	6.96±0.44		
3.		10	3.66±0.33	1.52±0.07	2.44±0.34		
4.		5	1.56±0.14	0.49±0.02	0.92±0.14		
1.	Pelvis AP	5	4.83±0.64	2.07±0.27	3.34±0.55	10	4.8
2.		5	8.04±0.28	4.00±0.15	6.20±0.30		
3.		8	9.24±0.52	2.73±0.56	5.15±0.46		
4.		6	3.28±0.13	1.91±0.10	2.63±0.66		

A large variation of ESD values for the same type of X-ray procedure even in the same hospital has been observed. The mean ESD values for each procedure was compared with the Internationally Accepted Reference Values. It is observed that in most of the cases the local hospitals delivered ESD values lower than the corresponding Reference Value. In case of Chest PA, the variation between kVp used among the hospitals was large (50-80 kVp), also variation between used FFD was large (114-200), so a large variation of the ratio of 35.9 in the max/min ESD values was observed. This abnormally high variation in the ratio of ESD values indicates wide variation in the dose, delivered to the patient for the same type of examination. Hospitals 1, 3, and 4 delivered ESD values for Chest PA nearly equal to the Reference Value but hospital 2 delivered higher than Reference Value. In case of Lumber

Spine AP hospital 1 delivered dose nearly equal to the Reference Value but all other hospitals delivered lower doses. In case of Skull AP all the four hospitals delivered lower doses than the Reference Value except hospital 1 which delivered higher value. In case of Skull Lateral hospital 3 delivered ESD value nearly equal to the Reference Value. The other two hospitals delivered lower values except hospital 1 which again delivered about 2 times higher value than the Reference Value. In the case of Pelvis, all the hospitals delivered lower mean ESD values than the Reference Value.

From the present study though it is observed that in many cases the mean ESD values are below the Internationally accepted Reference Values, in most of the cases the fluctuation of the ESD values was too large, even in the same type of X-ray examination and same X-ray facility. It was found that the ratio of maximum and minimum ESD values for different X-ray procedures ranged from 2.62 to 77.8, the Chest PA has showed the largest variation. Higher ESD than the Reference ESD values for a particular type of X-ray procedure in general represent an unnecessary over exposure to the patient whereas low ESD values may lead to poor diagnosis and unnecessary repetition of the X-ray procedure. In both cases the chance of increasing radiation exposure to the patient increases. Also a considerable spread of patient doses between hospitals for similar types of X-ray procedure reflects the need for dose optimization maintaining the relevant appropriate parameters for the radiological X-ray procedures in Bangladesh

REFERENCES

- [1] ORESEGUN M. et, al., "Radiation Protection and Quality Assurance in Diagnostic Radiology an IAEA Coordinated Research Project in Asia and Eastern Europe," Appd, Radiat, And Isotopes, Vol. 50, Pergannon Press (1999) 271 – 276.
- [2] ROGERS R. T., "Radiation Dose to the skin in Diagnostic Radiology", British Journal of Radiology, Vol. 42, No. 493 (1969) 511 – 518.

ACKNOWLEDGEMENT:

I express my heart-felt gratitude to Mr. Fazle Karim Miah, Chief Scientific Officer, Bangladesh Atomic Energy Commission for his constant guidance throughout the course of the whole work. I am also thankful to all my colleagues of HPRML, Bangladesh Atomic Energy Commission who extended their help and cooperation during the work.

DIMOND A EUROPEAN APPROACH TO ESTABLISH AND USE REFERENCE LEVELS IN FLUOROSCOPY GUIDED PROCEDURES

Vano E ⁽¹⁾, Faulkner K ⁽²⁾, Padovani R ⁽³⁾, Zoetelief J ⁽⁴⁾, Toivonen M ⁽⁵⁾ and Neofotistou V ⁽⁶⁾

(1) Medical Physics. San Carlos University Hospital and Complutense University. Madrid. Spain. Eliseo@eucmax.sim.ucm.es

(2) Quality Assurance Reference Centre. Newcastle upon Tyne. United Kingdom.

(3) Ospedale "Santa Maria della Misericordia". Udine. Italy.

(4) Interfaculty Reactor Institute, Delft University of Technology. Delft. The Netherlands.

(5) SUTK Radiation and Nuclear Safety Authority. Helsinki. Finland.

(6) Medical Physics Department. Athens General Hospital. Athens. Greece.

Abstract

The purpose of this paper is to present a European approach to the establishment of reference levels in fluoroscopy guided procedures agreed between the members of the European DIMOND research consortium. The approach based on determination of dose area product (DAP), fluoroscopy time and number of acquired images is recommended. Three approaches to patient dosimetry have been proposed (from the simplest level to the more complicated). At the first level the fluoroscopy time and number of images are assessed. This information could be upgraded with data on entrance dose rate at the surface of a phantom, supplemented by dose/image for cine or digital imaging, and the irradiated patient area. Additional measurements of DAP and entrance skin dose would complete the third level. Using this information it is possible to optimise procedures and to decide if some corrective action is necessary for the x-ray system or for the technical or clinical protocol. If the number of images or the fluoroscopy time is consistently higher than that corresponding to the reference level, a revision of the clinical protocol should be made. If DAP (or maximum skin dose, if estimated or measured) is consistently higher than the reference DAP level (or maximum skin dose), a revision of the x-ray system (dose rate and dose/image) and the clinical or technical protocol (collimation, magnification, x ray beam orientation, etc) should be made.

1. Introduction

The follow-up of any patient dosimetry programme in diagnostic radiology requires the implicit use of reference levels (RL), to assess the possible application of corrective action. Council Directive 97/43/EURATOM [1] introduces the concept of Diagnostic Reference Levels (DRL). The European Guideline "Radiation Protection 109" [2] states that 'In principle, DRL are applicable for standard procedures in all areas of diagnostic radiology. They are, however, particularly useful in those areas where a considerable reduction in individual or collective doses may be achieved or where a reduction in absorbed dose means a relatively high reduction in risk'. The document quotes, in particular Interventional Radiology (IR).

The International Atomic Energy Agency (IAEA) [3] and the Food and Drug Administration (FDA) in the USA [4] have published reference values for dose rate at the entrance of the patient in fluoroscopy: 25 and 100 mGy/min (in air, including backscatter) for normal and high contrast modes in the IAEA document, and 10 and 20 R/min in the FDA regulation. However no guidance has been given on dose per image or any dosimetric quantity for the full fluoroscopy procedure. Furthermore, the measurement protocol has not been specified.

Cases of skin doses of several Gy, resulting in injuries such as radio-dermatitis and necrosis have been reported in literature [5-7]. Some national bodies have given specific recommendations for conducting these procedures [8]. Also, several international organisations (World Health

Organisation, International Commission on Radiological Protection and the IAEA) are preparing specific documents related with radiation protection (RP) and safety in IR [9, 10].

The purpose of this paper is to present a European approach to RL in fluoroscopy guided procedures agreed among the members of the European research consortium on Digital Imaging: Measures for Optimising Radiological Information Content and Dose (DIMOND).

2. The need for reference levels in fluoroscopy guided procedures

The European document "European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images" document [11] focuses attention on three aspects of conventional radiographic techniques, namely, diagnostic quality of the radiographic image, radiation dose to the patient and choice of the radiographic technique, as a means to audit the process of diagnostic imaging. The adoption of this approach is also feasible in fluoroscopy and IR, though image quality and patient dose show a strong relationship in fluoroscopy and digital imaging modes. In fluoroscopy guided procedures all aspects of diagnostic information should be considered. This information is obtained both from fluoroscopy and several series of images. Patient doses will be related with the performance of the x-ray system used and the clinical and technical protocol. Thus, RL should be set in relation to both the x-ray system and the procedure protocol.

Concerning the x-ray equipment, there are some features influencing patient dose and image quality:

a) Dose rate in fluoroscopy.

This depends sometimes of the default setting adjusted by the service engineer. Modern systems usually have three fluoroscopy modes: low, medium and high, and sometimes, for these three modes, there is an extra alternative of standard or high contrast modes. These represent a total of 6 options and the clinician does not always know sufficiently the differences in dose and image quality between them. The application specialist of the x-ray system could recommend some default option but this may not be optimised for the different procedures and personal preferences of the clinicians. Differences in entrance dose rate for a standard patient can range from 15 mGy/min to more than 60 mGy/min. Here some orientation on reference dose rates for some typical procedures can be very useful both for the clinician and for the application specialist. For example, in cardiology procedures, working with image intensifier format of 18-22 cm, and for a standard patient size with AP projection and for a standard size patient, the reference dose rate could be 30 mGy/min. At this dose rate, satisfactory image quality should be obtained.

b) Dose per image (or dose per frame in cine).

This also depends on the default selected by the service engineer and the x-ray application specialist. Some systems have different image quality (and dose) modes. Modern General Electric systems, for example, offer four modes: A, B, C and D, with better image quality for the option D and dose per image increasing in a factor of approximately 2.2 from one mode to another. Typical entrance dose (in air, including backscatter) for a standard patient and image intensifier format of 22 cm, from 50 μ Gy/frame until 500 μ Gy/frame in cine for cardiology, and values from 1 mGy/image until 10 mGy/image for subtraction techniques are usual. Also the clinician must be educated in its use. What criteria should be used to select the level of image quality and what should be the patient dose?. Here, information on reference dose for typical procedures can be useful for the clinician.

c) Other factors such as:

- Image intensifier format (32, 22, 16 or 11 cm) used to improve the resolution also affects (in different way for the different systems) the entrance dose. The change

from 22 to 16 cm could imply an increase of a factor of 2 in skin dose for some systems operating under automatic control.

- The use of semitransparent filters may improve image quality and reduce skin dose substantially in some irradiated areas and consequently, reduce DAP.
- Collimation.
- Use of last image hold.
- Experience of the interventionalist using a reasonable fluoroscopy time to perform the procedure.
- Experience of interventionalist to avoid acquiring an excessive number of images.
- An optimised clinical protocol. A good example in cardiology could be the use of cine rates of 25 or 30 frames/s which has been abandoned in a lot of centres working now at 12.5 f/s, thus reducing cine doses by 50%.

All these factors have an important influence on patient dose. To have some reference records of the typical fluoroscopy time, number of images and DAP (and sometimes the skin dose distribution) for the different procedures can be a useful help in the optimisation process. It is permitting to compare the practice in a centre with the "state of the practice" (reference levels) in other centres.

An important aspect to be taken into account is the size of the patient (height and weight) because an increase of 4-5 cm in the thickness of the examined region can mean an increase of a factor of 2 in dose rate or dose/image. The other crucial factor is the complexity of the procedure or the complications during the procedure [12]. The future research on RL for IR should include the standardisation of some levels of complexity justifying the increase in patient dose.

The more practical and useful approach to establish RL in fluoroscopy guided procedures would be to measure typical values of DAP, fluoroscopy time and number of acquired images. Skin dose distribution with maximum skin dose values should also be sometimes obtained [13]. This is particularly important in procedures using several beam orientations such as in cardiology. It must be noted that a low value of DAP does not guarantee a low skin dose if the entrance radiation fields of different projections overlap significantly. Non optimised protocols will produce DAP readings, fluoroscopy time or image number higher than the reference values.

For fluoroscopy guided procedures, patient dosimetry could be approached from three levels of information [14]:

- 1) The first level (the most simple but also with the poorest information) would consist only of fluoroscopy time and number of images. These parameters are closely related to the clinical protocol.
- 2) The second level consists of the data of level one upgraded with information on entrance dose rate at the surface of a phantom, dose/image for cine or digital imaging, and the irradiated patient area. These values are more related to the performance of the x-ray system.
- 3) Finally, the third level includes measurements of DAP and entrance skin dose in addition to the data of level two. With this information, an orientation about deterministic and stochastic risks is obtained. This orientation is important because the procedures are complicated and patient doses may be high.

3. Conclusions

For interventional radiology and in general for fluoroscopy guided procedures, reference levels are particularly relevant and can be applied successfully to optimise procedures and to improve patient protection.

Dose area product together with fluoroscopy time and number of images are the preferred quantities to be reported in order to establish and use reference levels for these procedures.

These three parameters permit an effective optimisation. Maximum skin dose should be estimated (or measured) for complex or repeated procedures for the same patient.

The level of complexity of the procedures and patient size should be taken into account in order to assign a degree of "tolerance" to the reference levels.

4. References

1. EUROPEAN COMMISSION. On health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure. Council Directive 97/43/Euratom. Official J Eur Commun. No L 180:22-27 (1997).
2. EUROPEAN COMMISSION. Guidance on diagnostic reference levels for medical exposures. Radiation Protection 109. Office for Official Publications of the European Communities. Luxembourg (1999)
3. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. International Basic Safety Standards for protection against ionising radiation and for the safety of radiation sources, IAEA Safety Series No. 115-I, Vienna (1994).
4. UNITED STATES DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. 21 CFR Part 1020. Federal Performance Standard for Diagnosis X-Ray Systems and their major Components. Final Rule (1994).
5. VANO E, ARRANZ L, SASTRE JM, MORO C, LEDO A, GARATE MT AND MINGUEZ I. Dosimetric and Radiation Protection considerations based on same cases of patient skin injuries in Interventional Cardiology. Br J Radiol 1998; 71:510-516.
6. SHOPE TB. Radiation-induced Skin Injuries from Fluoroscopy. Radiographics 1996;16: 1195-1199.
7. WAGNER LK, MACNEESE MD, MARX MV, SIEGEL, EL. Severe skin reactions from interventional fluoroscopy: case report and review of literature. Radiology 1999; 213:773-776.
8. UNITED STATES FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. Avoidance of serious x-ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically guided procedures. Medical Bulletin 1994; 24: 7-17.
9. Joint WHO/ISH Workshop on Efficacy and Radiation Safety in Interventional Radiology, October 1995, Munich-Neuherberg, Germany. Bundesamt für Strahlenschutz. BfS-ISH-178/97, Germany (1997).
10. ICRP. Avoidance of radiation injuries from interventional procedures. Draft Report available in www.icrp.org (2000).
11. EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Office for Official Publications of the European Communities (Luxembourg), Report EUR-16260 (1996).
12. BERNARDI G, PADOVANI R, MOROCUTTI G, VANO E, MALISAN MR, RINUNCINI M, SPEDICATO L, FIORETTI PM. Clinical and technical determinants of the complexity of PTCA procedures. Analysis in relation to radiation exposure parameters. Cathet Cardiovasc Interv, 2000;51:1-9.
13. VANO E.; GUIBELALDE, E.; FERNANDEZ, J.M.; GONZALEZ, L. AND TEN, J.I. Patient dosimetry in interventional radiology using slow film systems. Br J Radiol 1997; 70:195-200.
14. VANO E AND GONZALEZ L. Patient Dosimetry and Reference Doses: Practical considerations. Rad Protec Dosim 2000; 90(1-2):85-88.

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF AN INTRAVASCULAR BRACHYTHERAPY INSTALLATION IN CARDIOLOGY

C. Prieto¹, E. Vano^{1,2}, M. Sabate³, J.M. Fernandez^{1,2} y C. Galvan.^{2,4}

¹ Medical Physics Service. San Carlos University Hospital. 28040 Madrid. Spain.
Fismed@hsc.insalud.es

² Radiology Department. Medicine School. Complutense University. 28040 Madrid. Spain.

³ Interventional Cardiology Service. San Carlos University Hospital. 28040 Madrid. Spain.

⁴ Radiotherapy Service. San Carlos University Hospital. 28040 Madrid. Spain.

Abstract

Intravascular Brachytherapy (IVB) is a very promising technique for reducing restenosis rates. However, neither the exact absolute dose needed nor the optimal spatial and temporal distribution of dose inside the vessel wall for a successful treatment, nor the physical dosimetry of the various radioactive sources and devices for dose delivery, are well known. In this paper, an overview will be given of the design strategy, the dosimetric and radiation protection-related problems that we have met during the implementation of this technique at San Carlos hospital, adopted or foreseen solutions, and future research fields that we intent to carry out in order to reduce uncertainties and to achieve a deeper knowledge of the parameters that have an influence on the treatment.

1. Introduction

Ionising radiations have been used recently to reduce restenosis rates after percutaneous vascular interventions in technique generically known as Intravascular Brachytherapy. This new technique, consisting of the irradiation with γ or β sources to reduce restenosis rates after angioplasty, is being widely investigated [1].

IVB procedures are radiotherapeutic procedures if we consider them as every process of therapeutic irradiation as stated in the Spanish legislation [2] derived from the European Directive on Medical Exposures [3].

However, there are some aspects different from classic radiotherapy that should be taken into account. The important uncertainties involved in this kind of treatment should not be an excuse to give up this technique as, even taking them into account, the results in patients treated are encouraging. Nevertheless, researching and elaboration of Quality Assurance Programs in this area of Radiotherapy must be encouraged and supported.

2. Objectives

- To list the problems that we have found in the implementation of IVB techniques in the San Carlos University Hospital (SCUH).
- To show the available alternatives and research fields that we have envisaged to solve these problems.

3. Material and methods

The Interventional Cardiology Service of the SCUH is licensed to use one IVB system which consists of a train of Sr-90/Y-90 sealed sources that are hydraulically positioned through a non-

centering catheter¹. Before long we will be licensed to use another system of afterloading brachytherapy in which a wire with a P-32 source on its tip, advances through a especial balloon².

The aim of these IVB systems (and of any other) is to uniformly irradiate the target volume, which is usually very irregular, with the suitable dose. However there are some challenging technical and organisation difficulties that are studied hereafter.

4. Discussion

From the experience obtained in the design and implementation of our IVB installation, we have realised the importance of the following aspects:

1. Coordination between the professional groups involved (cardiologists, radiooncologists, medical physicists). The **creation of multidisciplinary task groups** that work to overcome the problems and uncertainties in IVB is advisable.
2. **Difficulties to gather and bring documentation to the Regulatory Authority** because of the fast introduction of many new and different systems.
3. **Feasible incidents analysis and emergency plans design**. This analysis is specially difficult due to the variety of systems and to the limited experience with them.
4. **Design of operation procedures** that intend to avoid errors and emergency situations.
5. **Redesign needs of cath labs to use γ sources**. The extra necessary shielding weight would lead, in our case, to structural problems. Therefore, we expect the implementation of IVB with γ sources in a properly equipped radiotherapy room.
6. **Evaluation of uncertainties in imparted dose**. These uncertainties are greater than the ones of conventional Radiotherapy and Brachytherapy due to the steepness of the depth dose curve for β radiation, the positioning errors, the movement with heart beat, the asymmetry in the target volume, etc.
7. Even if we have full certainty of the target volume (the latest studies indicate that the target volume should be the adventitia), this is accurately known not before the balloon dilatation and later imaging with IVUS³, which means that **dosimetry** must usually be **retrospective**. Since a previous dosimetry (before the dilatation) can not be made, we will attempt to make an on-line dosimetry (right after post-dilatation ultrasound imaging) in order to decide the suitable treatment parameters. Afterwards, a more accurate dosimetry will be made retrospectively. The option to make angioplasty and IVUS imaging one day before the brachytherapy treatment, would allow us to make an accurate dosimetry planification in advance. Nevertheless, this would increase the catheterization-related risks, and remodeling in the period from dilatation to treatment would introduce more uncertainties than those that we attempt to avoid with this option.
8. **Increasing occupational protection needs**, because the use of some of the systems available requires that the professionals involved stay in the cath lab during the treatment.
9. **Difficulties in the calibration of new sources**. This difficulty worsens because of the important number of different systems available, that are appearing in the market, with different γ and β sources and in very different forms (wires, seeds, radioactive liquids or gas that fills the balloon, radioactive stents, ...).

In conventional brachytherapy, dose typically stated at 1 cm from the source and the effects of low energy photons and secondary electrons are belittled. However, in IVB the target volume can be 1-3 mm wide, and therefore it is essential to know the distribution dose in the millimetre range in areas of high dose gradient. This is certainly difficult at present and the uncertainties in dose calculations are greater than those usually found in external beam Radiotherapy or conventional

¹ (Beta-Cath System. Novoste Corporation. Brussels, Belgium)

² (Galileo. Guidant S.A. Diegem, Belgium)

³ IVUS: Intravascular Ultrasound.

brachytherapy. The dosimetry and calibration procedures that we will use will be basically the ones of AAPM TG-60 [4] using radiochromic films [5]. The activity verification for the Galileo system will also be made with a properly calibrated activimeter.

10. **Difficulties in the target volume definition.** We can get detailed images of the lumen from coronariography, but they give us no information of the vessel wall, and therefore this does not allow us to accurately define the target volume. A detailed information of the vessel wall can be obtained through IVUS imaging. These images allow us to accurately define the target volume and constituted a necessary step to get a 3D dosimetry and to the dose-volume histograms calculation.

Dose volume definition will be made adjusting ICRP-50 [6] definitions to IVB:

- GTV (Gross tumour volume): Stenosedated Area.
 - CTV (Clinical Target Volume): Stenosedated Area plus margin injured by the balloon.
 - PTV (Planning Target Volume): Area injured by the balloon plus a certain safety margin to take into account the reduction of dose on the edges, the dosimetric uncertainties, the source movements relative to the vessel wall, etc.
11. **Dose Prescription.** AAPM TG-43 [7] recommends that dose is prescribed at 2 mm from the catheter in water for intracoronary applications. We have assumed this recommendation and we have made a dose prescription form to be filled in by the radiotherapist.
 12. **Source localisation into the lumen. Centering effect.** There is an asymmetry in the thickness of the vessel wall in a slice and along the treatment area. Source centering implies an additional technical problem but provides a greater dosimetric precision and a reproducibility not attainable with a non-centering system. As we will have IVUS images, we will be able to compare the dosimetry with both methods (with the “real” position of the catheter and simulating the result that we would get with the catheter centered). In addition, as we will have, at first, two systems with two different radionuclides, we could compare their dosimetric “effectiveness”.
 13. **The edge effect** can be defined as the appearance of a higher restenosis rate on the lesion edges. The explanation for this effect can be:
 - On the edges of the treatment area, where dose rates are lower, radiation could stimulate cellular proliferation in areas of subclinical disease.
 - “Geographical Miss” or inadequate positioning related to the lesion, so that the volume treated with a proper dose does not cover the target volume (PTV).

In order to avoid this problem we have anticipated these measures:

- Definition of PTV with an adequate safety margin over the stenosedated area.
 - Elaboration of an adequate working methodology to position the source properly.
 - Evaluation and documentation of the tridimensional dose distribution in order to assess the coverage of the target volume with the suitable dose.
14. Higher absorption of radiation in **calcifications and stents** than in normal tissue (specially in the case of β radiation). Initially we will suppose that all the tissue that surrounds the source is water. In a following step we will try to enhance the dosimetry taking this effect into account.
 15. We have selfimposed making **3D dosimetries** as one of our main goals, that is, to calculate the dose in the whole target volume instead of the calculation in a single point as usually happens in current IVB. We will produce dose-volume histograms (HDV) of the adventitia and the lumen of

all the treatments from the target volumes outlined on IVUS images and the determination of the tridimensional dose rate distribution that surrounds the sources employed.

16. **Increase in occupational doses** (mainly in hands and fingers of the specialists) because of the implementation of the technique.

5. Conclusions

1. It is advisable to create multidisciplinary task groups with the three kind of specialists involved in IVB, as well as the design of initial and continuous training programs.
2. The different systems available in the market should be assessed in advance and a polyvalent implementation strategy should be put forward (that could be applicable and valid for several systems), taking into account the limiting factors to use gamma sources.
3. It is advisable to promote more and more efficient patient dosimetry systems. Only by looking for a more accurate dosimetry, could IVB treatment and therefore its results be optimised.
4. More and better occupational dose data should be recorded, mainly in hands and fingers of the specialists.
5. Feasible incidents analysis and emergency plans design should be made.
6. An accurate definition of the target volume and a 3D dosimetry require imaging, and IVUS seems to be the adequate technique.

4. References

- [1] M. SABATÉ, M.A. COSTA, P.W. SERRUYS, "European Clinical Trials", in Waksman R. Y Serruys P.W., "Handbook of Vascular Brachytherapy" 2ª edición, London, 191 a 201.
- [2] MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO. Real Decreto 1566/1998, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. B.O.E. nº 206:29383-94; 28-08-1998.
- [3] EUROPEAN COMMISSION. Council Directive 97/43/Euratom, Health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. Official Journal of the European Communities. No L 180/22-9.07.99.
- [4] R. NATH ET AL. Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Raditation Therapy Commitee Task Group No. 60. Med. Phys 1999; 26: 119-152.
- [5] A. NIROOMAND-RAD ET AL. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Committee Task Group 55. Med. Phys. 1998; 25: 2095-2115.
- [6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50.
- [7] R. NATH ET AL., "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group N° 43", Med. Phys. 22, 209-234 (1995).

THE USE OF CONSTANCY CHECKS TO OPTIMISE PATIENT DOSE IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY SYSTEMS

E. Vano^{1,2}, J.M. Fernandez^{1,2}, L. Lopez³, J. I. Ten⁴, L. Gonzalez² and E. Guibelalde²

¹ Medical Physics Service. San Carlos University Hospital. 28040 Madrid. Spain.

² Radiology Department. Medicine School. Complutense University. 28040 Madrid. Spain.

³ IAEA Biomedical Engineer visitor. Mexico.

⁴ Diagnostic Radiology Service. San Carlos University Hospital. 28040 Madrid. Spain.

Abstract

Results of constancy checks using the European DIMOND protocol are reported for 10 digital fluoroscopy systems. Fluoroscopy dose rates and dose per image at the entrance of the image intensifier and at the entrance of copper filters are obtained together with image quality using Leeds test objects. Dose values for different fluoroscopy modes and different image acquisition modes are presented. Values for several image intensifier formats are also reported. Relations between values obtained with copper filters and polymethyl methacrylate are obtained for different X-ray systems using different beam qualities, and practical recommendations to use the results of constancy checks in the managing of patient dose in interventional radiology systems are given.

1. Introduction

The European DIMOND constancy check protocol (DIMOND = Digital Imaging: Measures for Optimising Radiological Information Content and Dose) has been designed to harmonise the evaluation of complex fluoroscopy systems used in interventional radiology (IR). Simplicity in the required experimental approach and the short time necessary to carry out the test (30-60 minutes) were two objectives in the design of the protocol. The approach requires a calibrated ionisation chamber, copper filters, and an image quality test object. Dose rate and dose per image at the entrance surface of the image intensifier (II) and at the entrance surface of Cu filters are measured. The image quality of the test object is evaluated on the TV monitor and by numerical methods whenever possible.

During the acceptance tests of the new X-ray systems to be used for IR procedures or when establishing the baseline level (status test), dose rate and dose per image for all the fluoroscopy modes, for all the options of image acquisition (in cine mode and in subtraction mode), and for all the image intensifier formats available, are usually measured.

The dose values at the entrance to the copper filter normalised at a focus distance of 50 cm, together with the obtained image quality with a test object permit to follow the performance of the system during the clinical use of the system and to detect any problem in order to suggest corrective action when necessary. In addition, these results provide useful information for the medical specialist to optimise clinical procedures, supplying information about the increase in patient dose when using high dose fluoroscopy modes or low noise imaging modes [1]. The effect of increasing skin dose during magnification is also evaluated with the DIMOND constancy check protocol.

One of the practical problems to take advantage of the results of the constancy checks in the routine clinical work, is to establish the equivalence between a certain thickness of copper with polymethyl methacrylate (PMMA) which is more similar in attenuation and backscatter properties to patients. This equivalence depends on the different X-ray beam qualities and it is usual for IR systems that beam qualities be very different for fluoroscopy modes and imaging acquisition. Concern about the knowledge of skin dose values has been reported [2] and this basic quality control can help to avoid deterministic effects on patients [3].

2. Material and methods

The constancy check protocol has been applied to the following systems:

- 2 cardiology labs (Philips Optimus-200 and Philips Integris H-3000 with the "spectra beam" option).
- 2 interventional rooms used for cardiology, vascular and neuroradiology procedures (GE Advantx systems).
- 2 mobile C arm systems (Philips BV-300 and BV-300+).
- 1 Toshiba DFP-2000 dedicated to vascular and neuroradiology procedures.
- 1 multipurpose interventional room (Toshiba KXO-80M).
- 1 interventional room for vascular procedures (Siemens Polydoros 1000)
- 1 digital remote control room used provisionally for interventional urology procedures (Philips Omnidagnost).

Image quality has been evaluated with the Leeds test object TOR-18FG (positioned at the entrance of the image intensifier with the copper filters or PMMA plates placed in the beam). High contrast resolution and low contrast threshold have been evaluated by one or two observers (always the same people) based on the visual perception on the monitor existing inside the interventional room (live image for fluoroscopy). Geometrical circular distortion was also observed with this test object. When storage of the images in CD-ROM or in the PACS was possible, additional numerical evaluation was made (fig. 1).

Doses were measured with a calibrated ionisation chamber RADCAL (Radcal Corporation, Monrovia, USA) model 20x6-60E and several copper filters of 1 mm thickness and 20x20 cm and PMMA plates of 1 cm thickness and 20x20 cm to simulate several patient thicknesses were used. To measure the dose at the entrance of the copper filters (or at the entrance of the PMMA plates), the ionisation chamber was positioned over the patient couch, maintaining the C arm in vertical position with the image intensifier over the couch. The distances during dose measurements were 70 cm focus-chamber and 100 cm focus-image intensifier. The automatic brightness control was activated during the measurements. Dose values were normalised at 50 cm from the focus in order to simulate one of the worst geometries (usual focus-patient skin distance will be somewhat greater). Measurements at the entrance of the image intensifier were also made during this protocol but these results are not reported in this paper.

3. Results and discussion

Tables 1 and 2 present the dose results measured for different X-ray systems. Some of the systems use extra copper filtration for low dose modes (e.g. Philips Integris H-3000). This represents an important change in the X-ray beam quality and this also means a different equivalence between copper and PMMA. Table 3 presents the results of the entrance dose values (dose in air with backscatter) for different copper and PMMA thicknesses, measured for the Philips Integris H-3000.

In general, for cardiology modes, systems select higher kV values in fluoroscopy (70 kV for 2 mm Cu with the Integris system) than in cine (60 kV for 2 mm Cu) to improve contrast. For the Integris system with additional high filtration (0.4 mm Cu + 1.5 mm Al) the entrance dose rate for 20 cm of PMMA in fluoroscopy (low dose mode) is 20 mGy/min (at 50 cm from the focus), equivalent to the dose rate measured with approximately 3.5 mm Cu. For cine, 0.3 mGy/frame is required and in this case, 20 cm of PMMA are equivalent to approximately 2 mm Cu. Thicker patients (or cardiology projections with large angulations equivalent to 26 cm PMMA) requires an increase of dose rate in fluoroscopy and dose/frame in a factor near 2. Values of entrance dose rate in fluoroscopy or dose per frame for different PMMA thicknesses, is a useful measure to be taken during the acceptance test of the systems (figure 2).

Table 1: Entrance dose values for 2 mm Cu, normalised at 50 cm focus chamber distance.			
X ray system	Image intensifier format (cm)	Fluoroscopy mode	Dose Rate (mGy/min)
Philips Integris H-3000	23	Low	6.7
		Medium	18.8
		High	61.4
Philips BV300+	23	Normal	8.2
		High	19.6
Philips Optimus 200	23	Normal	26.0
Toshiba DFP2000	24.5	Low	9.7
		Medium	11.9
		High	16.9
Siemens Polydoros 100	28	Normal	25.3
Toshiba KXO-80m	24.5	Default	22.5
Philips BV300	23	Normal	8.9
		High	20.4
Philips Omidiagnost	25	Normal	27.2
GE Advantx I	22	Low	10.2
		Medium	21.9
		High	46.6
GE Advantx II	22	Low	4.7
		Medium	10.0
		High	18.4

Table 2: Entrance dose values for 2 mm Cu, normalised at 50 cm focus chamber distance (cine)			
Modality	Image intensifier size (cm)	Cine mode	Dose/image (μ Gy/frame)
Philips Integris	23	Default	280
GE Advantx I	22	A	51
		B	84
		C	155
		D	284
GE Advantx II	22	A	57
		B	96
		C	138
		D	184
Philips Optimus	23	Default	430

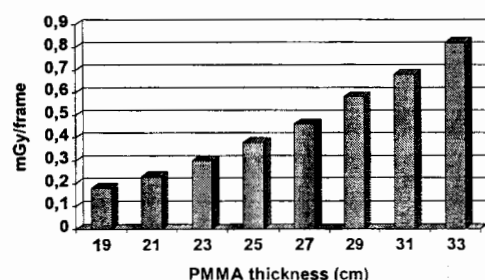
Concerning skin dose increase during magnification, it should be stressed that this is also very dependent of the X-ray system. The Philips Integris system evaluated increases dose rate and dose/frame by a factor near 1.25 from the II format of 23 cm to 18 cm. The GE systems evaluated increase dose rate and dose/frame by a factor near 1.4 from the II format of 23 cm to 18 cm. The Toshiba DFP-2000 maintain the skin dose at a similar value for 23 and 18 cm.

Another important factor to point out is the increasing in dose rate when changing from fluoroscopy low to medium and high modes. These factors for the Philips Integris system evaluated (for 2 mm Cu) are approximately 3, and for the GE systems evaluated are a factor of 2. The different image quality levels of cine imaging for the GE systems requires a dose factor between 1.3 and 1.8 from one mode to the next (for 2 mm Cu).

Table 3: Entrance dose values (normalised at 50 cm focus chamber distance). Fluoroscopy low mode includes the extra filtration: 1.5 mm Al + 0.4 mm Cu). Cine mode has any additional filtration. Philips Integris H3000, 23 cm II format

Attenuation material	Thickness	Fluoroscopy Dose rate (mGy/min)	Cine Dose/image (μ Gy/fr)
Cu	1 mm	2.6	138
	2 mm	6.7	280
	4 mm	24.4	537
	5 mm	30.9	762
	6 mm	38.2	956
PMMA	14 cm	7.3	152
	20 cm	19.7	280
	26 cm	42.7	559

FIGURE 2: Philips Integris System (Cine mode, II: 23 cm, FID 110 cm, FSD 64,5 cm). San Carlos University Hospital Madrid



4. Conclusions

Values of dose rate and dose per image at the entrance of the patient (simulating different thicknesses and establishing the equivalence with Cu filters), together with image quality, should be determined during acceptance tests for all the fluoroscopy and imaging modes and for all the image intensifier formats in IR systems. During the DIMOND constancy checks, the most usual operation modes should be re-evaluated and the results could be used to estimate patient skin doses. These values will help the medical specialists to optimise clinical

protocols managing patient dose in a correct way and also avoiding deterministic risks in prolonged and complicated procedures.

5. Acknowledgements

This work has been partly supported by the European Commission (DIMOND III contract). One of the authors (LL) would like to express particular gratitude to the IAEA for the grant received for her stay in Madrid. Acknowledgements are also given to the Radiology Department of the San Carlos Hospital and to the Ruber International Hospital and Clinica Ruber for their kind co-operation in the evaluation of their systems.

6. References

1. WAGNER LK, ARCHER BR, COHEN AM. Management of patient skin dose in fluoroscopically guided interventional procedures. JVIR 2000; 11:25-33.
2. U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, Avoidance of serious x-ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically guided procedures, Medical Bulletin 1994; 24(2): 7-17.
3. VANO E, ARRANZ L, SASTRE JM, MORO C, LEDO A, GARATE MT AND MINGUEZ I. Dosimetric and Radiation Protection considerations based on same cases of patient skin injuries in Interventional Cardiology. Br J Radiol 1998; 71:510-516.

TOLERANCE OF THE DIFFERENT STRUCTURES OF THE EYE TO THERAPEUTIC IONIZING RADIATION.

Eduardo Fernandez-Vicioso¹ MD; PhD; Keith Faulkner² PhD and Rafael Ruiz-Cruces³ MD; PhD.

¹ Radiation Oncology. Aventura Comprehensive Cancer Center. Aventura Florida. USA.

² Quality Assurance Reference Centre, Newcastle General Hospital, Newcastle upon Tyne, UK

³ Research Group of Radiation Protection. Radiology Department. University of Malaga. School of Medicine. Malaga. Spain.

Abstract.

Primary tumours of the visual apparatus are rare, although radiation therapy of tumours near the eye is becoming increasingly more common in daily practice. These tumours often incur the incidental irradiation of eye structures, even when the latter are not clinically involved with the tumour.

Depending on the dose and irradiated volume some damage to the different structures of the visual apparatus may occur. In addition, the time to expression and severity of injury are dose-dependent. This review analyses the most recent literature and proposes daily practice guidelines.

EYELASHES

The eyelashes serve as end organs of touch; their contact with tiny particles initiates a blink that protects the eye. Irradiation epilates the lash, and thus abolishes this protective reflex. This may lead to an increased irritation of the conjunctiva and corneal surfaces. Doses of 28 Gy/2 wk with Orthovoltage (100 kVp) may produce permanent depilation. The eyelash may be spared with megavoltage beams, so the eyelash may be at least partially intact even after 50-60 Gy prescribed to a point deep to the lid. But doses in excess of 50 Gy to the eyelids may produce permanent depilation **Error! Bookmark not defined.**

Like the hair elsewhere, an epilated lash may regrow a different colour, and the new hair may be sparse and short.

EYELIDS

The eyelids are the thinnest skin of the body, to allow effortless and rapid motion of the lid. Any inflammatory or fibrosing process will decrease the flexibility of the eyelid.

Radiation induced eyelid changes commonly consist of skin erythema, progressing to pallor and teleangiectasia. Chronic structural changes include ectropion, entropion with trichiasis and closure of the eyelid punctae. It must be remembered that deformity of the eyelid margin may lead to corneal irritation, which over time may produce severe damage. Changes in the upper lid are more serious because of the tarsus.

With regard to dosage, permanent alterations are very rare with doses less than 45-50 Gy with conventional fractionation. In Helium therapy 70% of the tumour dose is given to the eyelid (35-56 Gy) and almost always produces the acute changes **Error! Bookmark not defined.**

LACRIMAL APPARATUS

Tears are composed of secretions from the following glands: Major lachrymal gland, close to the ocular globe, in the upper outer quadrant of the orbit; Accessory lachrymal glands of Krause: conjunctival fornices (superior mainly); Accessory lachrymal glands of Wolfring: superior aspect of the tarsal plate; Sebaceous Meibomio glands: in both eyelids, mainly in the superior; Accessory sebaceous glands of Moll and Zeiss, near the eyelid margin, and Goblet Cells mucinous; scattered throughout the conjunctiva.

The tear film consist of three layers: Superficial lipid: from Meibomio and Zeiss; It helps to retard evaporation; Middle aqueous: From the accessory (Wolfring and Krause), and major, and Deep mucinous: to wet the relatively hydrophobic corneal and conjunctival epithelia.

Deficiency of any of the three components leads to a loss of the tear film stability and potentially may lead to the *Dry Eye Syndrome*. In this syndrome, patients develop a red scratchy eye, with foreign body sensation and photophobia. The situation may progress to corneal epithelial breakdown, ulceration with bacterial infection, neovascularization, opacification or perforation. Occasionally, phthisis bulbi (Shrinking of the globe) and symblepharon may be observed.

Most of the patients who develop severe dry eye syndrome, become severely symptomatic within 1 month after completion of irradiation, and corneal neovascularization and opacification are often pronounced within 9-10 months after the completion of the X-ray therapy. In the early stages visual acuity is only slightly impaired. If severe dry-eye syndrome develops, the vision deteriorates rapidly, and the entire eye becomes vulnerable to bacterial infection. The lachrymal gland and tissue have a radiation tolerance very similar to that of the salivary gland tissue. If the fractionated dose to the lachrymal glands and eye is in the range of 32-45 Gy slow changes occur over 4-8 yr, with 25% of patients loosing the eye **Error! Bookmark not defined.** Since most of the basal secretion of tears comes from the accessory lachrymal glands, which are most plentiful in the upper lid, efforts should be made to shield some of the upper lid, in addition to the major lachrymal gland (eye retractors).

Although additional information is needed, most patients appear to tolerate doses in the range of 30-40 Gy. Parsons recently did a review of the literature **Error! Bookmark not defined.** and plotted the numbers with his own data form University of Florida, shaping a dose response curve: 0% doses <30 Gy; 20% to 40 Gy. Above 40 Gy there is a very steep shape in the curve (50% to 50 Gy; 100% to 57 Gy). There seems to be a lower incidence of these complications when twice a day fractionation (1.2 Gy twice daily) is used. This phenomenon also decreases side effects in salivary glands **Error! Bookmark not defined.**

Nasolacrimal draining system

Doses in excess of 50 Gy to the nasal portion of the eyelids can, in theory, result in blockage of the nasolacrimal system resulting in epiphora, as a result of desquamation of the epithelium of the ducts, with the subsequent inflammation that may lead to fibrosis and stenosis. The literature is very scanty but some authors **Error! Bookmark not defined.** have not seen any problems of that sort with doses below 60 Gy. This relative ability to preserve the ductal function is an argument in favour of X-ray therapy for patients with malignant lesions near or involving the tissues around the nasolacrimal duct and sac. It is important to remember that in some of these patients prior surgery may have altered the integrity of the nasolacrimal draining system.

CORNEA

The cornea is the main refractive element of the eye; a decrease in the corneal clarity, in particular when it involves the central axis, results in diminished vision. Radiation induced changes (excluding those caused by a dry eye) do not depend on vascular damage, but only on disruption of the mitotic activity in the epithelial and connective tissue layers. There are five layers in the cornea: epithelium, Bowman's membrane, corneal storm, Descemet's membrane and endothelium. The anterior epithelium thins with X-ray therapy and may develop tiny ulcers (punctuate keratitis), after a dose of 30-50 Gy. Keratitis may happen by the end of treatment of right after, and lasts 4-6 weeks; patients do have anterior segment triad (increased blinking, lacrimation and photophobia). With appropriate ophthalmologic care usually the tiny ulcers do not coalesce, but it may happen, developing a corneal ulcer. With doses of 60 Gy the risk of corneal ulceration is 15-20%, but this number is increased when chemotherapy is added. Edema of the corneal stroma may appear after dose of 30-50 Gy, but it is transient, and subsides within a month, but with high doses 80 Gy, it may be permanent

A recent work present a clinicopathological correlation between corneal perforation and late radiation therapy-induced corneal necrosis in a male adolescent treated for orbital rhabdomyosarcoma **Error! Bookmark not defined..**

SCLERA

The sclera is relatively radioresistant. The main effects of X-ray therapy are related to episcleral plaques used for the treatment of coroidal melanoma. The effects are loss of episcleral vessels, scleral thinning and perforation. Treatment of the scleral thinning is aimed to restore or preserve the integrity of the globe. Loss of 50% of the scleral thickness may require a conjunctival graft to cover the defect **Error! Bookmark not defined..**

UVEA

Irradiation of the iris and uveal structures to cancerous doses may lead to vascular changes such as neovascularization, rubeosis iridis and iridocyclitis, resulting in an imbalance between aqueous production and absorption ending in glaucoma. Neovascular glaucoma may result in a rapid loss of vision; sever pain (nailing) and headache. It may progress to blindness.

LENS

The lens is a biconvex refractive structure located behind the pupil, 1-1.5 mm anterior to the fleshy cantus. Normal lens epithelial cell lie beneath the anterior capsule and equator only. The germinal layer is located at the equator and is the most sensitive layer to radiation, because these are the cells that have active proliferation, as opposed to the anterior epithelial cells that seldom divide). Radiation damage to the germinative zone of the lens epithelial cell DNA is probably responsible for most post-treatment cataracts. In addition to DNA damage, direct cytoplasmic effects, such as disruption of membrane channels protein cross-linking, and ion pump abnormalities are also important in the post radiation cataract progression. Abnormal epithelial cells, termed Wedl cells, migrate posteriorly and form a posterior subcapsular opacity (due to retaining their nuclear detrie). Older patients may develop cataracts sooner because possible pre-existing DNA damage. The proportion of cell damage necessary to cause a cataract is unknown. In Helium treated patients, exposure of less than 25% of the lens in the field can cause cataract.

In general the latency and frequency of lens opacities are a function of radiation dose. In most human studies, fractionated doses less than 5 Gy have not produced visually significant lens opacities. Does of 3 Gy/1 fraction may cause cataract. With fractionated X-ray therapy (1.5-2.0 Gy/fraction) to a dose of 12-14 Gy (fractionated total body irradiation) the risk is 10%. Due to the technical difficulties associated with electron attenuation, the use of ortovoltage instead of electrons for patients with cutaneous tumours near of the ocular zone has been postulated by some authors. Although paradoxically, there are very recent works that describe preservation techniques of the crystalline lens in patients with retinoblastoma, based on electrons treatment **Error! Bookmark not defined..**

Cataracts in young children may cause significant amblyopia before surgery can be performed.

There is a second mechanism for cataracts but it is usually not in the therapeutic range. It is related to metabolic damage secondary to X-ray therapy-induced to the anterior epithelium (where all the lens nutrients pass throughout).

RETINA

The neurosensorial retina consists of an extensive network of neural glial and vascular elements. Radiation induced retinopathy presents a clinical picture similar to that seen in diabetic retinopathy. Retinal injury after high-dose radiation usually is not expressed clinically for 1.5-3.0 years after irradiation during which time visual acuity often remains normal. Some patients with radiation retinopathy develop vasoproliferation of the anterior surface of the iris, and into the angle of the eye (rubeosis iridis). Anterior segment neovascularization is postulated to have the same cause as posterior segment neovascularization, namely, a vasoproliferative factor **Error! Bookmark not**

defined.. Retinal ischemia and hypoxia result in the development of a diffusible vasoproliferative factor, which is presumed to lead to retinal and optic nerve head neovascularization. The findings in fundoscopic exam are: retinal ischemia, edema, microaneurysm formation, capillary dilatation, haemorrhage, cotton-wool spots, teleangiectasis and retinal or optic nerve head neovascularization.

Acute ultrastructural changes have been studied in Rats irradiated and whose eyes were enucleated 1h to 1 month following X-ray therapy (2-20 Gy X-rays, single dose). Acutely, rod photoreceptors (not Rod Givens) were the most sensitive retinal cells. The outer segments developed small membranous whorls 1 h after receiving 2 Gy. These membrane changes were dose dependent. Photoreceptor death occurred at doses over 10 Gy/fraction. Retinal pigment epithelium cell damage, manifested by mitochondrial swelling, became apparent after doses over 5 Gy/fraction. Retinal pigment epithelial cell death did not occur following doses of less than 20 Gy/fraction. In contrast, the inner retinal neurons and vascular cells showed no ultrastructural changes within the time and doses tested. Repair (evidenced by a decrease in the number of whorls), was noted 1 week following XRT with small doses such as 2 Gy.

The University of Florida recently reported their experience on 64 patients (68 retinas) exposed to therapeutic irradiation by techniques that did not produce severe dry-eye complications. Radiation retinopathy was not seen at doses below 45 Gy but increased steadily in incidence at doses of 45 Gy and above, being very steep above 50 Gy. Between 45 and 55 Gy there was a strong dependency on the dose per fraction (>1.9 Gy) and patients who received chemotherapy. The lowest dose associated with retinopathy was 45 Gy in a diabetic patient. Fraction sizes of 2.25 Gy or more may lead to earlier and more severe changes (at 45 Gy) **Error! Bookmark not defined..**

Nakissa et al, reported data on patients who received different doses of X-ray therapy to the retina: All patients who received over 45 Gy to the posterior pole had recognizable changes, but most of these did not affect vision. Decreased visual acuity occurred only in patients receiving over 65 Gy. At 60 Gy 50% of the patients displayed some visual changes, and at 80 Gy 85-90% did **Error! Bookmark not defined..**

Despite the use of 1.8-2.0 Gy/fractions, dose inhomogeneities can be considerable in orbital treatments (up to 20-25%). This can potentially lead to portions of the retina/globe receiving >2.4 Gy/day) despite the fact that much of the treatment volume receives <2 Gy/day) **Error! Bookmark not defined..**

Panretinal laser photocoagulation is used to treat severely ischemia, irradiated eyes in an attempt to control neovascular glaucoma, although the precise indications and efficacy of this treatment are uncertain. The identification of a vasoproliferative factor may lead to pharmacological interventions

OPTIC NERVE

Radiation optic neuropathy is mainly a vascular ischemic phenomenon, caused by vascular occlusive disease. Patients with pre-existing small vessel disease are at increased risk for this complication. It presents as painless monocular loss of vision that is usually sudden, although it may follow transient episodes of blurring.

The dose per fraction is a very important determinant in the development of optic neuropathy. In stereotactic radiosurgery it has been proven that the tolerance of the optic nerve is unusually lower than that of the other cranial nerves **Error! Bookmark not defined..** A single dose of 7 Gy may lead to blindness. Nevertheless, the dose quoted by Cassady and Loeffler for tolerance of the optic nerve and chiasm is 8 Gy **Error! Bookmark not defined..**

Several institutions have reported their experience in the case of fractionated radiotherapy; With doses below 50 Gy the only optic neuropathies reported are in patients with pituitary tumours (and

probably some pre-existing damage to the optic tract), who have received dose per fraction of 2.25 Gy or higher, or chemotherapy. With doses above 60 Gy there is a steep increase in the incidence of optic neuropathy (at least 15-20% and upwards) **Error! Bookmark not defined..**

ORBIT

The orbit forms a bony cavity in the skull that houses the globe, extraocular muscles, intraorbital portion of the optic nerve and the orbital fat. Late effects of X-ray therapy on the bony orbit are seen primarily when external beam is applied to the growing facial bones of children, as in the treatment of retinoblastoma or rhabdomyosarcoma. Radiation arrests the bone growth of the orbit, leading to bony hypoplasia and atrophic soft tissue changes. The degree of hypoplasia appears to be inversely related to the patient age at the time of the treatment.

In a typical setting, the mid section of the face and involved orbit are hypoplastic. This is manifest by decreased vertical and horizontal orbital diameters, hypoplasia of the nasal bridge zygomatic bone, and temporal fossa.

The tip of the nose and nasal alae grow normally, despite the flattened nasal bridge, leading to an increased nasal angle. The frontal bone also grows normally and it appears to be disproportionately prominent. Children older than 3 yr are less severely affected. Midfacial hypoplasia is slightly less common following megavoltage as compared with ortovoltage irradiation.

Fat atrophy and fibrosis may result in enophthalmos. Mucous membrane contracture may lead to forthshortening of the fornices and symblepharon formation. (30% after 60 Gy megavoltage irradiation). In cases of enucleation followed by irradiation, the anophthalmic socket is exacerbated; X-ray therapy induced atrophy and contraction of the soft tissues lead to further volume loss, poor prosthetic fitting, and in some cases complete obliteration of the fornices.

Secondary neoplasms

Children with heritable retinoblastoma secondary to a germline cell mutation, have cancer predisposition due the loss of retinoblastoma tumour suppressor gene in every cell in the body. Tucker did a dose effect study for second tumours. The relative risk was 1.3 with less than 10 Gy; 12.7 between 10-40 Gy, and 19.4 after doses of more than 40 Gy **Error! Bookmark not defined..** These investigators did not found a difference in second tumour development when Ortovoltage or megavoltage were used, and chemotherapy (Cyclophosphamide) exerts an additive effect. New papers exist in the fact that patient with retinoblastoma that they received radiotherapy they didn't develop a second tumour **Error! Bookmark not defined..**

BIBLIOGRAFIA.

Error! Bookmark not defined.

Docencia de la Protección Radiológica en la Licenciatura de Medicina en España.

Rafael Ruiz-Cruces, MD; PhD; María Teresa Delgado Macías¹, MD; PhD; José Hernández Armas², PhD; Eliseo Vañó Carruana³, PhD; Antonio Díez de los Ríos, PhD and Manuel Martínez Morillo MD; PhD.

Departamento de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Málaga.

¹Departamento de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Cantabria.

²Departamento de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. La Laguna-Tenerife.

³Departamento de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina. Complutense-Madrid.

Abstract:

Education in Radiation Protection (RP) should be part of the Medicine curriculum, in accordance with the recommendations of the Directive 97/43/EURATOM and Report 116 of the European Commission. The propose of this paper is to show the current situation of the Radiation Protection teaching at the Schools of Medicine of Spain.

27 Spanish Schools of Medicine have been revised. Only in the Cantabria University, the PR constitutes an obligatory subject. In the other Universities, the PR subject appears as an optional matter with 3 to 5 credits.

There is disparity among the educational contents on RP that are imparted in the Medicine Degree of the Spanish Schools. We propose the following recommendations:

To define the educational objectives accurately, looking for a real interest for any medical student; to unify the contents and programs in the different study plans, and to elaborate an appropriate educational material, including practical cases that facilitate learning.

INTRODUCCIÓN.

La enseñanza de la Protección Radiológica debe formar parte del curriculum de la Licenciatura de Medicina de acuerdo con la recomendación de la Directiva [1] 97/43/EURATOM sobre exposiciones médicas que, en su artículo 7, indica que los estados miembros “fomentarán que se introduzca un curso de Protección Radiológica en el programa de formación básica de las Facultades de Medicina y Odontología”.

En la Guía [2] de la Unión Europea sobre Educación y Formación en Protección Radiológica en Exposiciones Médicas (Report RP116), se recomienda la formación en Protección Radiológica en los estudios de Medicina, indicando incluso una serie de temas específicos.

El objetivo de este trabajo consiste en mostrar **la situación actual de la Docencia de la Protección Radiológica en las Facultades de Medicina de España.**

Hay que señalar que, actualmente en España, se han instaurado nuevos planes de estudio de Medicina en numerosas Universidades mientras que, en otras, aún se siguen los planes de estudio que se encontraban en activo desde hace muchos años. Esta situación da lugar a planteamientos dispares en la enseñanza de la Protección Radiológica lo que dificulta un estudio comparativo.

¿Porqué la necesidad de la enseñanza de Protección Radiológica en el PREGRADO?

Todo médico que utilice radiaciones ionizantes debe conocerlas y saber utilizarlas correctamente. No sólo son los que hacen de su utilización la base de su profesión (especialistas en Radiodiagnóstico, Radioterapia y Medicina Nuclear), sino también un gran número de especialistas médicos en otras

áreas. Son precisamente estos últimos profesionales los que mayor necesidad tienen de conocimientos sobre Protección Radiológica ya que los contenidos fundamentales de su especialidad distan mucho de los relacionados con las radiaciones ionizantes. Es necesario tener presente que todos los Licenciados en Medicina pueden prescribir pruebas diagnósticas ó terapéuticas a sus pacientes que impliquen el empleo de este tipo de radiaciones que, como es bien conocido, al tiempo que producen beneficios para los pacientes pueden ocasionar también riesgos derivados de la exposición a las mismas.

El médico debe conocer adecuadamente, entendiendo y aceptando las medidas que sea necesario tomar en la práctica para evitar efectos indeseables tanto al personal sanitario como a los pacientes y, por extensión, al público en general.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han revisado los planes de estudio de la licenciatura de Medicina de 27 Facultades españolas. En la Tabla 1 se presentan los datos correspondientes a 21 de ellas, indicando la fecha de resolución para la entrada en vigor de los nuevos planes de estudio así como el Boletín Oficial del Estado (BOE) en que han sido publicados.

Tabla 1.- Nuevos Planes de Estudio de las Facultades de Medicina en BOE.

Universidad	Resolución	BOE
Alcalá de Henares	9 de Noviembre de 1999	10 diciembre, núm. 23601
Autónoma de Barcelona*	12 de enero de 2000	9 febrero, núm. 2665
Autónoma de Madrid*	1 de septiembre de 1999	16 septiembre, núm. 18871
Barcelona	19 de Septiembre de 1994	1 diciembre, supl. num.287
Cádiz	19 de noviembre de 1992	17 diciembre, num.302
Cantabria	2 de agosto de 1994	7 septiembre, núm. 20034
Castilla La Mancha	18 de septiembre de 1998	6 octubre, núm. 23217
Complutense de Madrid	2 de febrero de 1993	24 febrero, núm. 5270
Córdoba	28 de noviembre de 1995	3 febrero, supl. Núm. 30
Extremadura	11 de enero de 1999	9 febrero, núm. 3361
La Laguna	27 de septiembre de 1995	21 octubre, supl. Núm. 252
Las Palmas de G. Canaria	27 de junio de 1997	23 julio , núm. 16587
Elche	18 de noviembre de 1997	19 diciembre, núm. 27382
Navarra	25 de octubre de 1993	10 enero, núm. 485
Oviedo	10 de marzo de 1994	29 marzo, núm. 7322
P. Vasco	28 de julio de 1993	20 agosto, núm. 21834
Tarragona	14 de junio de 1993	13 julio, núm. 17295
Salamanca	15 de diciembre de 1995	19 enero, supl. Núm. 17
Sevilla	12 de diciembre de 1995	3 febrero, supl. num.30
Valencia	25 de septiembre de 1998	21 octubre, núm. 24310
Valladolid	1 de septiembre de 1994	14 septiembre, núm. 20327

* Ultimas modificaciones al plan de estudios

RESULTADOS

En la Tabla 2 se presentan las materias o asignaturas de Protección Radiológica en 10 Facultades, así como la carga lectiva en créditos (1 crédito = 10 horas lectivas) en cada una de ellas. Con el epígrafe "Dedicación" se señala la clasificación de la materia en el correspondiente plan de estudios.

Tabla 2. Facultades de Medicina con asignaturas de Protección Radiológica o relacionadas

Universidad	Asignatura	Créditos	Dedicación
Cantabria	Protección Radiológica	4	Obligatoria
Complutense de Madrid	Protección Radiológica	4,5	Optativa
Córdoba	Protección Radiológica	6	Optativa
Extremadura	Protección Radiológica	3,5	Optativa
La Laguna	Protección Radiológica	3	Optativa
Málaga**	Protección Radiológica	5	Optativa
Murcia**	Protección Radiológica	3	Optativa
Santiago de Compostela**	Radioprotección	3	Optativa
Alcalá	Radiaciones Ionizantes	5	Optativa
Barcelona (Central)	Salud Pública y Ambiental	9	Optativa

** Facultades con planes de estudio antiguos.

Sólo en un caso (Universidad de Cantabria), la Protección Radiológica constituye una asignatura obligatoria de Facultad. En las demás Universidades figura como materia optativa de Facultad con un número de créditos que, como puede observarse, oscila entre 3 y 5.

En las Facultades cuyos planes de estudio se analizaron y en cuyos curricula no figura la materia "Protección Radiológica" se dan diversas situaciones:

- En la Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá, entre las asignaturas optativas en el recientemente publicado plan de estudios, existe una denominada "Radiaciones Ionizantes" de 5 créditos, en cuyos contenidos se encuentran algunos de Radioprotección.
- En la Universidad Central de Barcelona, en la materia optativa denominada "Salud Pública y Ambiental", de 9 créditos, aparecen como contenidos a impartir dentro de la misma los correspondientes a "Riesgos de las radiaciones ionizantes y Protección Radiológica", a los que se dedica algo menos de la décima parte del tiempo total de la asignatura.
- En el futuro plan de estudios de la Facultad de Medicina de la Universidad de Zaragoza, está programado dedicar casi 1 crédito de los 11 que constituyen la asignatura "Radiología y Medicina Física" de 3º Curso, a la Protección Radiológica.
- La Facultad de Medicina de Cádiz dedica, aproximadamente 1 crédito a Protección Radiológica repartido, entre la carga lectiva de las asignaturas de Física Médica y de Radiología y Medicina Física que se imparten en 1º y 3º curso respectivamente.
- En las demás Facultades de Medicina, no indicadas anteriormente, se dedican a los temas correspondientes a Protección Radiológica durante la Licenciatura, una carga lectiva comprendida entre 0 y 0.4 créditos (la mayoría 0.2).

En general, la enseñanza de la Protección Radiológica corre a cargo de profesores bien de Física Médica o bien de Biofísica que, mayoritariamente imparten docencia en Primer Curso. Estos profesores pertenecen en un 60% al área de conocimiento de "Radiología y Medicina Física" y el resto a otras áreas, principalmente "Fisiología" y "Física Aplicada".

DISCUSIÓN y CONCLUSIONES.

Existe notable disparidad entre los contenidos educativos sobre Protección Radiológica (PR) que se imparten en la Licenciatura de Medicina en las diversas Facultades españolas y también en la carga lectiva de esta disciplina.

No existe acuerdo en la inclusión de contenidos dentro del temario sobre Protección Radiológica que versen sobre Física de las Radiaciones Ionizantes, Efectos y Riesgos de las Radiaciones, etc. lo que da lugar a programas muy diferentes.

Actualmente en España existe preocupación en el ámbito oficial para homogeneizar la enseñanza de la Protección Radiológica en los estudios de la licenciatura de Medicina. Parece probable una disposición en que se señale la necesidad de dedicar 3 créditos (30 horas) de formación en esta materia.

Consideramos que la disparidad existente en la Docencia de la PR en España, puede deberse a:

1. la dispersión de sus contenidos en las diversas asignaturas relacionadas con esta disciplina,
2. el número, en general insuficiente, de créditos necesarios para impartir los programas propuestos,
3. la falta de coordinación entre el profesorado responsable de la enseñanza de Física Médica y de Radiología.

Para evitar esta situación se propone el poner en práctica los siguientes puntos:

1. Definir con precisión los objetivos educativos docentes, buscando que sean de interés real para cualquier estudiante de Medicina.
2. Unificar los contenidos y programas en los diferentes planes de estudio.
3. Elaborar un material docente atractivo incluyendo demostraciones o casos prácticos que faciliten el aprendizaje.

BIBLIOGRAFÍA

1. EC. *RADIATION PROTECTION*. Directiva 97/43/Euratom, 30 de junio de 1997. European Commission. Directorate- General. Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Diario Oficial de las Comunidades Europeas, 9. 7. (1977).
2. EC. Guidelines on Education and Training in Radiation Protection for Medical Exposure. *RADIATION PROTECTION* 116, European Commission. DG Environment, Nuclear Safety and Civil Protection, 1-39. (2000).



198

INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS

in

- Diagnostic and Interventional Radiology
- Nuclear Medicine and
- Radiotherapy

organized by the
International Atomic Energy Agency
co-sponsored by the
European Commission
Pan American Health Organization and
World Health Organization

in Torremolinos (Malaga), Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria.

DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000**

FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER

TITLE OF THE PAPER AND TOPIC:
PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE EN EL TRATAMIENTO RADIOTERAPICO DEL CANCER DE MAMA: ICRU 50 VS TRATAMIENTO CLÁSICO.
TÓPICO: RADIOTERAPIA

AUTHOR(S) INITIAL(S) AND FAMILY NAME(S)	SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN CARRIED OUT	TOWN/COUNTRY
1. F. CARRERA	HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ	HUELVA
2. C. OJEDA	HOSPITAL JUAN RAMON JIMÉNEZ	HUELVA
3. S. VELAZQUEZ	HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ	HUELVA
4. I. TORT	UNIVERSIDAD DE MALAGA	MALAGA
5. R. RUIZ-CRUCES	UNIVERSIDAD DE MALAGA	MALAGA

AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER	Mailing Address:
Mr./Ms. Mrs	HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ. SERVICIO DE RADIOFISICA. RONDA NORTE S/N 21005 HUELVA
Initial(s): C.	
Family Name: OJEDA	Telefax No.: +34 959 201086 E-Mail :cojeda@hjrj.sas.cica.es Telex No.:

I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency
é the Copyright or
é the Non-Exclusive, Royalty-Free License
to publish the above-mentioned paper, and certify that no other rights have been granted which could conflict with the right hereby given to the Agency.



200

INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS

in

- Diagnostic and Interventional Radiology
- Nuclear Medicine and
- Radiotherapy

organized by the
International Atomic Energy Agency
co-sponsored by the
European Commission
Pan American Health Organization and
World Health Organization

in Torremolinos (Malaga), Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria.

DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000**

FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER

TITLE OF THE PAPER AND TOPIC:
DOSIS A ÓRGANOS EN ESTUDIOS DE CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA.
TÓPICO: RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

AUTHOR(S) INITIAL(S) AND FAMILY NAME(S)	SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN CARRIED OUT	TOWN/COUNTRY
1. F. CARRERA	HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ	HUELVA
2. C. OJEDA	HOSPITAL JUAN RAMON JIMÉNEZ	HUELVA
3. A. SANCHEZ	HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ	HUELVA
4. I. TORT	UNIVERSIDAD DE MALAGA	MALAGA
5. R. RUIZ-CRUCES	UNIVERSIDAD DE MALAGA	MALAGA

AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER	Mailing Address:
Mr./Ms. Mr	HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ. SERVICIO DE RADIOFISICA. RONDA NORTE S/N 21005 HUELVA
Initial(s): F.	
Family Name: CARRERA	Telefax No.: +34 959 201086 E-Mail : fcarrera@hjrj.sas.cica.es Telex No.:

I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency
é the Copyright or
é the Non-Exclusive, Royalty-Free License
to publish the above-mentioned paper, and certify that no other rights have been granted which could
conflict with the right hereby given to the Agency.



209

INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS

in

- **Diagnostic and Interventional Radiology**
- **Nuclear Medicine and**
- **Radiotherapy**

organized by the
International Atomic Energy Agency
co-sponsored by the
European Commission
Pan American Health Organization and
World Health Organization

in Torremolinos (Malaga), Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria. DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000**

FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER

TITLE OF THE PAPER AND TOPIC: DOSIS EN ORGANOS EN TC DE TORAX: CORTES DISCRETOS VERSUS HELICOIDALES. TÓPICO: Radiological Protection..and computed tomography (Session 2).		
AUTHOR(S) INITIAL(S) AND FAMILY NAME(S)	SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN CARRIED OUT	TOWN/COUNTRY
1. C Bodineau	Research Group of Radiation Protection. Radiology Department. School of Medicine.	Malaga. SPAIN
2. J. Macías	Radiation Protection Department. Hospital Carlos Haya.	Malaga. SPAIN
3. I Tort Ausina	Radiology Department. School of Medicine. University of La Laguna- Tenerife	Malaga. SPAIN
4. R Ruiz-Cruces	Research Group of Radiation Protection. Radiology Department. School of Medicine.	Malaga. SPAIN
5. P Galán Montenegro	Radiation Protection Department. Hospital Carlos Haya.	Malaga. SPAIN
6. A Díez de los Ríos	Research Group of Radiation Protection. Radiology Department. School of Medicine.	Malaga. SPAIN
AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER		Mailing Address:
Ms.		Research Group of Radiation Protection. Radiology Department. School of Medicine. 29071 – MALAGA.
Initial(s): C		
Family Name:		Telefax No.: +34 952 134231
Bodineau Gil.		E-Mail: bodineau@hch.sas.cica.es Telex No.:
I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency the Copyright or é the Non-Exclusive, Royalty-Free License to publish the above-mentioned paper, and certify that no other rights have been granted which could conflict with the right hereby given to the Agency. Date: Sunday, November 12, 2000		
(Signature of Main Author)		

RADIATION PROTECTION OF THYROID CANCER PATIENTS RECEIVING I 131 THERAPY: SOME CONSIDERATIONS

By S. Kottou#, D. Papadimitriou#, M. Molfetas, A. Samartzis*, P. Mavrokephalos*, A. Perris #
C.C. Alevizaki**

From the Department of Medical Physics of "Evangelismos" Medical Centre and from the Athens University Medical School#, Athens, Greece*

Abstract.

As a preliminary step to investigating the potential usefulness of external Thermoluminescence dosimetry (TLD) in estimating parameters of radiation dose to the bladder and the gastric mucosa, 27 inpatients treated with Iodine 131 (60-200 mCi or 2.22-7.4 GBq) for differentiated thyroid carcinoma (19 receiving the iodine in a capsule and 8 in solution form) were studied. Doses and ages were similar in both groups as was fluid intake (ad lib but carefully recorded for each case). The TLDs were placed over the urinary bladder and in standard positions in the epigastrium (xiphoid and left subcostal area) and total doses for 22 hours (bladder) as well as total doses and dose rates (epigastrium) at various times from 5 to 90 minutes were recorded.

Both bladder dose and integral dose for 90 minutes over the stomach showed statistically significant positive linear correlation with the administered I 131 activity. No correlation with the amount of fluid intake was found. The 90 minute integral dose at the epigastrium per mCi administered was found to be higher in the capsule group by 70%. Six out of 27 patients reported some discomfort (6/19 and 0/8 for capsule and liquid group respectively, $p=0.13$). The possible significance of these findings is discussed.

Introduction

Iodine 131 is a well established and effective treatment, supplementing surgery, in differentiated thyroid carcinoma. As iodide is also selectively concentrated in salivary glands and gastric mucosa, treatment can result in considerable doses to these organs (as well as to the urinary bladder), which good management should aim to minimize. Furthermore, generalized use of the capsule form for administering I 131 has generated some concern over the high (even if localized) radiation dose to the gastric mucosa. Information concerning these matters is scarce in the literature. (1-3)

The aim of this preliminary study was to investigate what information could be obtained by simple external measurements with TLD in easily identifiable anatomical positions on the body surface of patients treated with high doses of I 131. In a second stage there will be an attempt to correlate these findings to actual physiological parameters and absorbed doses, by means of parallel tracer studies.

Material and methods

27 patients treated with I 131 for differentiated thyroid carcinoma were studied. The standard procedure in this hospital is by capsule so 19 of the patients were given the iodine in capsule form, while the remaining 8 were given iodine in water solution. All patients were fasting (except for fluids) overnight and for 2 hours after administration of the dose and were encouraged to drink fluids on the first day. Fluid intake was ad lib but was noted for each patient. Any symptoms the patients reported relating to the iodine administration were recorded. TLD dose meters were placed on the xiphoid and on the left subcostal margin (LS) and over the urinary bladder. All patients were hospitalized for 2-3 days till the residual thyroid activity reached levels below those permitted for outpatients. Remaining I 131 activity on the day of discharge was measured with a calibrated G-M monitor. Total dose for 22 hrs over the bladder and dose rates as well as integral dose over the gastric area were

measured with TLD dose meters at 5, 10, 20, 30, 45, 60 and 90 min after the dose administration.

The TLD used were LiF:Mg, Ti 3X3X0.9 mm³ in conjunction with a Victoreen 2800 system calibrated against Cs 137 radiation in the 0.2-500 mGy range. The group standard deviation of TLDs was less than 5%. Statistical analysis was by standard techniques using the SPSS statistical package.

Results.

Both groups were similar in age and treatment parameters as shown below:

	Mean , SD (range) Capsule	Liquid
mCi given	93.7, 39.6 (60-200)	110.0, 52.9 (60-200)
mCi remaining	4.2, 2.0 (1.5-9.2)	5.9, 3.3 (2.6-10.2)
% remaining	4.8, 2.3 (1.8-9.3)	4.9, 3.0 (2.8-10.2)
Age	52.9, 14.4 (23-74)	55.9, 7.9 (43-64)
No of pts reporting gastric discomfort.	6/19	0/8

Six out of the 19 patients receiving capsules reported some gastric discomfort (fullness, mild pain nausea) in the first hour after iodine administration, while none of the 8 patients receiving a liquid dose did so. The difference did not reach statistically significant levels (two-tailed Fisher's exact, $P=0.13$)

Bladder TLD showed a mean dose of about or 5.5 rad (2.66-12.6) or 55 mGy (26.6-126) . There was a moderate linear correlation ($r=+0.492$ $p<0.05$) with the administered quantity of I 131 of the dose accumulated over 22 hours in the bladder area . The quantity of fluids consumed varied from 4 to 21 glasses of water (mean 12.5): no correlation could be found between quantity of fluids and bladder dose measurements. ($r=+0.08$).

Gastric area TLD measurements.

In almost all patients receiving capsules the TLD placed in the left subcostal showed maximum count rate in the first five minutes, the count rate curve after that showing decline . The TLD placed on the xiphoid on the other hand, in the majority of patients peaked at 20-30 min , while a few cases had a delayed maximum at 45-60 min. Patients receiving liquid form of I 131 showed an almost uniformly declining dose rate curve at both sites.

The maximal dose rate as well as the dose rate at 90 minutes and the integrated dose for the 90 minutes obtained at each site were selected for further analysis.

Correlation with administered dose

The table below shows correlation coefficients and their statistical significance, between the various TLD measurements and the dose administered. (~, * , ** , *** for $0.05<P<0.1$, <0.05 , <0.01 and <0.001 respectively)

	Capsule	Liquid
LS 90 min dose rate	+0.53*	+0.88**

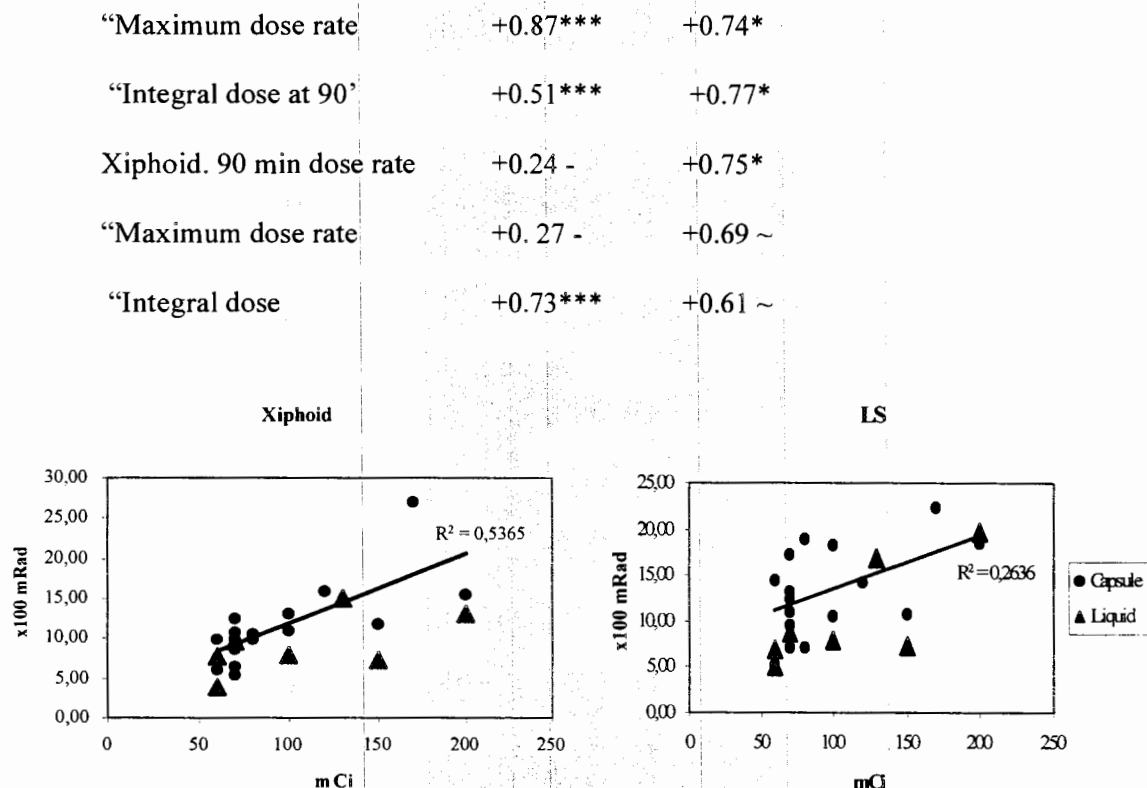


Figure 1: Regression line in capsule patients and individual values in both groups for 90 min integral TLD dose at the epigastrium versus quantity of I 131 administered to the patient.

As shown in the table, the integral epigastric doses, the maximum observed and the 90 minute dose rates showed a positive linear correlation with the Iodine 131 activity administered to the patient, statistically significant in most cases. Integral doses plotted against total I 131 administered can also be seen in figure 1 along with the regression line for the capsule group. As it can be seen doses measured in patients receiving the liquid form were well below the regression line for capsules in both locations measured.

As a consequence to the correlation findings, both the observed doses and dose rates were first normalized for administered mCi in all comparisons.

The table below shows comparison of the mean indices between the capsule and liquid groups.

	Capsule	Liquid
"LS 90 min dose rate index (mrad / mCi . min) "	0.11 ± 0.043	0.069 ± 0.032*
P=0.02		
"Maximum dose rate (mrad / mCi . min) "	0.242 ± 0.071	0.223 ± 0.049
P=0.11		
"Integral dose at 90 (mrad / mCi) "	15 ± 6	9.7 ± 3**
P=0.007		
"Xiph.. 90 min dose rate (mrad / mCi . min) "	0.123 ± 0.077	0.067 ± 0.025*
P=0.016		
"Maximum dose rate (mrad / mCi . min) "	0.316 ± 0.18	0.219 ± 0.1
P>0.30		
"Integral dose (mrad / mCi) "	12.5 ± 3.2	9.2 ± 3.5*
P=0.05		

Discussion.

Good management of patients receiving Iodine 131 treatment should attempt to maximize thyroid uptake and minimize dose to salivary glands urinary bladder and intestinal tract. Of these thyroid and salivary glands involve mainly patient preparation but dose to bladder and gastric mucosa are influenced by manner of dose administration and management during the first 24 hours post-treatment. Thus adequate fluid intake will reduce dose to the bladder. In the present study where same quantification of bladder dose was attempted by direct external measurement, no correlation was found between this dose measurement and fluid intake. However, it is probable that this reflects the fact that water intake was already higher than a (probable) plateau point for adequate bladder turnover: as it was not considered ethical to have a control group with restricted fluid intake water intake was ad lib and the study was done during the warm season.

Concerning mode of administration there has been some concern over the dose in the stomach wall when a capsule is administered. There are a few attempts to directly assess the effect of the capsule form on the speed of gastric transit of I 131,(1-3) but none of them in hypothyroid patients, as those receiving I 131 treatment for thyroid carcinoma. In the present study all external measurements in the stomach area showed a dose by nearly 100% higher with capsule administration. In absence of parallel tracer studies (to be carried out in a 2nd stage of the study) one should not attempt to directly relate these results to actual absorbed doses. However, although the difference was not statistically significant (probably because of the small number of patients in the liquid group) it is of interest to note that all six patients who experienced some gastric discomfort following the I 131 dose belonged to the capsule group.

To conclude, should further studies show that this type of external measurement can identify patients likely to have a delayed capsule transit during the pretreatment patient evaluation (eg during a whole body I 131 scan) then it might be worth including measurements in the pretreatment evaluation of patients, so that additional measures can be taken (such as administering multiple capsules and/or digestive preparations) to ensure acceptable doses to the gastric mucosa of these patients.

References

1. VON SCHUTHESS G.K., SEELENTAG W.W. PFEIFFER G., BLAEUENSTEIN P AND BEKIER A: I 131 capsules in thyroid therapy: an individually controlled study of their uptake kinetics as compared to liquid I 131 iodine. Eur J.Nucl Med , **10** :(1985) 25-28
2. GARCIA-PENA E., CARVALHO J, WATKINS J.W., LEIFER ES Esophageal passage of iodine-131 capsules. J.Nucl Med Technol **25** (1997):55-58
3. RINI JN, VALLABHAJOSULA S, ZANZONICO P, HURLEY J.R, BECKER DV, GOLDSMITH SJ . Thyroid uptake of liquid versus capsule I 131 tracers in patients treated with liquid I 131. Thyroid **9**(1999):347-352.

ESTABLISHMENT OF COMPUTED TOMOGRAPHY REFERENCE DOSE LEVELS IN ONASSIS CARDIAC SURGERY CENTER

V. Tsapaki¹, E. Kyrozi¹, T. Syrigou¹, I. Mastorakou¹, S. Kottou²

¹ Onassis Cardiac Surgery Center, ² Athens University, Med. Physics Dept., Medical School.

Abstract

The purpose of the study was to apply European Commission (EC) Reference Dose Levels (RDL) in Computed Tomography (CT) examinations at Onassis Cardiac Surgery Center (OCSC). These are Weighted CT Dose Index (CTDI_w) for a single slice and Dose-Length Product (DLP) for a complete examination.

During the period 1998-1999, the total number of CT examinations, every type of CT examination, patient related data and technical parameters of the examinations were recorded. The most frequent examinations were chosen for investigation which were the head, chest, abdomen and pelvis. CTDI measurements were performed and CTDI_w and DLP were calculated.

Third Quartile values of CTDI_w were chosen to be 43mGy for head, 8mGy for chest, and 22mGy for abdomen and pelvis examinations. Third Quartile values of DLP were chosen to be 740mGycm for head, 370mGycm for chest, 490mGycm for abdomen and 420mGycm for pelvis examination. Results confirm that OCSC follows successfully the proposed RDL for the head, chest, abdomen and pelvis examinations in terms of radiation dose.

Introduction

The development of Computed Tomography (CT) scanners has been one of the most explosive phenomena in modern medicine. They were introduced in clinical practice in 1972[1]. CT provides high quality cross-sectional images and increasing application of this modality has made a substantial impact on both patient care and population exposure from medical X-rays. Conditions of exposure during CT examinations differ from those in conventional X-ray procedures. National surveys on CT practice have established the increasing importance of CT as significant source of medical exposure to X-rays [2]. The growth of CT technology and its widespread use make CT scanners to account for around 40% of medical exposure to X-rays for the general population, while representing only 4% of the total number of such procedures [3].

The European Council Directive 97/43/Euratom [4] suggests that an examination should only be carried out on the basis of a justifiable clinical indication, and exposure of the patient should always be limited to the minimum necessary to meet clinical objectives. The optimal use of ionizing radiation involves the interaction of three important aspects of imaging process. These are the image quality, radiation dose to the patient, and choice of examination technique. One of the basic principles of radiation protection is to try and keep the dose to the patient As Low As Reasonably Achievable (ALARA) consistent with the clinical requirements. The European Commission (EC) recently proposed certain guidelines in order to optimize the protection of patients [5]. These guidelines suggest quality criteria in order to define a level of performance considered necessary to produce images of standard quality for a particular anatomical region. Quality criteria are presented for several CT examinations and apply to standard adult patients undergoing usual application of the technique for the type of examination under consideration. These are divided into four parts which are diagnostic requirements, criteria for radiation dose to the patient, example of good imaging technique and clinical conditions with impact on imaging performance.

The guidelines also introduce the concept of Diagnostic Reference Levels (RDL). These are defined in order to facilitate optimization of protection in medical exposure and to allow comparison of performance. The quantities suggested by the EC are the weighted CT dose index ($CTDI_w$) and the dose-length product (DLP). A summary of the RDL proposed can be seen in Table I.

Table I. Proposed European Commission (EC) Reference Dose Levels (RDL) for routine Computed Tomography (CT) examinations.

Procedure	Weighted CT Dose Index $CTDI_w$ (mGy)	Dose-Length Product DLP (mGycm)
Head	60	1050
Chest	30	650
Abdomen	35	800
Pelvis	35	600

$CTDI_w$ is an estimate of the average dose over a single slice (or per rotation for helical scanning) in a CT dosimetry phantom and is given by the equation:

$$CTDI_w = (1/3)CTDI_{100c} + (2/3)CTDI_{100p} \quad (\text{mGy}) \quad (1)$$

$CTDI_{100c}$ and $CTDI_{100p}$ represent dose measurements made with a 100mm pencil ionization chamber at the center (c) and periphery (p) of a standard head or body polymethylmethacrylate (PMMA) phantom [5].

DLP includes the volume of the patient irradiated in the course of a complete examination. It is given by the equation:

$$DLP = \sum_i CTDI_w \quad \text{mGycm} \quad (2) \quad \text{and}$$

$$DLP = \sum_i CTDI \quad \text{mGycm} \quad (3)$$

for serial and spiral scanning respectively. In equation (2) i represents each scan sequence forming part of the examination and N is the number of slices of thickness T in cm. In equation (3) i represents each helical scan sequence forming part of the examination, T is the nominal irradiated slice thickness in cm, A is the tube current in mA, and t is the total acquisition time in sec.

1 Methods

The present methods are based upon those proposed by the EC guidelines. Assessment of image quality is not included in this work, which was focused on implementing the quality criteria for radiation dose to the patient.

The CT scanner installed at the Onassis Cardiac Surgery Center (OCSC) is a Picker PQ 5000V. Spiral scanning is performed for all procedures apart from the head and face & sinuses examinations. Every type of CT examination which was performed at OCSC during the period 1998-1999 was recorded and categorized following EC guidelines. The total number of procedures of each type of examination was then calculated so as to decide which of them should be initially investigated. Then, a random sample of 10 standard-sized patients was taken for each chosen procedure using established techniques.

Dosimetry measurements were carried out using a pencil-shaped ionization chamber (Radcal, Model 20x5-10.3CT) connected to a radiation measuring device (Model 2025AC). $CTDI_c$ and $CTDI_p$ were measured by placing the ionization chamber in the center and the periphery of a head phantom for head examination and in a body phantom for body examinations. $CTDI_w$ and DLP were then calculated according to EC guidelines, in order to check compliance with dose criteria.

Finally third quartile values of the above quantities were calculated for every examination in investigation and a comparison was made with the proposed RDL.

2

3 Results

The results of the survey revealed that the examinations that accounted for 92% of the total procedures performed at OCSC for the period 1998-1999 were the head, chest, abdomen and pelvis. Chest examination was found to be the most frequent type with a percentage of 34%. This is easily explained by the fact that our hospital is a dedicated cardiac surgery center dealing almost exclusively with patients having cardiological problems. The next most frequent procedures were head and abdomen having a percentage of 23% each, followed by the pelvis examination having a percentage of 12%. Table II presents the protocols used for each type of examination.

Table II. Routine CT examinations protocols in Onassis Cardiac Surgery Center (OCSC).

Procedure	<i>kV</i>	<i>mA</i>	<i>mAs</i>	<i>T (mm)</i>
Head	130	250	394	4, 8
Chest	120	225	144	8
Abdomen	120	250	394	10
Pelvis	120	250	394	10

The protocols are fixed for every standard-sized patient and are altered only for very thin or obese patients. Therefore, $CTDI_w$ has a certain constant value for every type of examination (Table III). The table includes also the proposed RDL so as a direct comparison can be done. Our results are well below the proposed values and what is really encouraging is that the chest examination which is the most frequent in our center has a $CTDI_w$ of 8.3mGy which is 3.6 times less than the EC value. The low $CTDI_w$ value of the chest examination is probably due to the low value of mAs-product (144mAs) used, compared to the values presented by other authors such as Clarke [6] whose mAs-product values ranged from 145mAs to 330mAs, or Hidajat [7] who presented a value of 180 mAs.

Table III. Weighted CT Dose Index ($CTDI_w$) values for routine examinations at OCSC compared to EC $CTDI_w$.

Procedure	$CTDI_w$ (mGy)	EC $CTDI_w$ (mGy)
Head	43.5	60
Chest	8.3	30
Abdomen	22.5	35
Pelvis	22.5	35

DLP was then calculated and the results are found in Table IV together with the proposed EC values. The third quartile values which were found at OCSR are almost half the proposed EC RDL for the body examinations. It should be noted that all these examinations are performed using spiral scanning and that in most cases no additional scanning is performed since the software of the scanner is able of reconstructing images at every direction inside the body of the patient.

Table IIIV. Third quartile values of Dose-Length Product (DLP) for routine examinations at OCSC compared to EC DLP.

Procedure	DLP (mGy cm)	EC DLP (mGy cm)
Head	740	1050
Chest	374	650
Abdomen	491	800
Pelvis	424	600

Taking into consideration all the above results, it was decided that the RDL at OCSC will be the ones found in Table V.

Table V. Reference Dose Levels for routine CT examinations at Onassis Cardiac Surgery Center.

Procedure	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)
Head	43	740
Chest	8	370
Abdomen	22	490
Pelvis	22	420

Conclusion

The initial investigation of the state of the art of CT examinations in terms of radiation dose revealed that OCSC CT scanner has a satisfactory dosimetric performance as far as the most frequent protocols are used. However, it should be noted that the setting and review of RDL should be a continuing process in order to promote continuous improvement over time. This means that they should always be pursued to achieve further dose reduction without compromising the diagnostic value of an individual examination.

Therefore, our study should extend to the other parts of the EC quality criteria so as to investigate the suitability of the proposed diagnostic requirements and the imaging techniques and if yes to ensure that they are also fulfilled.

References

1. JOHNS, HE & CUNNINGHAM, JR, The physics of radiology, 4th edition, Thomas Publisher, Illinois (1983), 796pp.
2. SHRIMPTON PC and WALL BF, The increasing importance of X-ray Computed Tomography as a source of medical exposure, Rad. Prot. Dos, **57**, (1995) 413-415.
3. NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD, Guidelines on patient dose to promote optimization of protection for diagnostic medical exposures, V10, N1 (1999) 26-28.
4. COUNCIL DIRECTIVE 97/43, Euratom 30-June-1997 on Health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, O.J. No. L 180, (1997).
5. ECquality criteria for computed tomography. EC Working Document EUR 16262 Brussels: EU 1998.
6. CLARKE J, CRANLEY K, ROBINSON J, SMITH P and WORKMAN A, Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey, BJR, **73** (2000), 43-50.
7. HIDAJAT N, J MAURER, SCHRODER RJ, NUNNEMANN A, WOLF M, PAULI K and FELIX R, Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT, BJR, **72** (1999), 556-561.



INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS

in

- Diagnostic and Interventional Radiology
- Nuclear Medicine and
- Radiotherapy

organized by the

International Atomic Energy Agency

co-sponsored by the

European Commission

Pan American Health Organization and

World Health Organization

in Malaga, Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria. DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000**

FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER

204

TITLE OF THE PAPER AND TOPIC: RADIOLOGICAL ACCIDENT IN COSTA RICA		
AUTHOR(S) INITIAL(S) AND FAMILY NAME(S)	SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN CARRIED OUT	TOWN/COUNTRY
1.PACHECO JIMENEZ RONALD	RADIOLOGICAL ACCIDENTS	COSTA RICA
2.		
3.		
4.		
5.		
AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER		Mailing Address: Ministerio de Salud, Program de Control de Radiaciones, Apartado 10123, San José, COSTA RICA
Mr..		
Initial(s): R		
Family Name: PACHECO JIMENEZ		Telefax No.:(506) 222 17 48
		E-Mail : pachecoronald@hotmail.com.

I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency
é the Copyright or
é the Non-Exclusive, Royalty-Free License
to publish the above-mentioned paper, and certify that no other rights have been granted which could
conflict with the right hereby given to the Agency.

Date:

(Signature of Main Author)

QUALITY CONTROL OF DIAGNOSTIC X-RAY UNITS

Marinkovic O., Milacic S., Jovicic D., Tanaskovic I.

CCS Institute of Occupational and Radiological Health

Deligradska 29, 11000 Belgrade, Yugoslavia

Abstract

The quality control program for diagnostic x-ray units has started at the Institute of Occupational and Radiological Health during 1990. It includes, among other measurements, reproducibility of dose, high voltage and exposure time. Dose reproducibility was less than 5% for 70% of tested x-ray units. The exposure time and high voltage reproducibility were less than 5% in 60% cases. The cassettes with amplifying foils made from components of rare earth are used in 10% of all x-ray departments. It is very important to work as much as it is possible to modernize general infrastructure as the radiological protection of patients would be better.

Introduction

All ionizing irradiation sources in FR Yugoslavia are constantly subjected to the regular dosimetric control performed by specialized institutions authorized by Federal legal regulations.

The medical radiological equipment is of the special importance as includes radiological protection of patient, besides public (and/or environment) and occupational protection. The radiological protection of patient has specific characteristics in diagnostic radiology, radiotherapy or nuclear medicine.

In the diagnostic radiology if the image is not of adequate quality it may lead radiologist to an incorrect diagnosis. If the quality of the radiograph is so poor that it cannot be used, than the patient will be exposed again. That cause an unjustified increase in patient dose and increase in the cost of diagnosis.

The most objective evaluation of image quality is the physical measurement of X-ray unit parameters. The quality control program for diagnostic X-ray units has started at the Institute of Occupational and Radiological Health during 1990. The certain results of generator investigations to date are present in this paper.

Instruments and methods

The kVp applied to the X-ray tube should be checked to ensure that it is in reasonable agreement with the kVp indicated on the control panel. The direct measurement of kVp is not practicable as a routine test. The most common indirect method is to determine the peak voltage from measurements of radiation quality. We have used digital kVp meter, Victoreen, Model 07-473 or Victoreen, NERO, Model 6000M. The measurements were done in the interval from 60 to 100 kVp in steps of 10 kV.

The radiation output was measured for dose reproducibility testing by Victoreen RAD CHECK Plus, Model 06-526 or Victoreen, NERO, Model 6000M, with parameters: 100 kVp, 320 mAs and distance 1m from focus.

And, for the exposure time reproducibility testing we have used instruments Victoreen, Model 07-457 or Victoreen, NERO, Model 6000M. The duration of scannings was selected at the control panel as 1 s, 0.5 s or 0.32 s.

Results

During last ten years about 250 X-ray tubes have been tested annual. But, only 318 X-ray tubes have been tested from January, 1999 to September, 2000. These results are presented in this paper as they represent the quality level of X-ray units.

A patient can receive widely different exposure depending on the facility. In the Table I are given doses per one mAs for different X-ray generators at the patient position.

Table I: The dose in mGy/mAs

The type of X-ray unit	$\bar{D}$	σ	$D_{\min}$	$D_{\max}$
half-wave	1.3	0.500	0.054	2.807
6,12- rectifiers	0.117	0.060	0.015	0.352

$\bar{D}$ – mean value; σ - standard deviation; $D_{\min}$, $D_{\max}$ - extreme value

The results of dose, high voltage and exposure time reproducibility are shown according strong criteria (less than 5%), and following the accepted criterion by our legal regulations (less than 10%). They are given in the Table II.

Table II: The reproducibility for various type of X-ray units

Reproducibility	Number of tested units	Measured deviations		
		< 5 %	> 5% and <10%	> 10 %
DOSE	318	72.54%	10.96%	16.50%
kVp (for 80 kV)	249	59.73%	35.71%	4.56%
TIME	318	63.28%	15.44%	21.28%

Discussion

Although the majority of analyzed generators (83.5%) showed satisfied reproducibility of dose (less than 10%), the mean values of measured quantity ranged over two orders of magnitude due interaction of numerous factors.

There have been 79 dental X-ray tubes tested. About 30% units have had inaccurate timer, and were repaired after control.

The cassettes with amplifying foils made from components of rare earth are used in 10% of all x-ray departments.

It is very important to work as much as it is possible to modernize general infrastructure as the radiological protection of patients would be better.

References

- [1] Quality Assurance in Diagnostic Radiology, WHO, Geneva, (1982).
- [2] CIRAJ O., et al., "Dose reproducibility for diagnostic X-ray units", (Proc. XX Yu Symp.on Rad. Pr., Tara, 1999), Vinca Press, Belgrade, (1999) 273-276.
- [3] TOMASEVIC M., et al., "Implementation of the quality assurance programe of the X-ray radiation in Serbia", (Proc. IRPA 8, Montreal, 1992), Vol 1, 219-222.



INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS

in

- Diagnostic and Interventional Radiology
- Nuclear Medicine and
- Radiotherapy

Handwritten signature

organized by the
International Atomic Energy Agency
co-sponsored by the
European Commission
Pan American Health Organization and
World Health Organization

in Torremolinos (Malaga), Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria. DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000**

FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER

TITLE OF THE PAPER AND TOPIC: ON RADIATION PROTECTION IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY IN VIETNAM		
AUTHOR(S) INITIAL(S) AND FAMILY NAME(S)	SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN CARRIED OUT	TOWN/COUNTRY
1. DANG THANH LUONG	VIETNAM ATOMIC ENRGY COMMISSION	HANOI, VIETNAM
2. DUONG VAN VINH	INSTITUTE FOR NUCLEAR SCIENCE AND TECHNIQUE	HANOI, VIETNAM
3. NGUYEN HUU QUYET	INSTITUTE FOR NUCLEAR SCIENCE AND TECHNIQUE	HANOI, VIETNAM
4. HA NGOC THACH	INSTITUTE FOR NUCLEAR SCIENCE AND TECHNIQUE	HANOI, VIETNAM
5. NGUYEN VAN PHUC	TRAN HUNG DAO HOSPITAL	HANOI, VIETNAM
AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER		Mailing Address:
Mr./Ms. Mr.		59 LY THUONG KIET HANOI, VIETNAM
Initial(s): THANH LUONG		
Family Name: DANG		Telefax No.: 84-4-9424133 E-Mail : hq.vaec@hn.vnn.vn Telex No.: 84-4-9423479 dtluong@hotmail.com
I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency é the Copyright or é the Non-Exclusive, Royalty-Free License to publish the above-mentioned paper. and certify that no other rights have been granted which could		

RADIATION EXPOSURE OF CHILDREN DURING RADIODIAGNOSTIC EXAMINATIONS OF CHEST IN SLOVAKIA

M. Horváthová¹, D. Nikodemová²

1/ Faculty of Health and Social Care, Trnava University, 918 43 Trnava, Slovakia,
mhorvath@truni.sk

2/ Institute of Preventive and Clinical Medicine, Bratislava, Slovakia

Higher individual somatic radiation risk in the younger age groups has been until now inadequately considered in radiation protection. It is therefore essential to develop appropriate radiation protection measures also in the field of diagnostic radiology for paediatric patients.

The European Communities elaborated Guidelines on quality criteria for radiodiagnostic radiographic images in paediatrics. Reference dose values for selected types of examinations and for 5 year old child were proposed.

In our contribution we have tried to estimate the radiation load of children to 15 years, which undergone chest radiodiagnostic examinations during 1996 in a Slovak district. Our data of entrance surface doses were collected using measurements with TLD for 100 patients divided in 5 age categories at six radiodiagnostic departments.

The calculations of the total absorbed dose were performed using the measured ESD values integrated over the X-ray beam area, the conversion factors between the imparted energy and the dose-area product and the known irradiation parameters (kV, HVL, mass, etc.).

The analysis of the obtained absorbed doses as a function of age for chest PA radiodiagnostic examinations has shown, that the investigated Slovak radiodiagnostic centres use rather lower voltage techniques and the entrance surface doses are much higher than the proposed value of EC.

send - email
requesting english
proof ~~for~~ Vasker

CONTRIBUTION TO PATIENT DOSE OPTIMISATION IN MAMMOGRAPHY EXAMINATIONS IN SLOVAKIA

D. Nikodemova¹, M.Horvathova², S.Ivanova³

1/ Institute of Preventive and Clinical Medicine, Limbova 14, 833 01 Bratislava, Slovakia,
nikodem@upkm.sk

2/ Faculty of Health and Social Care, Trnava University, Slovakia

3/ St.Elizabeth Cancer Institut, Bratislava, Slovakia

Statistical surveys of occurrence of malignant neoplasmas in Slovakia show increasing of breast cancer and mortality rate from this disease. Mammography as a most important factor for breast cancer detection in the early estimation of the breast cancer diagnosis has an increasing use in all hospitals of Slovakia. With regard to mammography it has been recognised that the reduction of the mean glandular doses is possible only when internationally recognised Quality Criteria shall be introduced.

At the Institute of Preventive and Clinical Medicine two series of measurements of entrance surface doses and mean glandular doses were conducted at all mammographic equipments in Slovak republic. The obtained results were used for estimation of collective dose contribution from mammographic examinations.

Following the Quality Criteria developed by EU and adopting the proposed methodology of patient dose evaluation we try to achieve reduction of patient doses in mammography in Slovakia.

In the framework of our participation in Research Project coordinated by IAEA it is foreseen an improvement of image quality and reduction of patient doses in mammography in selected sample of 3 mammographic installations.

Solving of the project expect assuring of patient dose evaluation with sufficient accuracy and intercomparison of dosimetric system used at international level. In the paper the results of average glandular doses obtained by TLD irradiations at 3 mammographic units will be presented as well as the results of TLD intercomparison performed in IAEA laboratory.

Medical Radiation Exposure and Usage for Diagnostic Radiology in Malaysia

Kwan-Hoong Ng¹, Premavathy Rassiah¹, Hwee-Beng Wang², Ahmad Shariff Hambali², Pirunthavany Muthuvelu², BJJ Abdullah¹, S Sivalingam³

¹ Department of Radiology, University of Malaya Medical Centre, Kuala Lumpur, Malaysia

² Radiation Safety Unit, Engineering Services Division, Ministry of Health, Kuala Lumpur, Malaysia

³ Department of Diagnostic Imaging, Kuala Lumpur Hospital, Kuala Lumpur, Malaysia

Kwan-Hoong Ng

Fax: 603 7958 1973

Email: ngkh@medicine.med.um.edu.my

Abstract

A national dose survey of routine X-ray examinations in Malaysia (a Level II country) from 1993 to 95 had established baseline data for seven common types of x-ray examinations. A total of 12 randomly selected public hospitals and 867 patients were included in this survey. Survey results are generally comparable with those reported in the UK, USA and IAEA. The findings support the importance of the on-going national quality assurance programme to ensure doses are kept to a level consistent with optimum image quality. The data was useful in the formulation of national guidance levels as recommended by the IAEA.

The medical radiation exposure and usage for diagnostic radiology (1990-1994) enabled a comparison to be made for the first time with the UNSCEAR 2000 Report. In 1994, the number of physicians, radiologists, x-ray units and x-ray examinations per 1000 population was 0.45, 0.005, 0.065 and 183 respectively; 3.6 million x-ray examinations were performed; the annual effective dose per capita was 0.05 mSv and collective dose was 1000 person-Sv. Chest examinations contributed 63% of the total. Almost all examinations experienced increasing frequency except for barium studies, cholecystography, and intravenous urography (-23%, -36%, -51%). Notable increases were observed in computed tomography (161%), cardiac procedures (190%), and mammography (240%).

1. Introduction

There is a continuing need to analyze the frequencies, doses and trends of medical radiation procedures to permit comparison with medical radiation usage in other parts of the world, comparisons with other sources of radiation, and identification of areas of concern. It also helps to assess how the introduction of new techniques, radiation protection actions or quality assurance programs affect the trends. Exposures from medical radiation world-wide have been assessed by the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) [1]. Worldwide interest in patient doses has been stimulated by a report of the National Radiological Protection Board (NRPB) [2].

2. National Dose Survey of Routine X-ray Examinations

Malaysia with 2216 persons per physician in 1994 belongs to health care Level II according to UNSCEAR [3]. A national survey initiated by the University of Malaya and the Ministry of Health has been conducted from 1993 to 95 to establish baseline data on patient doses from 7 routine types of x-ray examinations (12 projections) in 12 public hospitals following the protocols of NRPB [4]. For each x-ray room machine specific data such as type, model, waveform, filtration, film-screen combination, and

output were recorded. Basic equipment quality control including the processor had been implemented in these hospitals since 1992 [5].

867 patients with a mean weight around 60 kg (45-75kg) were included in this study. For each patient and x-ray unit the following parameters were recorded: sex, ethnic origin, age, weight, height, body mass index, focus-skin distance, focus-film distance, field size, kVp, and mAs. Entrance skin dose (ESD) was measured using LiF TLD chips (TL-100, Harshaw) calibrated by the Primary Standard Dosimetry Laboratory at the National Radiation Laboratory, New Zealand and the Secondary Standard Dosimetry Laboratory at the Malaysian Institute for Nuclear Technology Research (MINT) within the recommended precision and accuracy levels [4]

Table 1 compares the ESD values [6] of this survey with established reference dose values from other countries. The reference dose values recommended by the IAEA Basic Safety Standard [9] are based on the Commission of the European Communities (CEC) [10].

Table 1. Comparison of ESD (mGy) with international established reference dose values [6]

Radiograph	Projection	Malaysia (1996) [6] Median Values	USA (1992) CRCPD/CDRH [7] Median values	NRPB (1986) [8] Median values	NRPB (1992) [4]	IAEA Basic Safety Standard (1996) [9]
Chest	PA	0.3	0.17	0.18	0.3	0.4
	LAT	1.2	Not given	0.99	1.5	1.5
Abdomen	AP	9.2	5.6	6.68	10	10
Pelvis/ Hip	AP	5.3	Not given	5.67	10	10
Skull	AP/PA	4.7	Not given	4.20	5	5
	LAT	3.0	1.6	2.19	3	3
Cervical Spine	AP	0.7	1.5	-	-	-
	LAT	1.5	Not given	-	-	-
Thoracic Spine	AP	6.4	Not given	-	7	7
	LAT	15.9	Not given	-	20	20
Lumbar Spine	AP	9.1	6.4	7.68	10	10
	LAT	14.0	Not given	19.7	30	30

3. Medical Radiation Usage and Exposure in Diagnostic Radiology

The medical radiation usage for diagnostic radiology (1990-1994) [11] enabled a comparison to be made for the first time with the UNSCEAR Report 2000 [12]. In 1994, the number of physicians, radiologists, x-ray units and x-ray examinations per 1000 population was 0.45, 0.005, 0.065 and 183 respectively. The increase from 1990 to 1994 for population, number of physicians and radiologists was 10%, 26%, 47% respectively. The total number of x-ray units increased from 889 in 1990 to 1270 in 1994 (43%), with an increase in the number of examinations from 2.88 million to 3.58 million (24%). The average number was estimated to increase from 162 to 183 per 1000 persons (13%). Almost all examinations experienced increasing frequency except for barium studies, cholecystography, and

intravenous urography (-23%, -36%, -51%). Notable increases were observed in computed tomography (161%), cardiac procedures (190%), and mammography (240%).

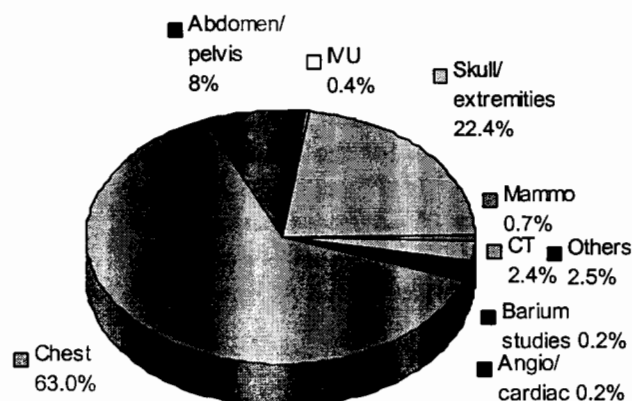


Fig. 1 Frequency of x-ray examinations in Malaysia, 1994 [11]

The distribution of the types of x-ray examinations for 1994 [11] is shown in Fig 1. A total of 3.6 million x-ray examinations were performed. Chest radiography was the most frequent examination (63%); followed by skull and extremities (22.4%). On the whole plain radiography accounted for 93.4% of radiological procedures with the others e.g. CT, mammography, making up the remainder.

Table 2 shows the annual examination per capita, effective dose per examination and annual effective dose per capita for various types of x-ray examinations in 1994. The annual effective dose per capita to the population was estimated as 0.05 mSv per person and the collective dose, 1000 person-Sv [13].

Table 2. Exposure from diagnostic medical x-ray examinations in Malaysia (1994). [13]

Examination	Annual exams per capita	Effective dose per exam (mSv)	Annual effective dose per capita (mSv)
Chest	0.115 (63%)	0.03	0.0035
Skull/ extremities	0.041 (22.4%)	0.04	0.0016
Abdomen/ pelvis	0.015 (8.3%)	1.05	0.0159
Barium studies	0.0003 (0.2%)	6.0	0.002
Cholecystography	(0.01%)	1.5	$3.7 \cdot 10^{-5}$
Hysterosalpingography	(0.02%)	1.36	$7 \cdot 10^{-5}$
Angiography	(0.03%)	6.8	0.0004
Cardiac procedures	(0.13%)	6.8	0.002
Intraven. Urography	0.0006 (0.4%)	2.4	0.002
Mammography	0.001 (0.7%)	0.1	0.0001
Computed Tomography	0.004 (2.4%)	4.85	0.021
Others	0.005 (2.5%)	0.1	0.0023
Total	0.183 (100%)	0.275	0.0503

4. Discussion

The results of this survey provide valuable baseline data for Malaysian patient doses. Survey results are generally compatible with those reported in the UK, USA and IAEA. Wide variations of typically range over factors between 5 and 30 for individual patient dose suggested that significant dose reductions is possible without adversely affecting image quality [6]. This survey has also led to an increased awareness amongst professionals in diagnostic radiology in Malaysia of the need for dose management. Since the survey, faster film-screen combinations have been introduced and greater emphasis placed on quality assurance. Furthermore the data would be useful for the formulation of a national guidance dose level for incorporation in the amendments of the 1988 Malaysia Radiation Protection Regulations (Basic Safety Standard). We have also participated in an IAEA coordinated research project on 'Radiation protection and quality assurance in diagnostic radiology'. Information on medical radiation exposure and usage in Malaysia allows appropriate radiation protection measures to be implemented and diagnostic radiology standard to be improved.

References

- [1] BENNETT, B.G. Exposures from medical radiation world-wide. *Radiat. Protect. Dosimetry* **36** (1991) 237-242.
- [2] NRPB/RCR. *Patient Dose Reduction in Diagnostic Radiology*. Documents of the NRPB. London: HMSO 1,3 (1990).
- [3] United Nations. *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 1988 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes*. United Nations Sales Publication E.88.IX.7. New York: UN (1988).
- [4] NRPB *National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology Dosimetry*. Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine. NRPB, Chilton: HMSO (1992).
- [5] WANG, H.B., NG, K.H. "Quality Assurance Programme in Radiology - the Malaysian experience". World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Rio de Janeiro, Brazil, Aug 21-25, 1994. *Phys Med Biol* **39a**, 1 (1994) 305.
- [6] NG, K.H., RASSIAH, P., WANG, H.B., HAMBALI, A.S., MUTHUVELLU, P., LEE, H.P. Doses to patients in routine X-ray examinations in Malaysia. *Brit J Radiol* **71** (1998) 654-60.
- [7] CRCPD/CDRH. *Conference on Radiation Control Program Directors/ Center for Devices and Radiological Health. Average patient exposure/dose guides - 1992*. CRCPD Pub 92-4. Frankfurt: CRCPD (1992).
- [8] SHRIMPTON, P.C., WALL, B.F., JONES, D.G. et. al. *A National Survey of Doses to Patients Undergoing a Selection of Routine X-ray Examinations in English Hospitals*. NRPB- R200. London: HMSO (1986).
- [9] IAEA. *International Basic Safety Standards for Protection Against Ionising Radiation and for the Safety of Radiation Sources*. Safety series no. 115-1. Vienna: International Atomic Energy Agency (1996).

[10] EUR16260 EN. *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*, EC DGXII (1996).

[11] NG, K.H., ABDULLAH, B.J.J., RASSIAH, P., SIVALINGAM, S. X-ray based Radiological Procedures in Malaysia - 1990-1994. *Med J Malays* **54**, 2 (1999) 185-191.

[12] United Nations. *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes*. United Nations Sales Publication E.00.IX.3 New York: UN (2000).

[13] NG, K.H., ABDULLAH, B.J.J., SIVALINGAM, S. Medical radiation exposures for diagnostic radiology in Malaysia. *Health Physics* **77**, 1 (1999) 33-36.

**CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS EN ESTUDIOS MAMOGRAFICOS REALIZADOS EN
HOSPITALES DE MÉXICO, DISTRITO FEDERAL**

C. Ruiz-Trejo, M.-E. Brandan
Instituto de Física, UNAM, A.P. 20-364, México 01000 DF, México

M. Verdejo, A. Flores
Dirección de Riesgos Radiológicos, Secretaría de Salud
Mariano Escobedo 366, 4º Piso, Col. Nueva Anzures, 11590, México, DF

M. Guevara, J. Martín
Hospital General de México
Niños Héroes y Dr. Balmis 148, Col. Doctores, 06720, México, DF

L. Madero-Preciado
Hospital de Oncología, Centro Médico Nacional Siglo XXI, IMSS
Ave. Cuauhtémoc 330, Col Doctores, 06720, México, DF

Abstract

The performance of three mammographic systems in large Mexican hospitals has been evaluated, as well as the image quality and associated dose. Quality control tests include examination of X-ray equipment, darkroom conditions, film processor, and viewboxes. Systems referred to as "1", "2", and "3" passed 50%, 75% and 75% of these tests, respectively. Quality image is assessed using five images obtained under similar nominal conditions in each X-ray equipment. System 1 generates no image of acceptable quality, while equipments 2 and 3 produce one and two, respectively. The mean glandular dose for the best images obtained in each service with an accreditation phantom has been measured, and the values are 1.4 mGy, 1.6 mGy, and 1.0 mGy, respectively.

La correspondencia deberá dirigirse a:

Fís. César Ruiz-Trejo.
Instituto de Física, UNAM
A.P. 20-364
México 01000 DF
México
FAX: (525) 616-1535
cesar@fenix.ifisicacu.unam.mx

1. Introducción

En 1997 la Secretaría de Salud (SSA) emite cuatro Normas Oficiales Mexicanas (NOM), donde se regula en materia de protección radiológica el uso adecuado de los equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico. Al poner en práctica lo exigido por las NOM para los sistemas de mamografía, se detectan una serie de carencias, entre otras, la falta de aplicación de programas de garantía de calidad en esta área, lo que ocasiona: a) falta de equipo apropiado para realizar pruebas de control de calidad en los equipos de rayos X, b) falta de conocimientos para realizar una correcta evaluación de la calidad de la imagen, y c) necesidad de capacitar recursos humanos en esta área a todos niveles (técnicos y médicos radiólogos, físicos médicos e ingenieros de servicio).

A inicios del año 2000, contando con el apoyo de la Secretaría de Salud, el Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México (IFUNAM) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS), inician el proyecto de investigación: “Calidad de Imagen y Dosis en Estudios Mamográficos Realizados en México” [1]. En este trabajo se presentan los resultados, a la fecha, de este proyecto de investigación.

2. Objetivos

- Verificar las condiciones de operación de tres sistemas de mamografía, situados en dos hospitales públicos de alto impacto, en México, D.F.
- Relacionar estas condiciones de operación con la dosis glandular promedio impartida a las pacientes y con la calidad de la imagen de un maniquí de acreditación reconocido por el Colegio Estadounidense de Radiología (ACR).

3. Equipo

Para realizar este trabajo se utilizó el equipo recomendado por el ACR [2] y por la Comunidad Europea (EC) [3].

4. Procedimiento

Todas las pruebas se realizaron de acuerdo a lo estipulado por el ACR[2]. Las pruebas no contempladas dentro de estos procedimientos, se realizaron de acuerdo a la EC [3].

Las 31 pruebas realizadas, agrupadas en 7 rubros generales, son: Equipo de mamografía: Estabilidad mecánica, distancia foco - imagen, tamaño de punto focal, tensión en el tubo, tiempo de exposición, capa hemirreductora, rendimiento, coincidencia del campo luminoso con el receptor de imagen, alineación del campo de radiación con el receptor de imagen, alineación de la placa de compresión con el receptor de imagen, reproducibilidad del control automático de exposición (CAE), capacidad de desempeño del CAE, control de densidad del CAE, fuerza de compresión, deformación de la placa de compresión, factor de rejilla. Receptor de imagen: Contacto pantalla-película, uniformidad de la velocidad de las pantallas. Equipo de revelado: Temperatura del revelador, tiempo de revelado, sensitometría, artefactos. Cuarto oscuro: Fugas de luz, luces de seguridad. Negatoscopios: Brillantez, homogeneidad. Dosis: Exposición de entrada, dosis glandular promedio. Calidad de imagen: Densidad óptica al centro del maniquí, resolución, contraste.

En particular, la prueba de calidad de imagen se realizó haciendo 5 exposiciones en modo semiautomático sobre el maniquí de acreditación, para un valor de la tensión nominal en todos los casos igual a 28 kV, y para valores del control de densidad iguales a -4, -2, 0, +2 y +4.

El interés por la dosis entregada a la paciente, llevó a que se le midiera durante exposiciones en modo manual, seleccionando el técnico radiólogo, de acuerdo a su criterio, los factores técnicos adecuados para obtener la mejor imagen del maniquí de acreditación.

5. Resultados

Entre las pruebas de control de calidad relativas al funcionamiento del equipo, la mayor deficiencia con respecto a lo establecido en las NOM, se refiere a la exactitud en la tensión de operación. La Figura 1 muestra los resultados de esta prueba realizada en los tres equipos. Las discrepancias entre los valores medidos del sistema 1, superan de manera consistente y reproducible lo permitido por las normas.

Error! Bookmark not defined.

Figura 1: Tensión medida en los equipos de rayos X. La línea continua muestra la identidad, las líneas punteadas muestran las tolerancias aceptadas por la NOM.

Los resultados del control de calidad realizado se resumen en la Tabla I.

Tabla I: Control de calidad

	Sistema 1	Sistema 2	Sistema 3
Funcionamiento general	Aprueba	Aprueba	Aprueba
Generación de rayos X	No	Aprueba	Aprueba
Colimación	No	No	No
Compresión	No	No	No
Control automático de exposición	Aprueba	Aprueba	Aprueba
Rejilla antidispersora	Aprueba	Aprueba	Aprueba
Receptor de imagen	No	Aprueba	Aprueba
Equipo de revelado	No	No	No
Cuarto oscuro	No	No	No
Negatoscopios	No	No	No

La Figura 2 resume los resultados de la calidad de la imagen para los tres sistemas. El número indica cuantas imágenes, de las cinco estudiadas, cumplen con el criterio de aceptación del ACR. Se puede concluir que solamente los sistemas 2 y 3 producen imágenes (1 y 2, respectivamente) con la calidad requerida de acuerdo al criterio del ACR.

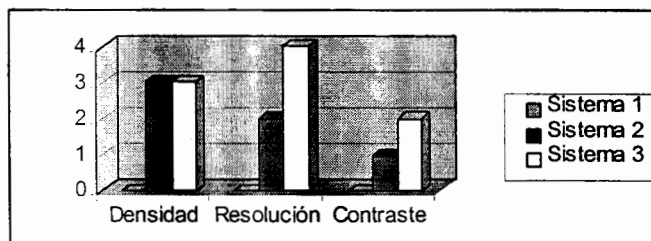


Figura 2: Calidad de la imagen

La Tabla II muestra los resultados de la dosis. Los valores listados son el promedio (y su desviación estándar) de tres exposiciones realizadas con los factores técnicos escogidos por el técnico radiólogo. Los tres sistemas imparten a la paciente dosis inferiores a los 3 mGy establecidos en la NOM. En particular, para el sistema 1, los factores técnicos usados para la medida de dosis no corresponden a ninguna de las cinco medidas de calidad de la imagen.

Tabla II: Dosis glandular promedio

Sistema 1	1.4 ± 0.1 mGy	Aprueba
Sistema 2	1.6 ± 0.1 mGy	Aprueba
Sistema 3	1.0 ± 0.1 mGy	Aprueba

6. Conclusiones

- Los sistemas estudiados no cumplen con las Normas Oficiales Mexicanas. Esto es comprensible ya que no existe todavía un programa de garantía de calidad asociado a ellos.
- En términos generales, el funcionamiento apropiado del sistema, de acuerdo a los criterios de la garantía de calidad se ve reflejado en la calidad de la imagen evaluada con el maniquí aceptado por el ACR.
- Las dosis bajas no garantizan que se estén obteniendo imágenes de calidad adecuada.
- A pesar de no cumplir con las especificaciones de calidad exigidas por la NOM, los sistemas estudiados producen imágenes aceptadas por la plantilla de profesionales asociados. Esto se debe a la pericia y experiencia de los técnicos radiólogos que operan los equipos. Sin embargo, debe recordarse de que esta experiencia fue adquirida a costa de exposiciones innecesarias a las pacientes.
- En hospitales de alto impacto, la gran cantidad de pruebas requeridas al establecer un programa de garantía de calidad, hace imprescindible que su realización sea vigilada por un físico médico de tiempo completo.
- Los resultados de este trabajo deberán ser de utilidad para hacer ajustes a las Normas Oficiales Mexicanas, en lo referente a mamografía, cuando la Secretaría de Salud considere conveniente su revisión.

7. Referencias

[1] M.-E. BRANDAN et al., these Proceedings.

[2] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Mammography, Quality Control Manual, USA (1999), 339 pp.

[3] CEC, The European Protocol for the Quality Control of the Technical Aspects of Mammography Screening, (1992), 47 pp.

**EVALUATION OF DIAGNOSTIC RADIOLOGY SERVICES
IN FIVE LATIN AMERICAN COUNTRIES**

M.-E. Brandan,
IFUNAM, A.P. 20-364, México 01000 DF, Mexico

C.E.M. Caspani,
RFSF, Obispo Gelabert 3586, (3000) Santa Fé, Argentina

R. de la Mora,
CCEEM, Calle 4 e/ 19 y 21 No. 455 altos, Vedado, La Habana, Cuba

A.A. Miranda,
IBTEN, Avda. 6 de Agosto 2905, La Paz, Bolivia

M.-C. Plazas,
INC, Avda. 1, no. 9-85, Santafé de Bogotá, Colombia

and C. Borrás
PAHO/WHO, 525 Twenty-third St., N.W., Washington DC 20037-2895, USA

Abstract

Under the auspices of PAHO/WHO, a multicentric investigation is carried out in five Latin American countries. Its aim is to correlate quality indicators of radiology services with the accuracy of the radiological interpretation as determined by a panel of experts. We present preliminary results from mammographic imaging facilities, which indicate that the failure to comply with the international standards of quality control produces images of unacceptable quality, as measured either by using a phantom or by an independent evaluation of the clinical images.

Correspondence should be addressed to:

María-Ester Brandan, Ph.D.
Instituto de Física UNAM
A.P. 20-364
México 01000 DF
Mexico
FAX: (525) 616-1535
brandan@servidor.unam.mx

Repeat

1. Introduction

Quality assurance programs in health services, in particular in radiology services are slowly being implemented in Latin America and the Caribbean some under Government Regulations. They will require the conjunction of strong political will, financial support and professional training to become a relevant factor in the routine service offered by radiological facilities. The Pan American Health Organization/World Health Organization, (PAHO/WHO) coordinates and partially funds an investigation aimed at *correlating quality indicators of radiology services with the accuracy of the radiological interpretation*. Grants have been awarded to government, academic and/or professional multidisciplinary teams in Argentina, Bolivia, Colombia, Cuba and Mexico to pursue these studies following common procedures based on internationally accepted protocols. The project should be completed after 12 months of work, and here we present preliminary results obtained during the first half of the grant duration.

2. Experimental procedure

2.1 Selection

The selected pathologies (and their associated radiological technologies) are: breast lumps (screening and diagnostic mammography), gastrointestinal ailments (radiography and fluoroscopy), back pain (computed tomography) and tuberculosis (radiography). The selected services belong to the medium complexity classification and are located in urban areas. The common quality control protocols are based on those endorsed by the American College of Radiology (ACR) [1], the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [2], the European Community (EC) [3], etc. The panels of radiology experts in charge of evaluating the accuracy of the radiological interpretation are endorsed by the national radiological societies.

2.2 Documentation

Records are collected in relation to the population covered by the services (public vs. private), the type of facility, the patient workload, the radiological, imaging and processing equipment and supplies, the staff education and training, the quality assurance and maintenance programs and the radiation safety standards.

2.3 Measurements

The measurements performed include the evaluation of devices (X-ray units, image receptors, and image processors), darkroom and viewing conditions, patient dose, and image quality. The clinical film evaluation by the expert panels considers imaging aspects (view and labeling, patient positioning, contrast and latitude, and artifacts) as well as the radiological interpretation report performed at the radiological service by the local physicians.

3. Results for mammography

Results from the study of mammography services are available from the five teams. The IFUNAM group evaluated a total of 31 parameters in three mammo units [4] functioning in two Mexico City public hospitals. The out-of-compliance results corresponded to beam collimation and alignment (in the three units), viewbox illuminance and homogeneity (in the three units), and darkroom conditions. One of the units, "Number 1", operated at an X-ray tube potential 10% higher than the nominal value and the cleanliness of the intensifying screens was considered totally unacceptable. In this unit "Number 1", chemicals' temperature in the two film processors was monitored during one month, finding unacceptable results (discrepancy larger than 2° C between the unit temperature reading and that given by the control thermometer). Image quality was evaluated using the ACR accreditation phantom under five technical factors, as indicated by the ACR protocol [1]. Unit Number 1 failed the criterion for acceptable contrast, optical density and resolution at all five tube factors. The other two systems passed the test in either one or two, out of the five technical modalities. Mean glandular doses were calculated out of kerma in air measurements performed according to the ACR manual; the obtained values are 1.4, 1.6 and 1.0 mGy respectively.

The RFSF group studied four mamography units, each at a different hospital in the city of Santa Fé. All systems passed the 8 tests performed on the equipment performance (focal spot size, beam alignment, tube potential accuracy and reproducibility, timer accuracy, HVL, air kerma rate, SID, leakage radiation). However, all of the viewboxes were out-of-compliance due to their poor illuminance homogeneity. The radiological interpretation study was performed with 25, 20 and 16 clinical images obtained in three of the hospitals. The image quality was evaluated by a Panel that gave qualifications equal to 2.9, 3.2 and 4.2, over a maximum of 5. The lowest grade was due to finding 24/25 films dirty, 17/25 scratched and 12/25 with artifacts which simulated microcalcifications. The positioning was evaluated by the Panel with grades equal to 3.3, 4.3 and 3.6 over a maximum of 5. The diagnosis by the Panel coincided with that by the hospital facility in 60/61 cases.

The CCEEM group evaluated 255 clinical films corresponding to 80 patients in 2 hospitals. Positioning problems were detected and correlated with technologist training. The radiological interpretation by the Expert Panel coincided with that by the institution in 68/80 patients. Of the 80 patients, 27 received fine needle aspiration biopsy, as part of their clinical management. In 21 of them, the biopsy was done in patients where the panel and the facility physician concurred in the radiological interpretation. 2 biopsies confirmed the institution's assessment, and 4 concurred with the Panel.

The IBTEN group evaluated 64 clinical films from 28 patients obtained at 2 hospitals and one clinic. The Panel detected positioning problems as well as inadequate film labeling for 27/28 patients.

The INCAN group performed quality control measurements on 3 units belonging to 2 hospitals in Bogota. 24 tests on equipment performance were used. The units were out-of-compliance in 4%, 4% and 30% of these tests, respectively. The system which presented the most serious problems, "Hospital 2", lacks a maintenance program and the radiation safety conditions were considered inadequate. The mammo Expert Panel analyzed 20 films obtained with this same system. The results showed that none of the films had a label recording the technical parameters. Furthermore, 28% of the oblique and 18% of the craneocaudal views were considered non acceptable in terms of technical quality, and 45% of the films were considered to present a non acceptable optical density.

4. Conclusions

We have presented partial results for the evaluation of mammographic equipment performance, image quality, dose and radiological interpretation corresponding to 14 systems in five Latin American countries. Even though the study is still in progress, some general results seem to appear already. The UNAM and INCAN results indicate a correlation between the failure to pass the equipment quality control tests and the poor quality of the image; this one assessed either using the accreditation phantom or as determined by the panel of radiology experts. Concerning the dose to the patient, the only calculations to date (UNAM) indicate values well below the guidance levels published in the BSS [5], but similar to those published by the FDA in their MQSA program [6]. Since the ultimate goal is an image of sufficient diagnostic quality to produce an accurate radiological interpretation, the possibility that low values indicate insufficient film exposure needs to be explored. The completion of the tests, and a careful statistical analysis of the results, as well as the study of other radiological techniques, should help better understand the intricate relation among the various equipment parameters and the final image quality in radiological procedures. The knowledge and experience gained by the participants of these five research teams should promote better conditions for radiological services in Latin America and the Caribbean

5. References

- [1] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Mammography Quality Control Manual, 1990.
- [2] AAPM REPORT 29, Equipment Requirements and Quality Control for Mammography, 1990.
- [3] CEC, European Protocol for the Quality Control of the Technical Aspects of Mammography Screening, 1992.
- [4] C RUIZ-TREJO et al., these Proceedings.
- [5] FAO, IAEA, ILO, OECD/NEA, PAHO and WHO, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Viena 1994.
- [6] SULEIMAN OH, SPELIC DC, MCCROHAN JL, SYMONDS GR, HOUN F, Mammography in the 1990s: The United States and Canada. *Radiology*, **210**, (1999) 345-352.

RESULTS OF RADIOLOGICAL PROTECTION OF STAFF CARRYING OUT INTERVENTIONAL PROCEDURES

Stanislav Tuma

The regular quality control programme as a part of diagnostic imaging methods have been proven to offer effective, reliable and repeatable methods and more over to help discovering radiological staff irradiation. High doses of irradiation measured during the interventional methods were found in some of the interventional radiologists. Provided adequate resources for the education and training in radiological protection for future professional and technical staff in medical practice, the training programme should include initial training for all incoming staff and regular updating and retraining.

EL ANUNCIO DE LA VERSIÓN 2000 DE LA ISO- 9000 ES UNA “BUENA NOTICIA” PARA LA PROTECCIÓN DEL PACIENTE

TOUZET R.E

Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN)

Buenos Aires, Argentina

eMail : rtouzet@sede.arn.gov.ar

Phone : 5411 – 4704 – 1228

Fax : 5411 – 4704 – 1188

THE ANNOUNCEMENT OF THE NEW VERSION OF ISO-9000 IS A GOOD NEWS FOR THE PROTECTION OF PATIENTS

ABSTRACT

Every specialist in the Protection of Patients recommends emphatically the implementation of a “Quality System”, both for optimizing doses and for preventing accidents.

Usually, this recommendation comes along with plenty of information on the most severe accidents occurred, in some cases illustrated with overwhelming pictures showing radio-induced ulcers and necrosis.

On the other hand, such recommendation appears as the most reasonable one; there are no means for preventing failures and errors other than planning activities appropriately and setting forth preventive measures on the basis of the importance of the failures to be avoided.

However, implementing a Quality System is a task that can only be faced with a simple approach when costs are not taken into account...! In this globalized and competitive world, the design of a Quality Management System must “necessarily involve”, simultaneously, the following three basic objectives:

1. The quality of the diagnosis and/or the efficiency of the therapy, correspondingly,
2. The protection of patients, of the public and of the occupationally exposed personnel,
3. Productivity and the obtainment of the greatest possible benefits.

If this is not the case, the chances for obtaining the required support from the top management of the medical care service are extremely low. Therefore, the strategy must be aimed at attaining the best prevention program at the lowest possible cost; this is particularly true in the public health sector where resources are sometimes very scarce.

The Quality Assurance Standards arose as compelled by the needs of the highly important manufacturing sector and, consequently, the established criteria were originally developed to provide a response to activities in this model.

The new 2000 version of the ISO 9000 Standard involves a radical change in the philosophy applied until now. Its approach is now based, fundamentally, on an analysis of the processes in the facility itself and, therefore, it fits exactly the specific features of such facility.

Additionally, the Criteria or Rules included in the Standard can be excluded if, in the user's opinion, they are unsuitable or irrelevant; thus, the Standard becomes a tool whose design is customized for the activities actually performed. However, this is not the only advantage of the newly proposed Standard and some of its most outstanding characteristics, as well as its practical application in medical care services, are described in this document.

EL ANUNCIO DE LA VERSIÓN 2000 DE LA ISO- 9000 ES UNA “BUENA NOTICIA” PARA LA PROTECCIÓN DEL PACIENTE

TOUZET R.E

**Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN)
Buenos Aires, Argentina**

Todos los especialistas en la Protección del Paciente recomiendan enfáticamente la implantación de un “Sistema de Calidad”, tanto sea para optimizar las dosis como para evitar los accidentes.

Esta recomendación es acompañada habitualmente de abundante información sobre los más graves accidentes ocurridos, ilustrados en algunos casos, con fotografías impactantes de úlceras y necrosis radioinducidas. El mensaje pareciera ser: “Implemento un Sistema de Calidad o me puede pasar lo mismo..!”

Esta recomendación, por otra parte, parece ser la más razonable, no existe otro camino para prevenir la fallas y los errores que una adecuada planificación de las actividades, estableciendo medidas de prevención y mitigación, de mayor o menor severidad, de acuerdo a la importancia de las fallas que se desean prevenir.

Considerando esta situación el problema pareciera ser de fácil solución y no debiera dar lugar a controversias; los Reguladores establecen en forma unívoca el requisito de un Sistema de Calidad, todos los usuarios lo cumplen y San se acabó..

Pero la tarea de implementar un Sistema de Calidad, es sencilla de afrontar solamente cuando no se tienen en cuenta los costos..! En este mundo globalizado y competitivo, el diseño de un sistema de gestión de la Calidad debe tener “necesariamente en cuenta” y en forma simultánea, los tres objetivos básicos:

- 1 - La Calidad del Diagnóstico y/o la eficacia de la Terapia, según corresponda,
- 2 - La Protección del Paciente, del Público y del Personal ocupacionalmente expuesto,
- 3 - La Productividad y la obtención de los mayores Beneficios posibles..

De no ser así, la chance de lograr el apoyo necesario por parte de los directivos de un servicio hospitalario es harto improbable.. Por lo tanto, la estrategia debe orientarse a lograr el mejor programa de prevención al menor costo posible, en particular para la administración pública donde los recursos, a veces, son muy limitados.

Lamentablemente existe una cierta confusión en la terminología utilizada y los términos Garantía de Calidad, Control de Calidad y Gestión de la Calidad suelen emplearse erróneamente como sinónimos..., por lo que el significado de implementar un Sistema de Calidad es objeto de las más variadas interpretaciones.

En algunas publicaciones la presentación del tema es muy confusa y los llamados Programas de Garantía de Calidad son básicamente listas de chequeo referidas solamente al control de los parámetros de los equipos. Por otra parte, en algunos Programas de Capacitación de Especialistas en Medicina Nuclear y Radioterapia, el contenido curricular en Sistemas de Calidad es muy elemental y figura como parte del Control de Calidad.

Es importante entonces, como primera medida, consensuar la terminología utilizada, para lo cual el uso de una Norma Internacional, como por ejemplo la ISO E-8402, referida al vocabulario, parece ser lo más expeditivo. Luego es necesario analizar todos los factores que favorecen la implementación efectiva de un Sistema de Calidad y también los factores que la pueden dificultar, a fin de poder recomendar la herramienta más adecuada para realizar la planificación.

La adecuación de las Normas de Garantía de Calidad:

Las Normas de Garantía de Calidad nacieron impulsadas por una necesidad de la Industria Manufacturera de gran envergadura y por esa razón los criterios establecidos fueron pensados originalmente para responder a las actividades de dicho modelo de organización. Si bien en toda organización se realizan actividades comparables (compras, ensayos, registros, etc.) la importancia relativa, la complejidad y la relevancia de las mismas puede ser radicalmente diferente y requerir un tratamiento distinto. La versión actualmente vigente de la ISO-9000 (1994) contiene 20 criterios o reglas pre-establecidas y responde al modelo descripto.

Por esta razón la extrapolación de dichas Normas para su aplicación en la pequeña y mediana empresa o en los prestadores de servicios hospitalarios fue siempre una tarea de muy difícil ejecución pues no se adaptan a sus necesidades y requieren asesoramiento para poder generar una gran cantidad de documentos formales.

Por estas razones algunos responsables de los Servicios Hospitalarios afirman que “los Programas de Calidad no hacen falta si se trabaja bien” o que “Con cumplir las Normas Regulatorias ya es suficiente”

Particularidades de la nueva versión 2000 de la ISO 9000:

La nueva versión-2000 de la Norma ISO-9000 representa un cambio radical en la filosofía y metodología utilizada, pues el enfoque está basado fundamentalmente en el análisis de los procesos propios de la instalación, por lo que se adapta exactamente a las características específicas de la misma. Además, los Criterios o Reglas que contiene pueden ser excluidos a juicio del usuario cuando no correspondan o sean irrelevantes, por lo que se transforma en una herramienta diseñada a la hechura de las actividades que se realizan.. Pero esta no es la única ventaja de la nueva norma propuesta y algunas características destacadas son las siguientes:

Compromiso de la Dirección y Liderazgo: La Jefatura del Servicio Hospitalario debe estar involucrada en la etapa inicial de definición de los procesos, en la asignación de los Recursos y en todo el desarrollo del programa de calidad, desde la motivación del personal para iniciar la tarea, el establecimiento de los valores de la organización y la evaluación de los resultados que se obtengan.

La dirección debe estar primeramente convencida de las ventajas del sistema, debe actuar luego en consecuencia dando el ejemplo y transmitiendo las razones de su convencimiento a todos los niveles de supervisión y ejecución (liderazgo) para que todo el servicio pueda actuar en forma coordinada.

Definición de los procesos y su interrelación: Las actividades del Servicio se deben dividir en procesos principales y procesos secundarios para facilitar su análisis y evaluación detallada.

Por ejemplo, en un Servicio de Radioterapia el Proceso Principal se suele subdividir en 6 procesos secundarios:

- 1 - Proceso de identificación del paciente (diagnóstico, prescripción del tratamiento, informes de tratamientos previos, marcas en el paciente, etc.)
- 2 - Proceso de determinación de la anatomía del paciente (la toma de contornos, posicionamiento del paciente, definición de órganos críticos, delimitación de inhomogeneidades, etc.)
- 3 - Proceso de definición del volumen blanco (forma y localización, movimiento de órganos o tejidos debido a circulación, respiración o movimiento del paciente, etc.)
- 4 - Proceso de planificación del tratamiento (datos de los haces de radiación, algoritmos, software y hardware en planificación computarizada, etc.)
- 5 - Proceso de administración del tratamiento (calibración de las unidades de tratamiento, posicionamiento del paciente, parámetros de tratamiento, etc.)

6 - Proceso de seguimiento del paciente durante un cierto tiempo (follow-up), resultados obtenidos, monitoraje de la aparición de eventuales efectos secundarios o secuelas posteriores. El análisis de los procesos consiste en la revisión de todas las posibles causas de error en los elementos y en los factores intervinientes tales como:

- El equipamiento: unidades de diagnóstico, unidades de tratamiento, instrumental de medición, equipamiento para planificación (hardware y software), simulación, y técnicas de verificación.
- El personal: cantidad y calificación de los médicos, físicos, técnicos y auxiliares intervinientes.
- Los métodos y procedimientos: Protocolos e instrucciones, incluyendo la especificación de funciones y responsabilidades, comunicación entre los integrantes del staff, registros, etc.
- Los materiales: blindajes, accesorios, colimadores, materiales consumibles, reactivos y drogas.
- El ambiente de trabajo: Iluminación, ergonomía, orden y limpieza,

Una vez determinadas cuales son las posibles fuentes de falla en cada proceso y/o las eventuales causas de los accidentes postulados, se deben establecer las medidas operativas de prevención, las cuales en su conjunto constituyen el Programa de Calidad del Servicio.

La magnitud de las medidas de prevención (grading) deberá ser proporcional al daño que pueda producir la falla. Cuanto mayor es el impacto a la calidad y la seguridad, mayor será la magnitud de las medidas preventivas y mayor será el grado de "defensa en profundidad".

Esta tarea es obviamente la más relevante y de la experiencia propia del evaluador depende *que las medidas preventivas sean siempre las más sencillas, las más eficaces y las de menor costo.*

Participación del Personal en la elaboración del Programa

La participación del personal, a todo nivel, es fundamental para el éxito del Programa por varias razones. El proceso de análisis es muy formativo ya que induce a pensar en la problemática de seguridad. Este tema es particularmente importante en la Radiología Intervencionista donde las técnicas son utilizadas cada vez más por especialistas de otras ramas de la Medicina sin ninguna formación previa en Radiobiología o Radioprotección.

En la tarea de análisis:

- Se detectan las debilidades de los procesos y su impacto en la calidad, seguridad, y productividad.
- Se entiende cual es la importancia de los procedimientos y el grado de detalle requerido.
- Se comprende la importancia de los registros y la necesidad del aprendizaje y el reentrenamiento.
- Se adquiere automáticamente "sentido de pertenencia", en la tarea que esta realizando, lo cual lo motiva para generar iniciativas hacia el mejoramiento de la calidad (Cultura de Seguridad)
- La discusión de las medidas a tomar estimula "el trabajo en equipo" (Cultura de Seguridad)

Aplicación efectiva del Ciclo de Mejora Continua:

En medicina, los avances tecnológicos son incesantes y transforman la práctica día a día, por lo que es imprescindible contar con sistemas de calidad "dinámicos " para adaptarse rápidamente a cada circunstancia y evitar los accidentes.

Además, se debe detectar todo tipo de cambio que se produzca (en las personas, procedimientos, equipos o materiales) que modifiquen las condiciones iniciales ya evaluadas... ("change analysis").

Para establecer un Ciclo de Mejora Continua se deben poder medir la eficacia de los procesos a través de "indicadores de performance", haciendo una revisión periódica de los resultados obtenidos, estableciendo objetivos, y rediseñando las medidas de prevención establecidas (acciones correctivas)

LA CULTURA DE SEGURIDAD

Se debe tener en cuenta que las fallas que provocan los accidentes no siempre ocurren por falta de planificación o de conocimientos del personal.. Los individuos se pueden equivocar porque en ese momento están distraídos, o porque tienen un conflicto con su supervisor, o porque no están

motivados o porque no tiene la convicción de la importancia de su tarea. Por esta razón, además de los aspectos técnicos, *el aspecto humano y social* debe ser considerado con el mayor cuidado.

La sola existencia de un Programa de Calidad no es una garantía adecuada para prevenir los accidentes y aun el cumplimiento de todos los procedimientos y las buenas prácticas no son suficientes si se realizan en forma mecánica y sin convicción...! (INSAG - 4)

El Sistema de Calidad debe estimular a las personas, a todo nivel, para motivarlas a lograr los objetivos de calidad y seguridad, y esta nueva versión de la Norma ISO-9000 es una excelente herramienta para lograr dichos objetivos.

CONCLUSIONES:

Cada Servicio Médico tiene una problemática particular que depende de su personal, sus recursos y su infraestructura hospitalaria; por lo que es conveniente que se usen todas sus capacidades para diseñar el Sistema de Calidad que sea más apropiado a las propias circunstancias.

En el desarrollo de la tarea, y especialmente en el trabajo en equipo, los profesionales, técnicos y auxiliares mejoran su capacitación específica, adquieren mayor compromiso con la tarea y toman conciencia de las debilidades de los procesos y la importancia real de cumplir con los procedimientos.

El uso de la nueva versión de la ISO-9000 facilita el logro de todos estos objetivos y permite además tener la posibilidad de obtener una eventual certificación que sirva de estímulo para el personal y la institución.

Las reglas, criterios y principios que se importen de otras actividades, así como el conocimiento de la experiencia obtenida en instalaciones similares, debe servir de referencia y de lista de chequeo para mejorar y revisar el propio programa de calidad (proceso de “benchmarking”).

Desde el punto de vista regulatorio es de trascendental importancia lograr que los propios responsables de una práctica establezcan las reglas, verifiquen su eficacia y las mejoren de acuerdo a los resultados obtenidos.

LA FORMACION DE LOS PROFESIONALES. PERSPECTIVA DESDE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA (SEFM)

T. Eudaldo, E. Millán, M.C. Paredes, E. Vañó, F. Peinado, C. Nuñez de Villavicencio, J.C. Mateos, J.J. Peña

Comisión de Docencia de la Sociedad Española de Física Médica

e-mail: teudaldo@hsp.santpau.es

ABSTRACT

The aim of this paper is twofold. First, to revise some European Societies recommendations regarding qualification, education and training of professionals involved in ionisation radiation practices, to respond to the Directive 97/43 EURATOM. And then, as Medical Physicists are directly concerned in these practices, to describe how the Spanish Society of Medical Physics deals with the challenge of improving the competence of Medical Physicists in order to assure the best patient protection against ionisation radiation.

1. Introducción

La Directiva 97/43 EURATOM [1] relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas, prevé en su artículo 7 que todos los profesionales implicados en las prácticas radiológicas han de tener una formación teórica y practica adecuada para poder desempeñar su profesión.

Este trabajo pretende dar una visión de la respuesta que dan algunas organizaciones europeas a la Directiva citada [1] y de la implicación de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) en el reto de la formación a los profesionales.

2. El punto de vista europeo: Recomendaciones de los organismos europeos

En el artículo 2 de la Directiva 97/43 EURATOM [1] se define la figura del experto en fisica médica, y en el apartado 3 del artículo 6 se le menciona como directamente implicado en los procedimientos terapéuticos de las áreas de Radioterapia y Medicina Nuclear así como en el área de Radiodiagnóstico, cuando proceda.

La Federación Europea de Organizaciones de Física Médica [EFOMP], en su documento "Policy Statement nº 9" [2], da su respuesta al perfil profesional de la figura del experto en fisica médica, definiendo la figura del "Medical Physics Expert" como el profesional que puede cumplir con las características exigidas en la Directiva [1]. Define sus niveles de competencia en cada una de las áreas donde se manejan radiaciones ionizantes y el desarrollo curricular de formación específica necesaria para desempeñar su cometido en cada una de ellas. Además, recomienda enérgicamente que cada país instaure un Programa de Formación Continuada de los Profesionales [3], con el fin de garantizar en todo momento un alto nivel de competencia profesional de todos los especialistas.

Ya en el año 1994, y con el fin de homogeneizar los contenidos curriculares y potenciar el desarrollo de la Formación Continuada de los Profesionales de cada uno de los países miembros, la EFOMP propone en su documento “Policy Statement nº 6” [4], la creación de un Registro Nacional de acreditación de los profesionales y potenciar el desarrollo de la Física Médica.

Por su parte, la ESTRO [*European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*] en su documento “Quality assurance in Radiotherapy” [5] conviene en la necesidad de que todos los profesionales involucrados en los tratamientos de radioterapia: médicos, físicos, técnicos, dosimetristas, posean una formación especializada y acreditada oficialmente en sus respectivos países.

3. La formación de especialistas en Física Médica: La Radiofísica Hospitalaria

Desde 1997 en nuestro país, los profesionales dedicados a la Física Médica en el ámbito hospitalario, tienen el reconocimiento oficial de una Especialidad Sanitaria propia: La Radiofísica Hospitalaria.

El Real Decreto 220/1997 de 14 de Febrero [6], marca el punto de partida para esta nueva especialidad. La formación de especialistas se realiza por el sistema de residencia en unidades acreditadas para la docencia por los Ministerios de Sanidad y Consumo y de Educación y Cultura. Se puede acceder a él con el título universitario de Licenciado en Ciencias Físicas, u otros títulos universitarios superiores en disciplinas científicas y tecnológicas, tras haber superado unas pruebas de selección de carácter nacional. El periodo formativo es de tres años ininterrumpidos, durante los cuales el residente sigue un programa de formación aprobado por los Ministerios de Sanidad y Consumo y de Educación y Cultura, a propuesta de la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria. La organización, supervisión, programación anual de actividades formativas y evaluación de los residentes y de las unidades por las que estos hagan su rotación, se rige por la normativa sobre Comisiones de Docencia y sistemas de evaluación, aplicable a los especialistas en formación, según las normativas vigentes.

La SEFM ha tenido un papel destacado en el proceso de reconocimiento de la especialidad. La Radiofísica Hospitalaria representa la culminación de muchos años de trabajo, llevado a cabo principalmente por algunos de sus miembros, que con esfuerzo y tenacidad, han dedicado gran parte de su vida profesional al duro empeño de conseguir una especialidad propia.

El gran interés que la SEFM ha tenido desde siempre por la buena formación de los profesionales dedicados a la Física Médica hospitalaria, queda reflejado, por ejemplo, en los cursos de formación que ha promovido y organizado en los últimos años y que cubren todos los ámbitos de la Radiofísica Hospitalaria.

Actualmente, el esquema formativo de los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria de nuestro país esta plenamente adaptado a las recomendaciones de la EFOMP [2] incluyendo el Registro Nacional de especialistas [4].

4. La Formación Continuada de los profesionales Especialistas en Radiofísica Hospitalaria

A partir del año 2001, la SEFM pone en marcha un Programa de Formación Continuada de los Profesionales (PFCP), para los especialistas en Radiofísica Hospitalaria [8]. Dicho programa sigue las recomendaciones de la EFOMP [3] y [7] y está en la misma línea de otras Sociedades de Física Médica europeas que han implantado programas similares.

Los beneficios de un PFCP en el campo de la Radiofísica Hospitalaria son obvios [3], dado que se trata de una especialidad involucrada en la continua evolución tecnológica de las Especialidades Médicas, y se convierte en una base fundamental para asegurar y mantener un alto grado de competencia profesional que garantice la calidad de los diagnósticos y tratamientos y consecuentemente la protección al paciente, tal y como prevé la Directiva 97/43 EURATOM [1].

El PFCP de la SEFM, se basa en la obtención de una puntuación asignada a cada una de las actividades definidas como de Formación de Continuada, y cada socio adherido al programa, ha de conseguir un número estipulado de puntos al año (promediados en un periodo de cinco años). La SEFM acreditará la formación mediante la puntuación obtenida.

Se consideran actividades de formación continuada: los cursos de formación, seminarios, cursos de refresco, la asistencia a congresos/ jornadas de trabajo, la presentación de trabajos en congreso, la publicación de artículos o libros, la lectura sistemática de revistas, la puesta a punto de nuevas técnicas, etc.

La SEFM contribuye al desarrollo y fomento de las actividades de FCP de diversas maneras:

- Organización del Congreso Nacional de Física Médica (bianual)
- Edición de una publicación periódica: Revista de Física Médica. (ISSN 1576-6632)
- Organización de Cursos de Formación (diez cursos previstos para 2001-2002, con acreditación de Formación Continuada por el Ministerio de Sanidad y Consumo [9])
- Concesión de becas y ayudas para asistir a cursos y/o congresos, tanto nacionales como internacionales.
- Estímulo continuado en la calidad del trabajo del día a día.

5. Formación a otros especialistas

La SEFM está también involucrada en la formación de otros especialistas dentro de las profesiones Sanitarias. Acoge en su seno un buen número de profesionales, Profesores de Universidad, que imparten conocimientos de Física y Protección Radiológica en las facultades de Medicina.

La Unión Europea, siguiendo las recomendaciones de la Directiva 97/43 EURATOM [1] en lo que se refiere a la formación de los especialistas médicos, ha elaborado una guía de formación en protección radiológica [10]. La SEFM cuenta con profesionales plenamente capacitados para llevar a cabo esta formación.

Por otra parte, muchos de los miembros de la SEFM forman parte del profesorado que imparte los cursos relativos a la obtención de la formación necesaria para el Personal Profesionalmente Expuesto, así como los cursos de capacitación necesarios según la legislación vigente.

En los Centros Hospitalarios Universitarios, los radiofísicos hospitalarios son los encargados en muchos casos de la formación en materias de física y protección radiológica de los especialistas médicos en formación en las áreas de Radioterapia y Diagnóstico por la Imagen. También imparten cursos de formación y/o refresco en materia de protección radiológica al personal sanitario de titulación de grado medio de las áreas hospitalarias que manejan radiaciones ionizantes.

6. Conclusiones

La formación de los profesionales implicados en las exposiciones médicas a las radiaciones ionizantes, es de vital importancia para garantizar una correcta protección al paciente frente a los riesgos derivados de estas exposiciones.

La SEFM, consciente desde sus inicios de la importancia de la buena formación de los físicos implicados en estos procedimientos radiológicos, ha defendido siempre la especialización de los mismos, hasta conseguir la actual Especialidad de Radiofísica Hospitalaria.

En esta misma línea, la SEFM promueve la Formación Continuada, consciente de que es de vital importancia para mantener un óptimo nivel de competencia de los profesionales.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Directiva 97/43 EURATOM DEL CONSEJO de 30 de junio de 1997. Diario oficial de las Comunidades Europeas. Nº L 180/22-27. ES.
- [2] EFOMP, Policy Statement nº 9: Radiation Protection of the patient in Europe: The training of the Medical Physics Expert in Radiation Physics or Radiation Technology, *Physica Medica* XV (1999) 149 a 153.
- [3] EFOMP, Policy Statement nº 8: Continuing Professional Development for the Medical Physicist, *Physica Medica* XIV (1998) 81 a 83.
- [4] EFOMP, Policy Statement nº 6: Recommended guidelines of National Registration Schemes for Medical Physicists, *Physica Medica* XI 4 (1994) 157 a 159.
- [5] THWAITES, D., et al., Quality assurance in Radiotherapy: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology Advisory Report to the Commission of European Union for the 'Europe Against Cancer Programme', *Radiotherapy and Oncology* 35 (1995) 61 a 73.
- [6] Real Decreto 220/1997 de 14 de Febrero por el que se crea y regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria. BOE nº 52 de 1 de Marzo de 1999.
- [7] EFOMP, Policy Statement nº 10: Recommended guidelines of National Schemes for Continuing Professional Development of Medical Physicists.

- [8] SEFM, Programa de Formación Continuada de los Profesionales Especialistas en Radiofísica Hospitalaria, Revista de Física Médica, 11 (2000), (en prensa).
- [9] Resolución de 22 de diciembre de 1997, de la Subsecretaría, por la que se da publicidad al Convenio de Conferencia Sectorial del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud sobre Formación Continuada de las profesiones sanitarias. BOE nº 38 de 13 de Febrero de 1998.
- [10] Guidelines on Education and Training in Radiation Protection for Medical Exposures. Radiation Protection 116. European Commission. Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg, 2000. Disponible gratuitamente en: <http://europa.eu.int/comm/environment/radprot>

TALLER PARTICIPATIVO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE EN MEDICINA NUCLEAR: EXPERIENCIAS Y PERSPECTIVAS

R. A. Miller C.¹, Orlando Dranguet P.¹, Yamilka Hernández G.¹, Leyra Dearriba H.¹

**¹ Hospital Provincial Oncológico Docente “Conrado Benítez”, Carretera Central s/n,
Santiago de Cuba, C.P. 90 100, Cuba.
Phone: (53) (226) 28921**

Abstract

The present work describes some experiences and perspectives developed from the execution of a training project on patient radiation protection with a participative approach, at the Conrado Benítez Hospital. The interinstitutional cooperation facilitated low costs and demonstrated its viability for periodical training courses of this type. The proposed method had been recognized by the Nuclear Regulatory Authority in the territory. We experienced the assimilation of theory and practice in radiation protection joint to solving problem techniques applied to communication problems among workers of the Nuclear Medicine Department. The application of workshops like this contributes to fulfill an empty space in postgraduate preparation in Cuba in the use of ionizing radiation and constitutes an economically viable and socially acceptable alternative for developing countries. With this method, the training of personnel acquire an integrated character when developed inside routine jobs.

Resumen

En el presente trabajo se describen experiencias y perspectivas desarrolladas a partir de la ejecución de un proyecto de capacitación en protección radiológica del paciente con enfoque participativo, el mismo se realizó en el Hospital Provincial Oncológico Docente “C. Benítez”. El taller descrito se desarrolló con cooperación interinstitucional, lo cual facilitó bajos costos y demostró la viabilidad para su desarrollo periódico cada año. El método presentado ha sido reconocido por el Organismo Regulador Nuclear del territorio. Pudimos experimentar la asimilación de conocimientos teórico – prácticos en conjunto con la solución de problemas de comunicación entre los trabajadores del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital. La implementación de talleres de éste tipo contribuye a llenar un vacío existente en la formación posgraduada en Cuba en el uso de las radiaciones ionizantes y constituye una alternativa económicamente viable y socialmente aceptable para los países en desarrollo. Con éste método, la capacitación adquiere un carácter integrado dentro de las tareas sistemáticas que implican el uso médico de las fuentes radiactivas.

Introducción

Este Taller se extendió fundamentalmente al tema de la protección radiológica del paciente. El mismo se celebró del 5 de enero al 23 de febrero de 1999, cada martes por encuentros de 4 horas cada vez y un grupo representativo de 12 Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (TOEs) del Departamento de Medicina Nuclear (DMN).

Antecedentes

Entre las razones fundamentales que motivaron el proyecto de capacitación expuesto, tenemos algunas de las dificultades del personal (tanto TOEs como directivos) que impiden acceder todos a la vez a los cursos ofrecidos, como son:

- Tareas regulares del Departamento de Medicina Nuclear (DMN) que no permiten movimiento masivo de los TOEs.
- Dificultades económicas de trabajadores y de la entidad para que todos participen en cursos acreditados regionales y nacionales inclusive, con la periodicidad recomendada internacionalmente.
- Baja disponibilidad y oferta de matrículas en cursos nacionales en materia de protección radiológica con periodicidad anual.
- Las causas anteriores estaban propiciando cierta desmotivación acerca de las posibilidades de la necesaria superación en materia de protección radiológica.

Este taller fue reconocido por el Organismo Regulador Nuclear del territorio oriental, al cual se le expusieron los temas tratados como parte de los requisitos a cumplir para el licenciamiento operacional del DMN. Dichos temas son:

1. Aspectos generales de la protección del paciente en Medicina Nuclear.
2. Principios que garantizan la protección radiológica del paciente en Medicina Nuclear
3. Criterios de calidad para el desarrollo de los principios de protección del paciente a través de procedimientos en Medicina Nuclear.
4. Criterios de elaboración de proyectos de diseño y operación de instalaciones de Medicina Nuclear.

Desarrollo del Taller

El diseño de los encuentros, de la forma expuesta, obedece a razones de mejor aprovechamiento y continuidad de las tareas regulares programadas por el DMN, relacionadas con los servicios que presta. Dadas las características del taller, surgió la propuesta de establecerlo con carácter periódico para llegar a satisfacer a todo el personal que lo requiera.

Iniciamos el primer encuentro con una evaluación de expectativas. Ante la pregunta ¿Qué espero llevarme de este curso?, las expectativas del grupo en general fueron las siguientes:

- *Conocer a fondo los problemas de la protección radiológica.*
- *Conocer si muchos de estos problemas se pueden resolver y en qué tiempo.*
- *Refrescar conocimientos sobre protección radiológica.*
- *Conocer normas nacionales e internacionales de protección radiológica.*
- *Hallar solución a los problemas de la protección radiológica en el departamento y mejorar los controles existentes.*
- *Conocer los límites de actividad por sección.*

Después de este ejercicio, pasamos a la presentación de los objetivos que estaban predefinidos desde el diseño del taller, los cuales eran:

- 1) **Adquirir conocimientos que propicien la optimización de la protección radiológica del paciente en el departamento de medicina nuclear de forma participativa.**
- 2) **Aprender técnicas que faciliten la formulación y ejecución de proyectos de forma práctica (aprender a hacer haciendo) para la solución de problemas relacionados con la Protección Radiológica en Medicina Nuclear.**

Así, durante los encuentros realizados cada martes estudiamos, usando técnicas de trabajo en grupos, documentos actuales sobre Protección Radiológica en Medicina Nuclear. Entre los materiales estudiados se encuentran como fundamentales:

1. *Programa del Curso Superior de Protección Radiológica del Paciente Hospitalario*, 4to. Congreso Regional IRPA, octubre, 1998, Cuba.
2. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *International Basic Safety Standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources*, Viena, 1996.
3. ICRP 60, *Recomendations of the International Commission on Radiological Protection*, 1990.

A través de la técnica “lluvia de ideas” identificamos y agrupamos 37 problemas relacionados con la protección radiológica en el departamento de Medicina Nuclear en Santiago de Cuba. Luego transformamos el árbol de problemas en un árbol de objetivos que inmediatamente constituyeron la guía de aplicación de los conocimientos adquiridos sobre protección del paciente en el DMN y en los encuentros sucesivos se sometieron a evaluación grupal las alternativas de solución a presentar a los directivos y las autoridades competentes.

En este Taller se asignaron tareas a los cursistas, las cuales debían resolver en subgrupos entre uno y otro encuentro. Actualmente contamos con la constancia escrita de la comprobación de los conocimientos adquiridos y cada participante aprobado cuenta con la certificación correspondiente del Curso de Superación Profesional registrado en la Universidad de Oriente, Santiago de Cuba. Esto permitirá el seguimiento de la capacitación del personal, así como identificar aspectos de necesaria profundización y refrescamiento. Otra experiencia adquirida con este taller consiste en la posibilidad de evaluar no sólo al principio y al final del mismo sino también durante su celebración, induciendo a los cursistas a aplicar rápidamente los conocimientos teóricos adquiridos bajo la guía y supervisión de los docentes a cargo del taller.

También identificamos medios de acción a nuestro alcance para comenzar a actuar en pos de los objetivos formulados.

Concluimos el taller el 23 de febrero de 1999 con el uso de la técnica conocida como “La carta” para evaluar la calidad del mismo. Cada participante debía escribirle una carta a alguna persona conocida que no hubiera participado en el taller, en la misma debía contarle todo lo positivo, lo negativo y lo más interesante de la actividad en general, enfatizando los siguientes aspectos: (1) Cumplimiento de los objetivos y expectativas; (2) Metodología empleada y contenido (diseño, técnicas y conducción); (3) Materiales didácticos; (4) Participación, disciplina y disposición de los participantes; (5) Otras recomendaciones. Existe constancia escrita de la evaluación positiva del taller.

Conclusiones

El enfoque participativo de forma grupal propició un ambiente de reflexión donde los cursistas experimentaron las ventajas de la solución de problemas de la protección radiológica en colectivo, descubrieron roles y potencialidades a su alcance para la implementación de los conocimientos aprendidos.

Fueron provistos de técnicas de trabajo en grupos complementarias, útiles para la solución de problemas y elaboración de proyectos de trabajo. Se evidenció una mayor cohesión grupal al final del taller, por lo que pudimos comprobar que en aquellos casos donde exista disfunción comunicativa entre directivos y trabajadores, los talleres de este tipo pueden, además, reducir y hasta eliminar este problema causal, en muchos casos, de barreras para la implementación de programas de protección radiológica efectivos.

Es esencial en el diseño de talleres de este tipo, identificar con precisión la situación grupal de los beneficiarios para propiciar un ambiente adecuado que maximice la asimilación teórico-práctica de los temas impartidos

En este tipo de talleres, celebrados en el lugar de sus labores sistemáticas, se propicia la aplicación inmediata de los conocimientos bajo las restricciones impuestas por su contexto. Se promueve un espíritu transformador que facilita la necesaria optimización de la línea de base.

La celebración de cursos y talleres adecuados a los “ritmos” de trabajo de los trabajadores ocupacionalmente expuestos (TOEs) contribuye a que la capacitación y entrenamiento del personal adquieran un carácter integrado dentro de las tareas sistemáticas que implican el uso de fuentes radiactivas.

La implementación de estos talleres con carácter periódico contribuye, sin dudas, a llenar un vacío existente en el sistema de formación posgraduada con que cuenta la Educación Superior cubana, fortaleciendo así la diversificación de los conocimientos necesarios, a todos los niveles, para el uso de las radiaciones ionizantes. Las experiencias obtenidas con este taller ofrecen una novedosa alternativa viable, económica y cooperativa para los países en desarrollo, fácilmente aplicable no solo a especialistas y técnicos sino también a miembros de las comunidades de pacientes y el público, lo cual contribuiría al fortalecimiento de una cultura de seguridad nacional y regional.

Agradecimientos

Agradecemos profundamente a todos los colaboradores del museo del antiguo Hospital “Saturnino Lora”, especialmente a la Lic. Idania (directora), por facilitarnos gratuitamente el Salón de Actos donde sesionó el Taller. No podría faltar nuestro agradecimiento al Dr. C.M. Orlando Carreras Ruiz, director del Hospital Provincial Oncológico Docente “Conrado Benítez” por su diligencia en las coordinaciones interinstitucionales entre el Hospital, el museo y el Centro Nacional de Electromagnetismo Aplicado para el desarrollo exitoso del Taller.

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA EXPOSICIÓN OCUPACIONAL EN UN DEPARTAMENTO DE MEDICINA NUCLEAR

R. A. Miller C.¹, Orlando Dranguet P.²

**¹ Centro Nacional de Electromagnetismo Aplicado, División de Bioingeniería y Equipos. Univ. de Oriente, Sede Mella, Santiago de Cuba 90 400, Cuba. Fax/Phone: (53) (226) 43721
miller@cnea.uo.edu.cu**

**² Hospital Oncológico Docente “C. Benítez”, Santiago de Cuba 90 100, Cuba.
Phone: (53) (226) 28921**

Resumen

Este trabajo presenta un análisis de la exposición ocupacional desde 1992 hasta 1998 de los trabajadores ocupacionalmente expuestos del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Oncológico Docente “Conrado Benítez” mediante la evaluación de las dosis determinadas por el Sistema de Vigilancia Radiológica Individual de la entidad. Los resultados obtenidos permiten concluir que son aplicables los límites de dosis ocupacional recomendados por las Normas Internacionales y las nuevas Normas Nacionales propuestas en Cuba. Se evidencia una contribución significativa del 58,4% y 77,3% respectivamente para la dosis colectiva anual por parte del 11,11% de los TOEs en 1997 y el 22,22% en 1998. La protección radiológica de los trabajadores en el Departamento analizado puede optimizarse desde el punto de vista operacional reduciendo la incertidumbre aportada por problemas de envío de dosímetros al Laboratorio de Vigilancia Radiológica Individual y actuando sobre la distribución de los TOEs por tiempo de permanencia en cada local de trabajo.

Palabras clave: protección radiológica operacional, exposición ocupacional, medicina nuclear, dosis colectiva efectiva, coeficiente de distribución numérica, cociente de distribución de dosis colectiva, optimización, nivel de investigación.

Abstract

The purpose of this article is to provide an occupational exposure analysis in the Conrado Benítez Hospital Nuclear Medicine Department. Data provided from the Individual Radiation Vigilance System were used to calculate collective effective doses, collective effective dose ratios and numerical distribution coefficients. The results showed that International Basic Safety Standard's limits are applicable, but a significative contribution to anual collective dose from 58,4% in 1997 to 77,3% in 1998 suggest a further operational radiation protection optimization.

Keywords: operational radiation protection, occupational exposure, nuclear medicine, collective effective dose, collective effective dose ratio, numerical distribution coefficient, optimization, investigation level.

Introducción

La exposición ocupacional comprende todas las exposiciones de trabajadores, incurridas en el curso de sus operaciones laborales con fuentes radiactivas. En las desintegraciones radiactivas de los isótopos usados en las prácticas de Medicina Nuclear, se emite radiación gamma de varias energías, en dependencia de las cuales se producirá proporcionalmente un efecto biológico en las personas expuestas.

La exposición ocupacional durante los trabajos con radiaciones ionizantes constituye un riesgo potencial para la salud de los trabajadores si no se establecen programas adecuados de protección radiológica que impidan la aparición de efectos biológicos dañinos o disminuyan la probabilidad de ocurrencia de dichos efectos. Estos programas deben incluir sistemas de vigilancia y control radiológicos, así como de salud ocupacional, de forma que permitan conocer el detrimento radiológico para los Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (TOEs) resultante del empleo de las radiaciones ionizantes.

Metodología

Las dosis analizadas en este trabajo se obtuvieron a partir de dosímetros personales de emulsión fotográfica usados por el Sistema de Vigilancia Radiológica Individual de todos los trabajadores expuestos del Departamento de Medicina Nuclear de la entidad. Los valores procesados corresponden a la dosis equivalente personal reportada por el Sistema de Vigilancia Radiológica Individual.

El estudio evalúa retrospectivamente la exposición ocupacional de los trabajadores del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Oncológico de Santiago de Cuba en el período comprendido entre 1992 - 1998. La dosis efectiva colectiva (en lo adelante dosis colectiva) se calculó según:

$$S = \sum_i E_i \cdot N_i,$$

Donde E_i es la dosis efectiva anual promedio del grupo i y N_i es el número de individuos de dicho grupo. Los grupos se distribuyeron por intervalos de dosis efectiva para cada año.

Los indicadores usados para la caracterización de la distribución de dosis son los siguientes:

- Dosis Efectiva Anual Media: $E = \frac{S}{N}$

- Coeficiente de distribución numérica:

$$NR_5 = \frac{N_{E_i > 5}}{N}, \text{ donde } N_{E_i > 5} \text{ es el número de TOEs que tienen una dosis efectiva anual tal que } E_i > 5 \text{ mSv (tres décimos del Límite Permissible de Dosis Anual).}$$

- Cociente de distribución de dosis colectiva efectiva

$$\text{anual: } SR_5 = \frac{S_{E_i > 5}}{S}, \text{ donde } S_{E_i > 5} \text{ es la dosis efectiva colectiva anual del grupo de TOEs tal que } E_i > 5 \text{ mSv.}$$

Resultados

La tabla 1 muestra las características de la distribución de las dosis de los trabajadores por intervalos de dosis en correspondencia con los años de exposición ocupacional, donde se observa que el 100% de los TOE recibió menos de 50 mSv cada año, que es el límite de dosis anual permisible según [2] y aún menos de 18 mSv, lo cual está en correspondencia con los valores propuestos por las Normas Básicas Internacionales consistentes en 20 mSv al año (un promedio de 100 mSv en 5 años), el cual está propuesto para adoptar en Cuba al entrar en vigor las nuevas Normas Básicas de Seguridad en Cuba [3].

En la figura 1 puede observarse el incremento lineal de la dosis colectiva efectiva anual desde 1992 hasta 1994. Una de las causas fundamentales de este comportamiento se explica por el aumento de la demanda de estudios en el Departamento, provocado por la creciente limitación de recursos en otras técnicas alternativas no nucleares dada la situación económica del país en este período.

Una vez que se ha justificado e implementado una práctica que incluya el uso pacífico de las radiaciones ionizantes, es necesario considerar cómo hacer el mejor uso de recursos para reducir los riesgos por radiación para individuos y la población. Podremos decir que la protección radiológica está optimizada si se han logrado las exposiciones tan bajas como razonablemente pueda conseguirse, teniendo en cuenta los factores económicos y sociales.

Atendiendo a lo planteado anteriormente analizaremos la viabilidad de optimizar la protección radiológica de los TOEs del Departamento objeto de investigación. Si observamos la tabla 1, puede apreciarse la aparición de dosis individuales promedio mayores que 5 mSv a partir de 1995, esta dosis se considera como nivel de investigación, lo cual implica que los resultados mayores que este valor se consideran de suficiente importancia para investigar las causas de los mismos [4].

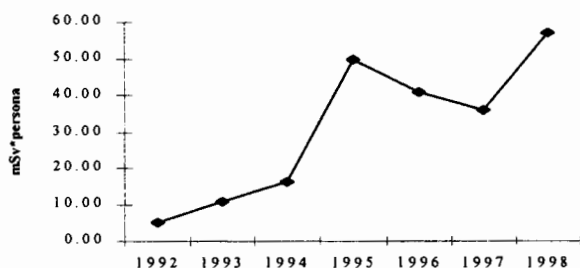


Figura 1. Tendencia de la dosis colectiva efectiva anual.

Podemos observar en el año 1995 el aumento de la dosis colectiva efectiva anual respecto a 1994 (figura 1). Esto se encuentra determinado a la luz de los datos por la contribución simultánea del aumento de la cantidad de TOEs y de la dosis individual promedio en el intervalo de 5 a 9.9 mSv. Obsérvese que NR_5 aumenta contribuyendo a S en un 43,3% (figuras 2 y 3).

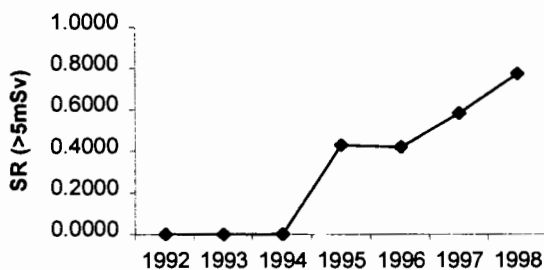


Figura 2. Tendencia del cociente de distribución de dosis colectiva efectiva anual.

En el año 1996 se observa una disminución de la dosis colectiva efectiva anual respecto a 1995. A pesar de que aparece un TOE que aporta una dosis individual de 10.96 mSv, hay dos comportamientos que actúan en la disminución observada, estos son: (1) la disminución de la cantidad de TOEs en 2 unidades en el intervalo de 5 – 9.9 mSv respecto a 1995 y (2) la disminución de la dosis individual promedio en 0.95 mSv para el intervalo de 5 – 9.9 mSv. Aquí disminuye NR_5 para una contribución a S del 42,3%.

En 1997 se observa una disminución de la dosis colectiva efectiva anual respecto a 1996. Vemos que aumentan las dosis individuales promedio y se mantiene constante la cantidad de TOEs dentro de los intervalos. En este caso el efecto observado se explica por la disminución de NR_5 debido al aumento de la cantidad total de TOEs, lo cual influye en todas las estimaciones totales para el año. En este caso SR_5 aumentó en un 16,1 % respecto a 1996.

En 1998 se aprecia un aumento notable de la dosis colectiva efectiva anual. Como puede observarse en la figura 1, la dosis efectiva anual media para este año

supera todos los valores anteriores, lo cual está determinado fundamentalmente por la contribución de la dosis individual que aparece en el intervalo de 15 – 19.9 mSv. Análogamente a 1995, se aprecia el aumento de NR_5 y una contribución a S del 77,3% (figuras 2 y 3).

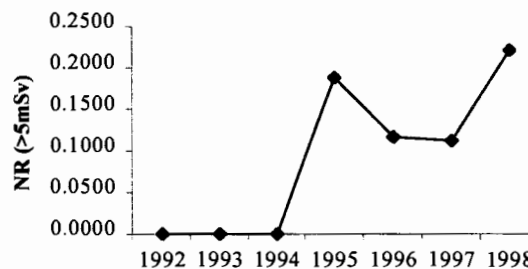


Figura 3. Tendencia del coeficiente de distribución numérica.

Durante el período no se introdujeron nuevas prácticas pero sí nuevos TOEs que laboraron en la preparación de dosis de Yodo, en la cual se encuentran los mayores niveles de exposición debidos fundamentalmente a deficiencias en la aplicación de los procedimientos adecuados de protección. Dado que el comportamiento observado responde fundamentalmente a los procedimientos de operaciones dentro de la práctica, se puede llevar a cabo una optimización operacional a través de una revisión y modificación de procedimientos existentes siempre que se justifique.

Como un aspecto de menor influencia aparecen reportados valores estimados por no envío de dosímetros a los laboratorios de Vigilancia Radiológica Individual, en cuyo caso el valor estimado asignado se hace coincidir con la dosis individual más alta de los trimestres anteriores en que laboró el TOE. Esto actualmente introduce cierta incertidumbre pues no se sabe si realmente el TOE recibió una dosis trimestral menor (consecuencia: sobreestimación) o mayor (consecuencia: subestimación) que la estimada. La reducción de la ocurrencia de estos eventos contribuirá consecuentemente a minimizar dicha incertidumbre.

Conclusiones

El 100% de los TOEs ha recibido menos de 20 mSv por año, lo cual permite confirmar la aplicabilidad de los nuevos límites de dosis propuestos [3].

En los años 1997 y 1998 existe una contribución significativa del 58,4% y 77,3% respectivamente para la dosis colectiva anual por parte del 11,11% de los TOEs en 1997 y el 22,22% en 1998.

La exposición ocupacional en el Departamento puede

optimizarse en las condiciones actuales actuando a nivel operacional fundamentalmente en la distribución de los TOEs por locales de mayor tasa de dosis con menores tiempos de exposición que los actuales en los trimestres de mayor demanda de estudios a realizar en el Departamento.

Referencias

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *International Basic Safety Standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources*, Viena, 1996.
- [2] *Reglas Básicas de Seguridad*, Sistema Nacional de Protección Radiológica, NC-69-01 81, Comité Estatal de Normalización, La Habana, Cuba.
- [3] *Primera Conferencia Anual Regulatoria*, Informe Central, Centro Nacional de Seguridad Nuclear, Ciudad de la Habana, 26 de febrero del 2000.
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Operational Radiation Protection: A Guide to Optimization*, Safety Series No. 101, IAEA, Vienna, 1990.
- [5] *Recommendations of the INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION*, ICRP 60, Pergamon Press, Oxford, 1990.

Tabla 1. Distribución de la dosis de los TOEs por intervalos desde 1992 hasta 1998.

[illegible]

Dosis Individual Promedio (mSv)	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Total de TOEs	12	12	13	16	17	18	18
NR(>5mSv)	0.0000	0.0000	0.0000	0.1875	0.1176	0.1111	0.2222
Dosis Efectiva Anual Media (mSv)	0.42	0.90	1.25	3.11	2.39	1.99	3.17
S Anual (mSv.persona)	5.03	10.85	16.31	49.81	40.69	35.89	57.04
SR(> 5 mSv)	0.0000	0.0000	0.0000	0.4330	0.4227	0.5837	0.7726

PATIENT DOSE SURVEYS FOR RADIOLOGICAL EXAMINATIONS IN DUTCH HOSPITALS BETWEEN 1993 AND 2000

F.M. Spoelstra, J. Geleijns, J.J. Broerse*, W.M. Teeuwisse, D. Zweers

Department of Radiology, * Department of Clinical Oncology, LUMC, P.O. Box 9600, 2300 RC Leiden, The Netherlands. Fax: +31 71 5248256, E-mail: J.Geleijns@LUMC.nl

ABSTRACT

Our inventory studies on radiation dose to patients in Dutch hospitals are reviewed and compared with current European guidelines on patient dose and reference dose values of the NRPB. Between the years 1993 and 2000 doses were measured and effective dose was assessed at 14 hospitals for paediatric radiography, at 18 hospitals for PA chest radiography, at 10 respectively 9 hospitals for barium meal and barium enema examinations and at 18 hospitals for CT scans of the brain, chest (including high resolution CT of the chest), abdomen and lumbar spine in The Netherlands.

Effective doses varied from 1 μSv (AP chest radiograph premature) to 26 mSv (CT abdomen scan). Doses were in general well below the reference dose values, with the exception of CT where the dose length product often exceeded reference levels. Interhospital variations were considerable, the largest range was observed for PA chest examinations, i.e. a ratio of 27 between maximum and minimum effective dose.

INTRODUCTION

It is recommended that periodic dose measurements are performed to evaluate the optimisation of patient dose, as well as to test compliance with guidelines and regulations. Quality control, including patient dosimetry, has even become a legal requirement under the new European legislation [1]. This paper is a review of dose assessment studies in several hospitals in the Netherlands concerning paediatric radiography, chest radiography, barium meal and barium enema examinations and CT scans. For all examinations the operational dosimetric quantities as well as the effective dose are presented. The following operational quantities have been measured: the entrance skin dose (including backscatter) for paediatric radiographs, the entrance air kerma free-in-air for PA chest radiographs of adults, the dose area product for barium contrast examinations and the weighted CTDI for computed tomography. For adult chest X-rays, multiplication of the measured air kerma free-in-air with backscatter factors resulted in entrance skin doses (including backscatter). For computed tomography, the weighted CTDI and dose-length product were derived.

DOSE SURVEYS

Paediatric radiography

Special attention for patient dose in paediatric radiology is indicated since it is generally assumed that children are a factor 2 to 3 more sensitive to radiation than adults. The entrance dose and effective dose for 6 frequently applied projections in paediatric radiology, i.e. pelvis, abdomen and chest radiographs in infants and for children aged 5 years were established at 14 hospitals [2]. PMMA phantoms of different thicknesses were used to simulate the attenuation of the infants and the 5-year-old children. Entrance skin dose was measured on these phantoms with an ionisation chamber. Effective doses (E) were calculated using the NRPB effective dose conversion factors for paediatric X-ray examinations [3]. The dosimetric findings of the paediatric X-ray projections (Table I) can be compared to the European Commission (EC) guidelines [4]. Effective dose ranged from 1 to 70 μSv per radiograph. The highest values were found for radiographs of the abdomen of 5 year old children. Entrance skin dose varied between 6 and 417 μGy . Not a single hospital exceeded the entrance skin dose values as recommended in the EC guidelines. However, the interhospital variation was large and due to large differences in applied tube voltage, additional filtration and film-screen combination speed class. In half of the hospitals tube voltages were outside the range suggested in the EC guidelines. Low tube voltage, lack of copper filtration, low speed class film-screen combination and high ratio anti-scatter grids lead to relatively high effective doses.

Table I: Effective dose, entrance skin dose and EC reference dose values for paediatric radiography (AP projections except for (PA) chest radiographs of 5 year old children). Doses are presented as mean values, minimum and maximum values appear between brackets.

Region	Effective dose (μSv)		Entrance skin dose (μGy)			
	Infant*	5 year old child	Infant*	EC	5 year old child	EC

Pelvis	9 [5-14]	26 [8-55]	48 [23-83]	200	202 [53-417]	900
Abdomen	10 [3-21]	43 [20-70]	37 [10-75]	1000	239 [116-391]	1000
Chest	5 [1-15]	7 [2-14]	28 [6-66]	80	41 [14-90]	100

EC = dosimetric guidelines of the European Commission

* for pelvis projection the patient age is 5 months, chest and abdomen projections apply to premature children.

PA chest radiography

Chest radiography yields relatively low doses to the adult patient but is the most frequently performed X-ray examination. At 18 hospitals, air kerma free-in-air was measured with an ionisation chamber whilst simulating the exposure during routine PA chest X-ray radiographs at each of these hospitals with a LucAl chest phantom [5]. Tube voltage, filtration and film-screen combination were noted. Effective dose was subsequently calculated using conversion factors from Schultz et al [6]. These conversion factors were derived by means of Monte Carlo calculations for the computational phantoms Adam and Eva representing standard male and female patients. Entrance skin dose for patients was assessed from air kerma free-in-air using backscatter factors published by Petoussi-Henss et al [8]. Mean effective dose and entrance skin dose are shown in Table II, as well as the recommended values from the EC guidelines [7]. Only one hospital did not comply with the EC guidelines for patient dose due to a low (i.e. 100) speed class film-screen combination. The interhospital variation in effective dose of a factor 34 is, compared to the other examinations, the largest observed during the Dutch field surveys.

Table II: Effective dose, entrance skin dose and EC reference dose values for PA chest radiography in adult patients. Doses are presented as mean values, minimum and maximum values appear between brackets.

Region	Effective dose (μSv)	Entrance skin dose (μGy)	EC Entrance skin dose (μGy)
PA chest	22 [5-137]	107 [30-390]	300

Gastrointestinal examinations

Barium meal examinations for exploration of the upper gastrointestinal tract and barium enema for assessment of the colon lead to a relatively high radiation burden and they are estimated to contribute about 13% to the collective dose due to diagnostic radiology. Barium meal examinations include visualisation of the oesophagus, stomach and duodenal bulb. In both barium meal and barium enema examinations a large number of different projections is used during fluoroscopy and radiography. For assessment of the dose area product (DAP) during 2323 procedures (590 barium meal, 1733 barium enema) flat ionisation chambers were installed in 10 hospitals [9,10]. Furthermore, parameters such as tube voltage, focus skin distance, projection angle, field size and filtration were registered. Effective dose was calculated from the measured DAP values by multiplication with effective-dose-conversion factors [11]. Three hospitals had higher DAP values for barium meal examinations than recommended, but all hospitals complied with NRPB guidelines for barium enema examination (Table III). Differences between hospitals were due to e.g. differences in fluoroscopy times (meal: 1.7-7.0 minutes, enema 2.8-8.8), the number of exposures (meal: 9-28, enema: 7-27), the tube voltage (meal: 72-117 kV, enema: 72-126), the application of copper filtration, the entrance image intensifier dose rates (meal: 0.16-1.27 $\mu\text{Gy/s}$, enema: 0.19-1.30), different protocols as well as over- or undertable tube position.

Table III: Dose area product (DAP), effective dose (E) and NRPB reference values [12] for gastrointestinal radiology. Doses are presented as mean values, minimum and maximum values appear between brackets.

Examination	Region	DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	NRPB DAP ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	E (mSv)	NRPB E (mSv)
-------------	--------	-------------------------------------	--	---------	--------------

Barium meal	Upper GI	21 [7-56]	25	7 [3-19]	3
Barium enema	Colon	29 [18-53]	60	5 [3-8]	7

The NRPB effective dose is a typical value from a recent dose review [13]

Computed tomography

Computed tomography (CT) has become a frequently used X-ray examination for visualisation of transections in different parts of the body. It is also a technique that is associated with a relatively high radiation dose to the patient, the contribution of CT to the collective dose due diagnostic radiology is estimated to be in the range of 40 to 50%. Different scan protocols at various hospitals can cause large variations in patient dose. An effective method for CT dosimetry is assessment of the weighted computed tomography dose index ($CTDI_w$) which reflects the average absorbed dose within a single slice. Multiplication of the weighted CTDI with the product of slice thickness and number of slices yielded the dose-length product. This quantity is indicative for the exposure of the entire CT examination. $CTDI_w$ was assessed at 18 hospitals for different scan parameters. Scan parameters such as tube voltage and current, thickness and spacing of slides, patient variables and use of contrast were collected for about 3000 clinical CT examinations. Patient effective dose was assessed for these examinations using effective dose conversion factors published by Jones and Shrimpton [14] and by Jansen et al [15]. Five CT examinations were considered: brain, chest, abdomen, lumbar spine and HRCT (high resolution computed tomography) chest [16]. A summary of the results is shown in Table IV. Dose values are compared to values recommended by the European Commission [17] and the NRPB [12]. CT examinations of the chest and abdomen gave the highest effective dose. Interhospital variations in the number of slices, slice thickness, and tube current contribute most to the large ranges in patient dose.

Table IV: $CTDI_w$, dose length product and EC reference values, effective dose and typical values for effective dose from the NRPB. Doses are presented as mean values, minimum and maximum values appear between brackets.

Region	$CTDI_w$ (mGy)	EC $CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	EC DLP (mGy.cm)	E (mSv)	NRPB E (mSv)
Brain	71 [23-159]	60	702 [315-1537]	1050	3 [1-5]	2
Chest	22 [10-38]	30	593 [269-1168]	650	10 [4-19]	8
Abdomen	27 [10-50]	35	950 [396-1551]	780	17 [7-26]	10
Lumbar spine		n.a.		570	5 [2-12]	10*
HRCT Chest		35		280	2 [1-7]	

n.a.= not available, * CT pelvis

CONCLUSION

Patient dosimetry is often applied as an instrument for optimisation of radiological techniques. Interhospital, interregional and international comparisons provide insight in the radiation exposure of patients. Comparison of the survey results with European guidelines shows that the entrance skin doses for paediatric and adult radiographs are well below the European reference values, with only one exception, i.e. at one hospital the measured entrance skin dose was slightly higher than the reference value. The considerable variations between hospitals suggest that there is still an opportunity for further optimisation of radiographic techniques. Reference dose levels in The Netherlands could be more restrictive than the European values. There are no European criteria for patient dose of barium contrast examinations. Comparison with reference values of dose-area-product published by NRPB showed that in The Netherlands the mean barium meal values are high and the mean barium enema values are below the reference values. For computed tomography, all reference

doses were exceeded at one or more hospitals. For a CT abdomen examination even 13 out of 18 hospitals exceeded the dose-length-product reference value.

Assessment of image quality has hardly ever been realised satisfactory in dosimetric field studies. Current guidelines and reference values on patient dose are generally derived from a percentile (often the 75-percentile) of the observed distribution. Future reference doses should be related to the radiographic technique that yields a good diagnostic sensitivity at a dose that is 'as low as reasonably achievable'.

REFERENCES

- [1] Council directive 97/43/EURATOM. Official journal of the European Communities, No. L 180, 22-27 (1997).
- [2] GELEIJNS, J., BROERSE, J.J., VAN VLIET, M., LOPEZ, M., ZONDERLAND H.M., Assessment of effective dose in paediatric radiology: a survey at 14 Dutch hospitals, *Radiation Protection Dosimetry* **90** (2000) 135-140.
- [3] HART, D., JONES, D.G., WALL, B.F., Normalised Organ Doses for Paediatric X-ray Examinations Calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-SR279, National Radiological Protection Board, Chilton, Didcot, UK (1996).
- [4] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, EUR 16261 EN (1996).
- [5] GELEIJNS, J., Patient dosimetry in diagnostic radiology: chest examinations and computed tomography, PhD thesis, Leiden University, Leiden (1995).
- [6] SCHULTZ, F.W., GELEIJNS, J., ZOETELIEF, J., Effective doses for different techniques used for PA chest radiography. *Radiation Protection Dosimetry* **57** 1995 371-376.
- [7] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN (1996).
- [8] PETOUSSI-HENSS, N., ZANKL, M., DREXLER, G., PANZER, W., REGULLA, D., Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2237-2250.
- [9] GELEIJNS, J., BROERSE, J.J., CHANDIE SHAW, M.P., SCHULTZ, F.W., TEEUWISSE, W., VAN UNNIK, J.G., ZOETELIEF, J., A comparison of patient dose for examinations of the upper gastrointestinal tract at 11 conventional and digital X-ray units in The Netherlands, *Br. J. Radiol.* **71** (1998) 745-753.
- [10] GELEIJNS, J., BROERSE, J.J., CHANDIE SHAW, M.P., SCHULTZ, F.W., TEEUWISSE, W., VAN UNNIK, J.G., ZOETELIEF, J., Patient dose due to colon examination: dose assessment and results from a survey in The Netherlands, *Radiology* **204** (1997) 553-559.
- [11] SCHULTZ FW, GELEIJNS J, JANSEN JTHM, ZOETELIEF J, BROERSE JJ, Application of numerical dosimetry to diagnostic radiology: calculation of dose conversion factors, proceedings of the 11th ICRR, 1999, S-25.5 (in print).
- [12] NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD, Guidelines on Patient Dose to Promote the Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures, Vol. 10, No. 1, NRPB Chilton, Didcot, UK (1999).
- [13] WALL, B.F., HART D., Revised radiation doses for typical X-ray examinations. Report on a recent review of doses to patients from medical X-ray examinations in the UK by NRPB., *Br. J. Radiol.* **70** (1997) 437-439.
- [14] JONES, D.G., SHRIMPTON, P.C., Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalized Organ Doses Calculated using Monte Carlo Techniques, NRPB R250 (1991).
- [15] JANSEN JT, GELEIJNS J, ZWEERS D, SCHULTZ FW, ZOETELIEF J., Calculation of computed tomography dose index to effective dose conversion factors based on measurement of the dose profile along the fan shaped beam. *Br. J. Radiol.* **69** (1996) 33-41.
- [16] VAN UNNIK, J.G., BROERSE, J.J., GELEIJNS J., JANSEN J.T.M., ZOETELIEF J., Survey of CT techniques and absorbed dose in various Dutch hospitals, *Br. J. Radiol.* **70** (1997) 367-371.
- [17] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for computed tomography, EUR 16262 EN (1999).

ETHICAL AND LEGAL ASPECTS OF MEDICAL EXPOSURE TO IONIZING RADIATION IN THE NETHERLANDS IN THE YEAR 2000

Janny Rijlaarsdam, Ministry of Health, Welfare and Sport, Directorate of Curative Somatic Care Department, Division Hospital Care and High Clinical Care, The Hague, the Netherlands.

Introduction

In the ancient time of Greece lived a very wise man.

He told physicians; when you treat patients be aware you will 'do good and no harm'. From this specific point of view I kindly ask attention for legal and ethical dimensions of medical exposures of ionizing radiation.

This paper gives first a résumé of the basic safety standards for radiation protection.

Second it gives the legal instruments a patient, in the Netherlands, has got to exercise his right of self-determination. Third, it pays attention to a basic ethical norm for professional attitude. And finally it brings forward a guideline for self regulation by professionals.

The merit of the Directive 97/43Euratom dated 30 June 1997 known as 'patient guideline', initiated not only legislation for radiation protection, it creates the necessary platform for further development of a 'radiation protection culture', as well. With respect to the patient rights and ethical dimensions of exposing people to ionizing radiation for medical purposes, those matters have to be taken in further consideration.

Because, in recent years, both scientific and technological developments have contributed to an increase in the use of ionizing radiation and radioactive substances. These developments have also contributed to insights regarding the dangers for patients. This has led to calls for more stringent requirements regarding the treatment given by the physician as well as improved patient protection. Therefore, on 30 June 1997 the Council of the European Union adopted a new directive¹. The directive in question is based on article 30 of the Treaty Establishing the European Community for Atomic Energy. This article stipulates that member states of the European Union draw up basic safety standards that protect individuals against exposure to ionizing radiation². This directive is concerned mainly with the medical applications of research and therapy and is also referred to as the 'patient directive'.

It does not consider the cumulative effects of exposure treatment to radiation that a patient might receive within a given period of treatment

Radiation protection

The two most important basic safety standards for protecting the patient, hereinafter referred to as radiation protection, are the justification principle and

¹ Council Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure and repealing Directive 84/466/Euratom. O.J. L 180

² EURATOM Treaty Establishing the European Community for Atomic Energy. Articles 30,31

optimization principle³. The first basic safety standard requires that prior to radiological treatment commencing, the physician must consider whether such a course of treatment is on balance beneficial or detrimental to the patient's health. Alternative treatments and the benefits to society should be duly considered in reaching this decision. The second basic standard is optimization, a form of quality control. This control relates to both the preparation and use of radiation. Regular evaluations, in which social and economic factors are taken into account, must guarantee that the radiation dose remains as low as possible for the purpose required. Within both the medical purposes as a dosage justification and optimization standards, extra emphasis is placed upon the careful use of radiation because dose limitation for patients does not apply⁴.

Despite the fact that positive effects are intended with radiation treatments, certain treatments always carry the risk of deterministic and stochastic effects occurring⁵. This danger can threaten protective measures designed to prevent the violation of the patient's physical and mental integrity. Therefore these basic standards, within the context of radiation protection, require other legal and ethical standards to elaborate this professional guideline. This paper provides an initial step in this direction.

Patient rights

International Human Rights Conventions offer citizens protection against a third party violating their life⁶. In line with this the Dutch Constitution grants the right to inviolability of the human body (article 10) and the right to privacy (article 11). Furthermore, this law also stipulates that the quality and accessibility of care must be further regulated (article 22). An elaboration of these constitutional rights took place in the Dutch healthcare legislation. The most important characteristics of this legislation is the strengthening of the patient's legal position. The right to self-determination and informed consent along with an equal relationship with the physician and the right to complain. They are important instruments that enable a patient to independently (autonomously) decide about his health.

In justifying the use of radiation for medical purposes, the physician is legally bound to demonstrate that his determination of the indications and the

³ Idem 1 Section 3 paragraph 1 *Justification* Medical exposure referred to in Article 1 (2) shall show a sufficient net benefit, weighing the total potential diagnostic or therapeutic benefits it produces, including the direct health benefits to an individual and the benefits to society, against the individual detriment that the exposure might cause, taking into account the efficacy, benefits and risks of available alternative techniques having the same objective but involving no or less exposure to ionizing radiation.

Idem, Article 4 paragraph 1 subsections a and b *Optimization*. All doses due to medical exposure for radiological purposes except radiotherapeutic procedures referred to in Article 1 (2) shall be kept as low as reasonably achievable consistent with obtaining the required diagnostic information, taking into account economic and social factors. (b) For all medical exposure of individuals for radiotherapeutic purposes, as mentioned in Article 1 (2) (a), exposures of target volumes shall be individually planned; taking into account that doses of non-target volumes and tissues shall be as low as reasonably achievable and consistent with the intended radiotherapeutic purpose of the exposure.

⁴ International Committee on Radiological Protection; Third principle for development radiation protection: exposure may never exceed prescribed dose limits; except for medical reasons.

⁵ Hermans, A.F. Biologische effecten van straling. Stralingshygiëne voor medische toepassingen [Biological effects of radiation. Radiation hygiene for medical applications.] IRS. Leiden.

Deterministic effects of radiation in relation to the seriousness of the effect. For example, cataract of the eyes lens, non malignant skin damage, haematological deficiencies, damage to blood vessels and effects on fertility following irradiation of the gametes.

Stochastic effects of radiation: concerns the possibility of such effects occurring, for example, the induction of tumours and genetic effects.

⁶ Leenen, H.J.J. Prof., Rechten van de mens in de gezondheidszorg [People's rights in healthcare]. Part 1. Third impression, pages 38-44.

application of radiation for medical purposes are both correct. Only the physician is qualified to make this justification. This autonomy is limited to the indication for and application of radiation and never replaces the autonomy of patients in their right to decide. In other words, being able to do something is not the same as being allowed to do something. This notion will be dealt with later. Mind you: the "patient directive" does not invoke the terms 'informed consent'.

Professionalism

The standard for a physician's professionalism has already been formulated in the Hippocratic oath. In a nutshell this standard is about doing good and not harm. In this context, Hippocrates talked about the 'medicus gratus'. By this he meant a serving physician, someone who not only possessed the expertise necessary to carry out his profession but also the skills, moral qualities and values⁷. This standard is still relevant in decisions related to medical treatment and the review thereof.

Additional standards

A medical use of *radiation* can only take place with a patient's permission. Such permission is only of value if the patient has been informed about each stage of the treatment and the physician respects the patient's rights in this case. The golden rule is "no treatment without permission and no permission without information"⁸. Hereby, the physician's duty to care for his patient acquires added value. This also applies when an individual is exposed to radiation for non-medical purposes for which they receive no direct benefit.

Exposing a patient to ionizing radiation for medical purposes also means, at the same time, exposing them to the associated dangers. This is not objectionable if the advantages for the patient's health outweigh the disadvantages. The effectiveness of radiation used for medical purposes can be determined using biological parameters. Such parameters are not available for measuring the radiation load for the patient. Under certain circumstances, this load can harm the patient's quality of life as well as that of his relatives

The frame of reference available to the physician and patient to determine the effectiveness of the radiation load for the patient differ. This can result in a conflict of interests. A patient's anxiety and uncertainty about his illness and future often result in his unquestionably agreeing to a radiological treatment. The patient finds himself in a vulnerable and dependent position.

Such a patient must not only be able to rely upon a physician's 'grace' but also upon a physician who supports him as a 'lawyer' as he practices his right of self determination during the entire course of treatment. Within such a physician – patient relationship based on mutual confidence, requiring the patient to sign a declaration in which he accepts responsibility for the risks associated with the radiological treatment, is inappropriate.

⁷ Have, ten. H.A.M.J. Prof. e.a. Medische Ethiek [Medical Ethics], page 61 et seq.

⁸ Roscam Abbing, H.D.C. Prof./ de WGBO; van tekst naar toepassing. Het recht op informatie en het toestemmingsvereiste. [The Medical Treatment Agreements Act; from law to implementation. The right to information and the need for consent.] Pages 22-31.

Self regulation

The use of radiation for medical purposes is only effective if it is equal to the effectiveness of the provisions for radiation protection. For the professionals concerned, this means that the basic safety standards of justification and optimization are implemented, with due regard to the other legal requirements for the quality of care, by drawing up a guideline.

Such a care guideline concerning the use of radiation for medical purposes and radiation protection has been drawn up by and for professionals and includes the generally accepted indications for all phases of the care⁹. It implements the medical radiological procedure from the justification process prior to the treatment commencing until the intended effect is reached, including the aftercare. The guideline must at the very least comply with the following conditions.

Conditions

In general, the guideline's content must be based on the latest scientific knowledge. In particular, it must satisfy the requirements of transparency, recordability, effectiveness and testability. To meet the requirements of a specific situation and the needs of individual patients. And it needs to be applied flexibly. The guideline must be thorough, accessible and authoritative if it is gain general recognition within the profession.

Recommendations

When the basic safety standards for radiation protection are put into practice, the patient's rights as detailed in the Medical Contract Act must be fully integrated. To this end, the following recommendations are made with respect to:

- I. *The Justification principle.*
 - 1a. A physician must provide rational arguments to justify indications which lead to a radiation treatment. These arguments must be based on national and international parameters¹² and the patient's specific characteristics.
 - 1b. The physician needs to inform the patient verbally as well as, in the case of complex treatments, in writing. When the patient is informed, special consideration needs to be given to the radiation load and the effects of this upon the patient's life expectancy and quality of life¹³.
The justification and informed consent procedures constitute a continuous and inextricable part of the entire treatment process.
2. During the consultations, the physician should encourage the patient to engage a confidant. Simple diagnostic treatments are not subject to this.
3. The physician registers all the patient's wishes, doubts and decisions in their medical record.

⁹ Wijnen van Professor mr. F.C.B. Richtlijnen voor verantwoorde zorg. Preadvies ten behoeve van de jaarvergadering van de vereniging van gezondheidsrecht, [Guidelines for responsible care; Preliminary advice for the annual meeting of the Association of Health Law] 14-04-2000, page 31-81.

¹² Radiation Protection Decree of the Nuclear Energy Act. Section 58.

¹³ Medical Contract Act. Section 448.

- 4a. If despite a negative justification the physician still wishes to carry out a radiological treatment, he must first of all consult the medical ethics committee.
- 4b. Consultation as mentioned under 4a, is also required
Consultation of this committee is also required where the physician in addition to providing the treatment is also the clinical investigator.
- II. As regards to the other basic-safety standard; *the optimization principle* the same recommendation could be applied; but now in close connection with quality of care legislation.
 - 1a. The entire process of planning, carrying out the treatment and the aftercare also entails the choice of apparatus and the involvement of other legally required radiation experts. All the information concerning the apparatus, doses received by the patient, effects and agreements are to be recorded in the patient's medical record¹⁴.
 - 1b. Furthermore, all the requirements with respect to the quality of care as decreed in the Quality of Care Institution Act are to be taken into account in the optimization process. detailed under 1a., and are to be recorded in the patient's medical record
 - 2. All diagnostic and therapeutic uses of radiation for medical purposes are to be carried out in accordance with the appropriate protocol. Deviations from such protocols must be recorded in the patient's medical record along with the reasons why¹⁵. The patient must also be informed as to the consequences of this for his health;
 - 3. Where radiological intervention is used, the planning and implementation of the size and duration of the patient's dose must be accurately recorded in the patient's medical record. The patient shall be fully informed about the size of the dose and the consequences of this for his health;
 - 4. Contrary to what is decreed in the Medical Contact Act¹⁶, the patient's medical records must be retained for thirty years due to the possible emergence of long term effects.

For the guideline to be effected on time, it is recommended that all anonymous data regarding the implementation of the protocol be monitored at a regional level. These data will also be useful for medical auditing purposes.

The use of radiation without a medical indication

Another issue is that at present, people are exposed to radiation for non-medical diagnoses. Examples are the taking out of a life insurance, determining the age of a juvenile asylum seeker or obtaining evidence from people suspected of drug smuggling. The physician bears the responsibility for carrying out such procedures¹⁷.

¹⁴ Idem 12. Section 451

¹⁵ Idem 12. Section 454.

¹⁶ Idem 12. Section 454, paragraph 3.

¹⁷ Idem 11. Section 58,61.

The 'patient directive' compels the member states to pay attention to the justification of the application. This presents a paradoxical situation. The intention of the justification is to determine a sufficient net benefit for the individual. But, what is this benefit for a young asylem seeker? And what means the autonomy of a physician, in this situation, if he gets an order to make an X-ray for this purpose? Such a request for a diagnostic examination not only calls physician's autonomy into question but also restricts the justification procedure.

Conclusion

In conclusion one can say : International Treaties and the Dutch Constitution protect people against physical and mental harm from a third party. This legislative protection is further elaborated on in the Dutch health legislation. Such rights can only be limited by law. By choosing to use radiation for medical purposes, a physician consciously decides to inflict damage due to the positive effects he has in mind. Within certain acceptable boundaries, such an infliction of damage is therefore regarded as a legitimate treatment method. In principle, the patient possesses sufficient legal instruments to practice his right of self-determination. Yet in many cases a patient cannot make decisions regarding his health, as he has insufficient insight with regard to all the consequences that could result from the radiological, high grade medical technology treatment. In such cases a specialized knowledge of high-grade medical is required and only a physician possesses this.

This being the case, the patient's right of self-determination is of course limited. The patient is aware of his inferior position, which limits him in practising his right of self-determination.

Thus: In case of a complex treatment, more guarantees must be given to the patient, to enable him to exercise his right for selfdetermination.

Therefore, a careful elaboration of the basic safety standards for radiation protection must take place. This needs to be done in close cooperation with the previously mentioned people and must duly consider patient rights as well as the medical ethics standards of the professional treatment provided by a physician.

The professions who carry out the procedure bear the responsibility of implementing the basic safety standards in a patient oriented manner.

The guideline does not cover how insight is gained into the cumulative dose a patient undergoing medical exposure to ionizing radiation, can receive in a given period. A passport for the medical use might provide a solution to this problem.

TENDENCIAS ACTUALES EN LA DOSIMETRIA INTERNA PARA LA PROTECCION DEL PACIENTE EN MEDICINA NUCLEAR

ROJO, A. M., GISONE, P.A., KUNST, J.J.

AUTORIDAD REGULATORIA NUCLEAR

**Av del Libertador 8250 Capital Federal
(1429) Buenos Aires – ARGENTINA**

**FAX 54 011 4379 8460
TE 54 011 4379 8482
email arojo@cae.arn.gov.ar**

CURRENT TRENDS ON INTERNAL DOSIMETRY FOR PATIENT PROTECTION IN NUCLEAR MEDICINE

ABSTRACT

The associated risk-benefit analyses in nuclear medicine implicitly performed by the clinician have been straightforward. Relatively low administered activity activities yield important diagnostic information, the benefit of which far outweigh any potential risk associated with the attendant normal tissue radiation doses.

Such small risk-to benefit ratios have been very forgiving of possible inaccuracies in dose estimates.

With the ongoing development of new radiopharmaceutical and the increasing therapeutic application of internal radionuclides, radiation dosimetry in nuclear medicine continues to evolve from population- and organ-average to patient-specific dose estimation.

Patient-specific dosimetry refers to the estimation of radiation dose to tissues of a specific-patients based on their individual body and measured biokinetics rather than an average antropomorphic model and hypothetic kinetic.

The importance of dosimetry specific-patient considers to avoid the risk of an unsuitable treatment and/or with probability of damage to the patient. This is illustrated by the dosimetric approaches to radioiodine treatment of hyperthyroidism.

The most common prescription algorithm to fix the activity administered to a hyperthyroid patient does not consider individual parameters that are highly variable (thyroid uptake, biological half-life, thyroid mass). It arbitrary approach doesn't permit individually optimized therapy and it may be inappropriate and even hazardous.

1 Introducción

Se plantea la importancia de dosimetría específica del paciente para evitar el riesgo de un tratamiento inapropiado y/o con probabilidad de daño al paciente. [1]

El objetivo es presentar la tendencia y los desafíos actuales en el campo de la dosimetría interna en medicina nuclear, dado que la exactitud en el cálculo de la dosis absorbida en los diferentes tejidos y órganos es la clave para asegurar el beneficio neto en el paciente en especial en la terapia, donde las dosis en órganos que no constituyen el blanco pueden ser significativas.

El algoritmo más común para la prescripción de la actividad administrada de I^{131} a un paciente hipertiroides no tiene en cuenta parámetros individuales que son altamente variables (captación tiroidea, período biológico de semidesintegración, masa de la tiroides). Este protocolo de tratamiento no permite identificar a aquellos pacientes para quienes la terapia con yodo no es la apropiada y puede ser dañina.

2 Dosimetría específica del paciente

La terapia con radionucleídos basada en la dosimetría específica del paciente apunta a optimizar la dosis. La determinación de la biocinética del radiofármaco en el individuo a partir de mediciones permite calcular la dosis en el órgano blanco o en el tumor para cada paciente. [2]

De esta manera la actividad administrada será la apropiada para alcanzar la dosis terapéutica deseada en el órgano blanco evaluando con mayor exactitud cual es la mayor dosis que puede alcanzarse en el órgano blanco sin pasar el umbral para evitar efectos biológicos en los tejidos sanos.

La utilización de actividades diagnósticas del radiofármaco elegido para la terapia (trazadores), en la etapa previa al tratamiento permite identificar a aquellos pacientes para quienes el tratamiento será más efectivo y a otros para quienes no será efectivo llegando inclusive a estar contraindicado, por lo tanto en esto último, el esquema de tratamiento con radiofármacos no es el apropiado. Esto es así especialmente en los casos que presentan una relación de uptake baja para blanco /no blanco.

El uso de un protocolo estandarizado para la adquisición de datos farmacocinéticos del paciente para la dosimetría específica permite establecer una correlación entre la dosis estimada y los efectos clínicos observados.

Los objetivos de la planificación del tratamiento utilizando la dosimetría específica del paciente son:

1. Adquirir datos cuantitativos secuenciados en el tiempo utilizando actividades bajas o diagnósticas del radiofármaco (o un análogo) para obtener la biodistribución. Con este propósito se utilizan imágenes provenientes de gamma cámara o de sistemas tomográficos tales como SPECT (single photon emission computed tomography) o PET (positron emission tomography).
2. Estimar la dosis en el tumor y otros órganos blanco por unidad de actividad administrada empleando datos biocinéticos específicos del paciente.
SPECT y PET, aportan datos en tres dimensiones (3D), que podrían usarse directamente con Monte Carlo u otros algoritmos para obtener un mapeo de dosis absorbida en 3D. En estos casos puede ser útil el empleo de tomografía computada con Rx (XCT) o MRI (resonance magnetic imaging) que aportan métodos de corrección por atenuación y las bases anatómicas para el mapeo de la dosis absorbida en 3D.
3. Predecir la dosis entregada en la terapia al paciente por extrapolación a partir de los resultados obtenidos con dosis diagnósticas en función de la actividad administrada. Sin embargo debe reconocerse que la biocinética con actividades diagnósticas no suelen ser idénticas con las utilizadas en terapia. Esto puede suceder cuando al aumentar la actividad administrada se produce el efecto “STUNNING” o de uptake decreciente.
Este efecto se ha observado en cáncer de tiroides cuando se utilizan actividades diagnósticas altas.
4. Monitorear la biocinética del radiofármaco durante la terapia para comparar las predicciones diagnósticas con los resultados observados que permitirá la verificación de las dosis terapéuticas y la correlación las mismas.
5. Evaluación de la efectividad del tratamiento en la terapia para predecir y en algún caso evitar posibles futuras complicaciones.
Se consideran histogramas dosis-volumen, probabilidad del control del tumor (TCP) y probabilidad de complicaciones en tejidos normales (NTCP)

2.1 Cálculo de la dosis absorbida

2.1.1 Factores S. El uso de los valores de S del MIRD basados en individuo estándar puede introducir errores en el cálculo aún si se corrigieron usando la masa del órgano específica del paciente. Cuando la distribución de la actividad en los órganos es homogénea, el cálculo de dosis en diagnóstico y terapia es aceptable. Pero la presencia de inhomogeneidades, cuando los radionucleídos son emisores de baja energía como el Tc^{99m} , [3] puede llevar a errores significativos. Los factores S pueden derivarse de fantasmas voxelizados obtenidos a través de tomografías computadas resultando mas realistas que los utilizados por MIRD.[4]

2.1.2 Simulación con Monte Carlo. El método de transporte Monte Carlo es el más exacto, permitiendo modelar la interacción de fotones y electrones con los datos de distribución de actividad específicos del paciente con el mapa de atenuaciones.

3. La dosimetría específica del paciente en la terapia del cáncer tiroideo con I ¹³¹

Este es un caso donde se pone de manifiesto la relevancia de la dosimetría específica del paciente para evitar el riesgo de un tratamiento inapropiado y/o con probabilidad de daño al paciente.

El algoritmo general para fijar la actividad administrada de I ¹³¹ a un paciente hipertiroides no tiene en cuenta parámetros individuales que son altamente variables (captación tiroidea, período biológico de semidesintegración, masa de la tiroides).

Sobre la base de este esquema de tratamiento el 85 % de los pacientes se curan evolucionando a eutiroidismo o a hipotiroidismo, con una sola administración. El 100 % de los pacientes se curan pero con repetidas administraciones.

Este protocolo de tratamiento no permite identificar a aquellos pacientes denominados “small pool” para quienes la terapia con yodo no es la apropiada y puede ser dañina. Estos pacientes (+/-15 %) presentan un período biológico de semi-desintegración de entre 5 y 10 días (en contraste con el 85 % con valores de 20 a 25 días) esto resulta en una dosis en tiroides inferior a la teórica calculada y mayor dosis en sangre por lo tanto si se aumenta la actividad administrada para lograr el efecto sobre la tiroides se dan 28 mCi en lugar de 3.2 mCi típicamente administrados. Esto determina una dosis de 1.5 Gy en sangre que resulta inadmisibles para el tratamiento de una enfermedad benigna.

4. Conclusiones

En medicina nuclear son ampliamente utilizados modelos que determinan la dosis promedio en un órgano pero el apartamiento en cuanto a la biocinética y la anatomía en casos particulares determina una inexactitud importante. El incremento de los usos terapéuticos de los radiofármacos junto a la necesidad de cálculos más exactos marcan la tendencia de una medicina nuclear evolucionando desde el cálculo en un paciente promedio a la estimación de la dosis específica de cada paciente. El desarrollo de CT, MRI, SPECT Y PET constituyen herramientas que proporcionan detalles de la anatomía y funcionamiento fisiológico que informan acerca de la distribución de la retención y excreción de los radiofármacos. constituyendo un prometedor avance en la exactitud de la dosimetría interna.

La potencialidad de extender la aplicación de las técnicas de Monte Carlo en la dosimetría interna reemplazando la utilización de modelos matemáticos que limitarían su utilidad a la protección radiológica en el control ocupacional donde es posible aceptar el margen de error que tienen asociado fundamentalmente por los valores de dosis involucrados en ese campo, órdenes de magnitud inferiores respecto de la medicina nuclear.

5. Referencias

- [1] ZANZONICO, Pat B., Internal Radionuclide Radiation Dosimetry: A Review of Basic Concepts and Recent Developments, J Nuc Med 2000; 41:297-308

- [2] STABIN, M.G., Radiation Dosimetry in Nuclear Medicine, *Applied Radiation and Isotopes* 50 (1999) 73-87
- [3] MOUNTFORD, P.J.; Risk assessment of the nuclear medicine patient, *The British Journal of Radiology*, review article, July 1997
- [4] PHIPS, A., *Radiological Protection Bulletin* N° 215 Septiembre de 1999

USE OF THYROLIBERIN (TRH) FOR ^{131}I RADIOTHERAPY IN OPERATED PATIENTS WITH DIFFERENTIATED THYROID CARCINOMA

L.B. Nugmanova, J.B. Nasyrhodjaev S.I. Ismailov, Pereligina G.D.

Institute of Endocrinology Ministry of Health, Republic Uzbekistan

Abstract.

Effects of the single thyroliberin (TRH) infusion for serum thyrotropin stimulation, before followed radioiodine therapy in 100 patients with differentiated thyroid cancer who underwent total thyroidectomy were studied. It was shown, that single TRH infusion in dose 200 μU caused a 15 fold rise in serum TSH levels at the end of the first hour after the administration. Because of the severe restrict iodine intake in Uzbekistan we used lower single dose of ^{131}I for radioiodine therapy (25mCi) these patients.

We concluded that the single TRH infusion in dose 200 μU might be used instead of exogenous TSH injection to increase serum TSH levels before radioiodine therapy in operated patients with differentiated thyroid carcinoma. Application of ^{131}I in dose 25mCi in these patients was useful, but side effects were minimal.

The problem of thyroid cancer treatment is far from novel. However, it still stays one of the actual aspects of applied endocrinology [6,13]. The frequency of thyroid carcinoma (TC) at the present time is about 0,4-2% among all malignant tumors and the incidence rate in various parts of the world ranges from 0,5 to 10 cases per 100000 population. For example, TC occurs in 1,4 adults per 100000 in Japan and 0,6 –1,6% in the USA, but every tenth man in Kuwait has a thyroid cancer [14]. Annually, per 100000 inhabitants clinical studies demonstrate TC in approximately 2,1 males and 5,2 females in the USA, although in Great Britain occurs a 2 fold decrease in thyroid cancer incidence: it is diagnosed in 0,9 males and in 2,4 females [10].

In the last years there are increased rates of thyroid carcinoma with a higher proportion of poorly differentiated its forms in Uzbekistan under severe iodine deficiency [9].

The fact, that now surgery is the most radical method of thyroid carcinoma treatment. However, it may be confirmed, that frequently total thyroidectomy is not of complete because after thyroid surgery often some thyroid tissue remains or tumor cells may stay both near the trachea and ablation is achieved after the postoperative administration of iodine-131, which appears additional means to thyroidectomy.

It is known, that the use of recombinant bovine or human thyrotropin (rh TSH) before radiotherapy increases in base TSH secretion and stimulates ^{131}I uptake in thyroid remnants that persist after thyroidectomy or in metastatic thyroid cancer. However, high price of these agents do them often inaccessible. By this reason, last years clinicians make searches for alternative therapeutic approaches to increase serum TSH-levels in patients with thyroid carcinoma after surgical treatment [12,17]. Therefore, Thyrotropin-releasing-hormone (TRH) could be another possibility to stimulate own TSH secretion. Thus, our studies aimed to estimate efficacy of TRH treatment for radiotherapy patients with TC.

Patients and Methods.

Beginning on January 1997 at the Institute of Endocrinology (Tashkent, Uzbekistan) were total thyroidectomy 100 patients with differentiated thyroid cancer. Of those, 74 had papillary cancer and 26 follicular cancer. After the initial surgery all patients were treated by followed radioiodine therapy in dose 25-50 mCi and by L-thyroxine (Berlin-Chemie) hormone therapy in dose between 100 and 150 μg / daily to suppress the secretion of thyrotropin.

Depending on the method of preparation to radioiodine therapy patients were divided into two groups. The first group included 70 patients who have had withdrawal thyroxine for a two weeks for increasing serum thyrotropin concentrations because high TSH levels lead to height of ability of thyroid cancer tissue remnants and metastases to take up ^{131}I .

These patients iodine-131 therapy was given postoperatively in dose from 25 to 50 mCi 2-3 times. The second group included 30 patients with no thyroid hormone treatment withdrawal for iodine-131 therapy. For this group the single infusion of 200 μU thyrotropin- releasing-hormone TRH (Berlin-

Chemie) was another alternative to increase serum thyrotropin levels with the advantage of not having to withdraw TSH-suppressive levothyroxine therapy.

After the TRH infusion of the serum TSH levels were measured by RIA [“Immunotech”, Czech Republic] 30, 60 and 120 minutes later. In the second group of patients the single therapeutically dose (25mCi) of iodine-131 was given 60 minutes later after the TRH infusion. Obtained data were compared with 15 age matched control.

Results

A summary of study effects of the single TRH infusion for serum TSH stimulation before followed radioiodine therapy in patients with TC is shown in Table 1.

Table 1. Degree of TSH induction after the single infusion of 200 μ U TRH for following radioiodine therapy in operated patients with DTC.

Subjects	Serum TSH levels (mU/l)					
	With thyroxine therapy	Two weeks after withdrawal thyroxin	Before TRH infusion	Duration of TSH infusion (minutes)		
				30	60	120
Control (n=15)			0,18 $\pm$ 0,03	0,36 $\pm$ 0,04	0,22 $\pm$ 0,05	0,19 $\pm$ 0,03
Group 1 (n=70)	2,84 $\pm$ 0,09	4,95 $\pm$ 0,07				
Group 2 (n=30)			2,64 $\pm$ 0,14	39,25 $\pm$ 2,04*	40,87 $\pm$ 2,09*	36,42 $\pm$ 2,12*

Significant differences calculated over all patients and with control compared, Δ 0,001

Significant differences calculated over all patients and with initial TSH levels compared, Δ 0,01

For controls the maximum degree of change serum TSH concentration was a 2fold increase, which abtained 30 minute later after the infusion: 0,36 $\pm$ 0,02 mU/l versus 0,18 $\pm$ 0,03 mU/l. Significant decline of serum TSH levels was demonstrated one hour letter: 0,22 $\pm$ 0,05 mU/l vs 0,18 $\pm$ 0,03, but initial levels were achieved for 2 hours after the infusion. These observations are agreed with date, which obtained other authors [4,19].

Both the first (1) and the second (2) group of patients with thyroid carcinoma were treated thyroxin after the total thyroidectomy and had initial TSH levels: 2,84 $\pm$ 0,09 mU/l (1) and 2,64 $\pm$ 0,14 mU/l.

In the first group the thyroid hormone therapy was withdrawn for two weeks before radiotherapy. These patients typically had a different degree of symptomatic hypothyroidism and the mean serum TSH levels associated with withdrawal of thyroxine was 4,95 $\pm$ 0,07 mU/l.

For positive therapeutically effect all patients underwent 2-3 times of radiotherapy. Similar results showed Beckers C. (1995) and Lin J. et al (1998) [2,18].

The second group had no thyroxine withdrawal before radiotherapy. The use of TRH infusion to increase endogenous TSH caused a rapid and brisk 15 fold rise in the serum thyrotropin concentrations (39,25 $\pm$ 2,04 mU/l vs initial 2,64 $\pm$ 0,14 mU/l) 30 minutes later the infusion. The maximum mean serum TSH levels was 40,87 $\pm$ 2,09 mU/l at the end of the first hour and its duration was some hours. At the end of the second hour after the TRH infusion the serum TSH concentration still was significantly increased: 36,42 $\pm$ 2,12 mU/l vs 2,64 $\pm$ 0,14 mU/l. Under the TRH administration in all these patients negative thyroid 131-I uptake was achieved by single course of radioiodine therapy.

Discussion

Thyroxine has long been assumed to reduce the risk of progression of papillary and follicular thyroid cancer. All patients currently receive thyroxine postoperatively because the goal of this therapy

in to have the patients in a clinically euthyroid state and to suppress the serum TSH concentration. It is well known, that the growth of thyroid – tumor cells is controlled by thyrotropin, and the inhibition of thyrotropin secretion with thyroid hormones improves the recurrence and survival rates. Therefore, serum TSH levels are good diagnostic. On the other hand, iodine-131 therapy is usually giving postoperatively for destroying both any remaining normal thyroid tissue and occult microscopic carcinoma performed any weeks after surgery with no thyroid hormone treatment given in the interim. It is necessary to increase endogenous TSH for stimulation of ^{131}I uptake in thyroid remnants that persist after thyroidectomy or in metastatic TC. For successful total ablation (no visible uptake) initial serum TSH levels should be at least 0,4mU/l or more [1].

Usually, clinicians used two methods to stimulate basal TSH secretion. The first, means use for this aim of exogenous TSH, but it may cost expensive and cause outside effects. The second approach deals with withdrawal thyroid hormone therapy for 4 weeks in TC operated patients [20]. At the present study we used another useful alternative to increase serum TSH secretion with the advantage of continuation TSH-suppressive thyroxine therapy. It was the single thyroliberin infusion.

The fact that administration of endogenous TSH would be more better than exogenous (bovine, for example, which is not used now) [3]. On the other hand, application of recombinant human TSH isn't yet world-wide.

Unfortunately, there are only limited number of reports concerning TRH therapeutically administration for radioiodine therapy in patients with TC. Any of them deal with using of TRH infusion in patients before operation and carry contradictions character. Others demonstrate a 10-15 fold increasing of serum TSH levels in reply to TRH infusion in patients who underwent total thyroidectomy from benign thyroid diseases [16]. Our results also showed significant increasing of serum the concentration in patients with TC after the TRH infusion.

Usually, physicians at radioiodine therapy use large dose of ^{131}I , which may lead to acute side effects such as nausea and sialadenitis, but they are usually mild and resolve rapidly. Radiation fibrosis may develop in patients with diffuse lung metastases, if high doses of ^{131}I (>150 mCi) are administered at short intervals. After iodine – 131 treatment men may have a transient reduction in spermatogenesis, and women may have transient ovarian failure and increased frequency of miscarriages [5,7].

All of these acute side effects would be minimal after the administration of lower ^{131}I doses because of the increased radioiodine uptake under the severe restrict iodine intake of the population in Uzbekistan. Therefore, in our case we used iodine-131 in dose 25mCi and obtained data conform to the therapeutic approach recommendable by clinicians from Brussels Center of Nuclear Medicine to apply iodine-131 in doses from 30 to 50 mCi in patients with TC under the severe iodine deficiency [2,8].

After the iodine-131 administration in dose 25mCi we also observed acute side effect such as radiation – associated thyroiditis in two patients from the group 1. This effect was prevented after the glucocorticoid treatment. Only 1 patient in the second group had a mild nausea and transient polyuria after the TRH administration.

Conclusion.

Our results suggest that TRH might be used instead of exogenous TSH to stimulate the rise of serum TSH levels in patients with thyroid carcinoma who underwent total thyroidectomy and followed radioiodine therapy.

Maximum effect of TRH infusion occurs at the end of one hour after the thyroliberin administration. Further more, thyroxine treatment dose not need to be discontinued, but the side effects are minimal because of using single minimum dose of ^{131}I (25mCi) in patients under the severe iodine deficiency.

References.

1. **Bel C.** Prospective randomized clinical trial to evaluate the optimal dose ^{131}I for remnant ablation in patients with differentiated thyroid carcinoma. *Cancer*. 1996. V.15; 12, P. 2574-2580.
2. **Beckers C.** Radioiodine Therapy. *J. Thyroid International*. 1995. 13.
3. **Braverman L.I.** Thyroid diseases. // Moskva – 2000 – 418p. (in Russian).
4. **Charrie A., Tourniaire J., Bernard M. et.al.** Discrepancy between the basal level of TSH and the thyrotropic response to TRH during thyroid hormone treatment of differentiated thyroid cancers. *Ann. Endocrinol.* 1989. V.50, 11. P. 31-35.

5. **Darjalova S.L., Bojko A.B., Chernicenco A.V.** Our view at the combinand treatment of malignant tumours. // Russ. Oncol. J. –1998. -¹³, P.76-80. (in Russian).
6. **Denisov L.E., Lipin V.L.** The novel possibilities of thyroid cancer identification. // J. Surgery. – 1995.-¹⁵, P. 15-17. (in Russian).
7. **Ehrenheim C.** Genetic risk after high dose radioiodine therapy regard to gonodal dose. J. Nuklearmedezin. 1997. V.36, ¹⁵, P.157-166.
8. **Hall P.** Hazards of Diagnostic and Therapeutic Use of Radioactive Iodine's in Thyroid Disorders. J. Thyroid International. 1998. ¹¹.
9. **Ismailov S.I., Gokhberg S.L., Nasyrhodjaev J.B.** Thyroid cancer. // 1st symposium oncologist of QUS, materials of S. part 1. 1996. – P.267-268. (in Russian).
10. **Kononenko S.N. et al.** Early diagnosis and differentiated treatment of thyroid carcinoma. // J. Surgery. –2000. ¹³, P. 38-41. (in Russian).
11. **Lin J.D., Kao P.F., Chao T.C.** The effects of radioactive iodine in thyroid remnant ablation and treatment of well differentiated thyroid carcinoma. Br. J. Radiol. 1998. V.71, ¹³. P. 307-313.
12. **Moser E.** Therapy and Follow-up of Patients With differentiated thyroid carcinoma: Radionuclide Procedures, Perspectives and Problems. 1998. – 7th World Congress of Nuclear Medicine & Biology, Berlin, Germany.
13. **Paches A.I., Propp R.M.** Thyroid cancer. // Moskow.- 1995. 370p. (in Russian).
14. **Pinskiy S.B.** Thyroid tumours. // Irkutsk.-1999.-318p. (in Russian).
15. **Podvesnicov S.O.** Thyroid cancer. // Russ. Med. J. –1997.- ¹⁸, P. 31-38. (in Russian).
16. **Purizansky I.I.** Clinical estimation of radionuclid date in diagnosis of malignant thyroid tumors. // J Prob. of Endoc. 1995. - ¹², P.17-19. (in Russian).
17. **Ringel M.D., Ladenson P.W.** Diagnostic accuracy of ¹³¹I scanning with recombinant human thyrotropin versus thyroid hormone withdrawal in a patient with metastatic thyroid carcinoma and hypopituitarism. J. Clin. Endocrinol. Metab. 1996. V.81, ¹⁵, P. 1724-1725.
18. **Risse J., Grunwald F., Bender H. et.al.** Recombinant human thyrotropin in thyroid cancer and hypopituitarism due to sella metastasis. Thyroid. 1999. V.9, ¹². P.1253-1256.
19. **Slavnov V.N.** The state and perspectives of radioimmunology development. // J. Med. Radiology. – 1999.-, ¹³, P.5-9. (in Russian).
20. **Voronezky I.B.** Treatment of thyroid carcinoma.// J. Medical Radiology. 1990.-¹¹, P 53-57. (in Russian).

X- RAY DYNAMICS OF REPARATIVE REGENERATION OF THE OSTEAL TISSUE AT THE REPLACEMENT OF DEFECTS BY ILIZAROV AFTER RESECTION ON THE NON-MALIGNANT OSTEAL TUMORS

**E.À. Shakirov¹, V.R. Amanov², Ì .À. Gafur-Akhunov³, Y.Z.Karapetyan⁴,
Z. Karakhanova⁵.**

(Tashkent State Second medical institute, Republican Oncology Center, Ministry of Health of the Republic of Uzbekistan)

Abstract:

The article contains the results of X-Ray dynamics of 48 patients with non-malignant tumors of the tubular bones. Terms of formation, and regenerate structure reorganization are researched as well as the revealed X-Ray tests of consolidation at the defect replacement using the Ilizarov's compression-distraction method related to the non-malignant tumors.

Introduction

We have examined 48 patients with the non-malignant tumors of the tubular bones of a skeleton. Out of 48 patients there were 18 men and 30 women at the average age of 28,5 years. Depending on tumor localization the patients were divided as follows: thigh-bone tumor - 14, shin-bone tumor - 31, humerus tumor - 2, radius tumor - 1. In most cases the tumor was histologically characterized as osteological - 40 patients (83,3 %), chondromyxoid fibroma - 4 (8,3 %), chondroblastoma - 1 (2,1 %), bone cyst - 2 (4,2 %) and fibrous osteodysplasia - 1 (2,1 %).

All 48 patients have undergone the bone defect liquidation after segmentary resection with the method of compression-distraction osteosynthesis with application Ilizarov's device.

Bone defect after resection tumor affected part was equal: up to 6,0 cm - 4 patients, from 7 to 10 cm - 14 patients, from 11 to 14 cm - 23 patients, more than 15 cm - 7 patients.

After X-Ray control of the distraction process after slanting osteotomy as a method for replacing large defects of long tubular bones after resection of non-malignant tumors, we have revealed a phase character of X-ray changes of the forming bone regenerate.

First signs of bone tissue regeneration in the form of delicate cloud-like inclusions in the developed diastasis closer to the endings of fragments and delicate linear periosteal have appeared on 28-35 day from the beginning of distraction.

A number of authors have stated that osteoporosis of fragments' endings is one of the earliest X-ray signs bone regenerate developing (2, 3, 6), which is characterized by increase of bone figure transparency, cortical layer thinning.

We have observed that osteoporosis on a line of osteotomy was revealed only at the end of the second and in the beginning of third months, when the linear bars in a regenerate zone seemed to appear. Osteoporosis has grown progressively and reached to a maximum in one year. At first the depression was observed on the relocatable osteal fragments endings and then, in 1,5-2 months from the distraction beginning there were delicate longitudinal bars distinguished in the osteal regenerate zone. The bars had more dense structure at the fragments endings (up to 1 - 1,5cm), than the ones that were located closely to the center – thinning out and depleting. More dense bars were also observed closer to a longitudinal axis of the regenerate. The regenerate's diameter was nearly equal or less to a diameter of the osteotomical bone. The significant thickening of regenerate was marked only in two cases at the displacement of relocatable transplant in a cross direction.

The osteal regenerate linear bars density has grown gradually and obtained homogeneous fungous structure in 9-12 months. At this time the osteoporosis of fragments endings achieved a maximum and a smooth transition of regenerate structure into a structure of the neighbor osteal fragments erasing the bounds between them was observed.

In the following 1-1,5 years the condensation of structure of regenerate and it's central areas resorption with the subsequent bone marrow formation was marked.

The phasing of osteal regenerate formation depended on the defect size: the longer was the osteal regenerate, the longer time its formation took.

During the present research we have undertaken an attempt to reveal the factors influencing the reorganization terms of the regenerate and its general formation duration. The connection between described above X-Ray phases in dynamics was determined as well as the factors of tumor histogenesis, defect size, osteotomy level and type, daily distractions size and frequency.

Carried out researches have shown, that the following factors had a huge influence on the rates of regenerate formation:

- a) Replacement size - opposite dependence: the larger replacement is, the more slowly regenerate formation occurs;
- b) Replacement size per a day - the more distraction size per a day is, the more slowly regenerate develops;
- c) Distraction frequency within one day - the more often distraction is made using the Ilizarov's device, the faster reorganization occurs.

The revealed factors influencing the osteal regeneration after tumor resection allow: firstly - more precise definition of variants for a method application, secondly - render the certain influence on processes of regenerate formation. Besides, the terms of regenerate's receipt initial calcification can be used as a prognostic test. The cases of the primary calcification signs on the X-rays earlier than in 1,0-1,5 months after the resection shows the accelerated rates of osteal tissue development, later, in 2,0-2,5 months - shows the delay of osteoformation processes. Using this test, we have an opportunity to influence the regenerate reorganization rate in time, using the change of frequency and distraction daily size, and also application of medical measures aimed on the energization of exchange processes.

Conclusions

- 1) The development of osteal regenerate after slanting osteotomy with the purpose of replacement of the tubular bones large defects concerning non-malignant tumors using a distraction method proceeds phasely and is revealed shown in objective X-Ray attributes.
- 2) Soft cloud-type inclusions on the fragments endings in diastase area and light periosteal reaction are known to be the early X-Ray attributes of osteal regeneration.
- 3) Regenerate's development passes a phase of cloud-type inclusions, longitudinal bars, homogeneous tubular bones, i.e. reorganization peculiar to tubular bones.
- 4) Regenerate's condensation and its reorganization begins at the end of the distraction process. Terms of this process are in depend directly on regenerate length.

Reference

1. I.I. Balaev and others. Safely-rehabilitation surgeries and controlled bones osteosynthesis application at a treatment of the patients with malignant osteal tumors.. - I., CIS Oncologists congress release ., 1996., part II, page 399.

2. Berezovskaya and others. Quantitative osteocyntigraphy of distractional regenerate at the replacement of shin bones defects using Ilizarov methods. - « Osteal compression-distraction synthesis in traumatology and orthopedics using Ilizarov's methods. - pub.10, 1985., page 91-95.
3. S.A. Reinberg. X-ray diagnostics of osteal diseases and joints. Ì., Medicine, 1964.
4. Y.N. Soloviev, N.A. Myakretsov
Tumors and tumor-type affection at children. - Russian oncological magazine, 1997. '3, page 4-7.
5. N.I. Trapeznikov and others. Osteal tumors. - Ì., Medicine, 1986.
6. P.Y. Fishenko and others. X-ray film of regenerate formation at a distractional epyphyseolisis. -Ort. traumas and artificial limb., 1976, '11, page 29-33.

FREQUENCY OF SISTER CHROMATID EXCHANGE AND CHROMOSOMAL ABERRATIONS IN RADIATION WORKERS

R. Varzegar, R. Assaei, F. Zakeri, A. Heidary

National Radiation Protection Department (NRPD), Iranian Nuclear Regulatory Authority (INRA), Tehran, Iran, e-mail address: rvarzegar@seai.neda.net.ir

Abstract:

Radiation workers are occupationally exposed to various agents known or suspected to make chromosome damage in peripheral blood lymphocytes in this population, a re-analysis to cytogenetic studies performed, we select 3 types of radiation workers, 4 uranium mine, 4 nuclear research center and 3 industrial radiographer workers. In this survey we compared incidence of chromosomal aberrations (CAs) and sister-chromatid exchange (SCEs) in these workers and controls. The mean value of total CAs in cases was 7.36 ± 1.8 and SCEs 33.8 ± 1.7 . In control respectively 1.50 ± 0.36 and 2.8 ± 0.37 , the results showed significant difference in both ($P < 0.05$). These data substantiate the use of chromosome type aberrations and also sister chromatid exchanges as biomarkers of exposure in these occupational setting in the period evaluation indicate the other chromosome- damaging agents may involve.

Introduction:

Accurate assessment of the effects of radiations exposure is important for the detection of occupational and environmental exposure. After occupational and medical radiation exposures structural chromosomal aberrations may have induced in the lymphocytes of radiations workers. A recent study has found a correlation between increased levels of chromosomal aberrations in human lymphocytes and increased of cancer risk. The cytogenetic assays such as sister-chromatid exchange (SCEs). Chromosomal aberrations (CAs) are widely utilized as biological end points for evaluating genotoxic agents and radiation, in vivo and invitro. Scoring chromosomal aberrations is a direct measure of chromosomal breakage and as such, offers an accurate evaluation of clastogenic (chromosome breakage) activity of an agent. Sister- chromatid exchange is a cytological manifestation of DNA breakage and rejoining at homologues sites on the two chromatid of a single chromosome, the frequency of SCEs is correlated with the extent of Brdu incorporations with DNA.

Subjects and Methods:

11 radiation workers were selected, 4 of them were uranium mine worker, 3 of them were radiographer and 4 from a nuclear research center, which work with trituated water. This group was compared with a sex and age matched healthy normal donors. Blood were obtained from each subjects and controls by heparinized syringe. Lymphocyte cultures were set up by adding 0.5 ml of whole blood to 4.5 ml of Hems F10 medium supplemented with 15% Fetal calf serum, 1% antibiotics (penicillin,

streptomycin) and 1% L-glutamine (all provided by Gibco). Lymphocytes were stimulated by 1% Phytoheam agglutinin and also Budr for SCE. The culture was incubated 48 h for CAs and 72h in 37° c in the dark. For CA after 45h colcemid ($0.33\text{ }\mu\text{g ml}^{-1}$) was added. Slide preparation were made by standard methods (Technical reports series No.260 IAEA). We scored 2380 metaphases for CA and 550 cells for SCE mean age in cases were 33.8 ± 1.7 and mean duration of work was 5.6 ± 1.8 years. Total aberrations/100cell was 7.36 ± 1.8 and SCEs was 4.6 ± 0.28 . The total aberrations/100cell in the controls was 1.54 ± 0.36 and SCEs was 2.80 ± 0.37 , which showed significant difference ($p < 0.05$) between cases and control.

Results:

Table 1 shows the frequency of CAs, SCEs in radiation workers. These cases selected for two cytogenetic methods, because they working with ionizing radiation and also may be exposed by some unknown toxic agents in the work environment.

Table 1: The frequency of CAs, SCEs in radiation workers

No.	Sex/age	Occupation	Duration of work	Cell scored	CA/100cell Chromatid chromosome		SCE/cell
1	M/26	Rg	2	200	2	0	4.8
2	M/36	"	1	260	4	1	5.6
3	M/28	Rg	2	200	8	0	4.0
4	M/27	Nrsw	2	200	10	0	4.5
5	M/38	Nrsw	15	200	2	0	4.2
6	M/36	"	2	200	24	0	6.8
7	M/38	"	15	320	7	0	5.2
8	M/31	Umw	3	200	4	0	4.0
9	M/30	"	3	200	6	0	3.6
10	M/38	"	2	200	10	0	4.7
11	M/44	Umw	5	200	2	0	3.7

Rg: Radiographer

Nrsw: Nuclear research center worker

Umw: Uranium mine worker

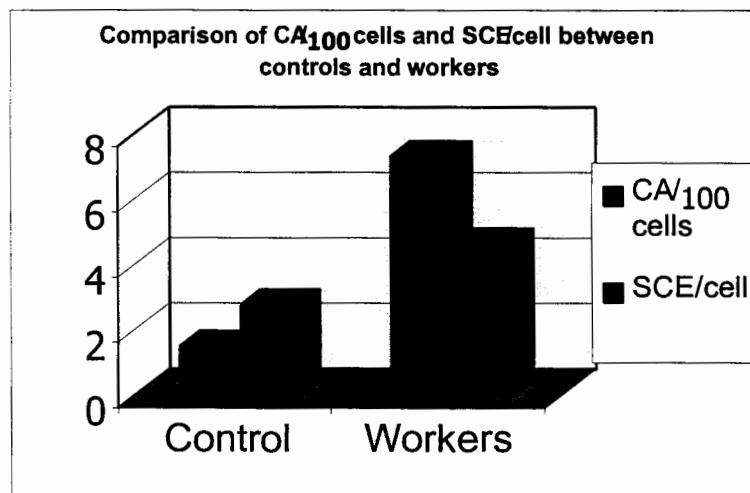


Figure 1: The frequency of CA/100 cell and SCE/cell in the control and workers

These workers had physical dosimeter and exposed to an annual dose of below the maximum permissible occupational limits (MPOL5 rem/year)(Shubber, Alshaikhly; 1989). CAs in these cases contains chromatid and chromosome aberrations. Chromatid aberration: gap, break, and fragment. For CAs we scored 2380 cell for cases and total aberrations in cases was 81, for control 2370 cells were scored total aberrations was 17, mean aberration was 1.54 ± 0.36 and in cases was 7.36 ± 1.8 . For SCEs we scored 550 cells in cases total SCEs was 4.6 ± 0.28 and in control was 2.8 ± 0.37 . Duration of work was 6 ± 1.6 (2-15 years) and mean age was 33.8 ± 1.7 (26-44 years). Many published studies report frequencies of sister chromatid exchanges in human peripheral blood lymphocytes. These are difficult to compare meaningfully with our present SCE results, because the frequencies reported by various laboratories differ widely, at least in part because of their known sensitivity to technical factors, most notably the concentration of BUDR used and the serum used for culture (Wolff and Perry, 1974; Kato and Sand berg, 1977).

Discussion:

Determination of chromosomal aberration frequencies in peripheral blood lymphocytes as a means of biological dosimetry for human exposures to ionizing radiations a well accepted technique (Bender; 1969, Sasaki; 1983, Bauchinger; 1984, Loid et al. 1980). No correlation was seen between radiation exposures, or with age, sex and no explanation could be offered as to its origin (Bender, Preston; 1982). Chromatid- type aberrations were demonstrated to be produce directly from double strand breaks (Natarajan and Obe; 1978, Bryant; 1984), and the DNA lesions other then double-strand breaks such as base damages induced by ionizing radiations, were suggested to be converted into chromatid-type aberration when repaired of these lesions was inhibited by chemical agents(Preston; 1980). In some papers showed that the environment plays the major role in modulating SCE and CA frequencies in a general population, and seems to be largely explained by life-style of the studied subjects. All quoted papers, suggested that methodological job and familiar related factors taken together can account for no more than one third of SCEs and CAs total variance. Therefore, new efforts should be aimed to the search of the sources of the remaining variability. Probably, the evaluation of other environmental factors, such as indoor pollution and diet, usually neglected, will reduce the fraction of unexplained variability, thus significantly increasing the cytogenetic surveillance studies (Stefano; 1999). Our results showed that these workers beside have occupationally exposed to ionizing radiations, they work with some genotoxic agent that produce SCEs in them, in nuclear research center workers, we found positive correlations between frequencies of chromosomal aberrations and SCEs with the duration of work. (Mengza, Zhang; 1990). These results indicate the importance of Monitoring of health status of radiation workers.

References:

- Bauchinger, M. (1984) Cytogenetic effects in human lymphocytes as a dosimetry system in : W.G. Eisert and M. I. Mendelsohn (Eds), Biological Dosimetry, Springer, Berlin, pp.15-24

- Bender, M.A, and R.J.Perston (1982) Role of base damaging in aberration formation: interaction of aphidicolin and X-rays
- Bryant, P.E. (1984) Enzymatic restriction of mammalian cell DNA using Pvu II and Bam HI: evidence for the double strand break origin of chromosomal Alterations, *Int. J. Radiat. Biol.*, 46, 57-65
- Jadwiga, M. Grazyna, M. (1999) Measurement of cytogenetic endpoints in women environmentally exposed to air pollution, *Mutat Res*, 443 139-144
- Meng, Z.Q, Zhang. L.Z (1990) Chromosomal aberrations and sister chromatid exchange in lymphocytes of workers exposed to sulphur dioxide, *Mutat Res*, 241,1,15-20
- Sasaki, M.S. (1983) Use of lymphocyte chromosome aberrations in biological dosimetry: Possibilities and limitations in: T. Ishihara and M.S. Sasaki (Eds) *Radiation-induced Damage in man, progress and topics in cytogenetic*, vol.4 Less, New York, pp. 585-604
- Shubber, E.K, Al-shaikhly, A.W. (1989) Cytogenetic analysis of blood lymphocytes from X-ray Radiographers. *Environ Health*; 61(6): 385-9
- Loid, D.C., R.J purrot and E.J. Reeder (1980) The incidence of unstable chromosome aberrations in peripheral blood lymphocytes from unirradiated and occupationally exposed people, *Mutation Res*, 72, 523-532

CHROMOSOMAL ABERRATION ANALYSIS IN LYMPHOCYTES FROM WORKERS EXPOSED TO I-131 IN NUCLEAR MEDICINE DEPARTMENTS IN IRAN

A. Heidary, R. Assaei, R. Varzegar, F. Zakeri

National Radiation Protection Department, Nuclear Regulatory Authority of Iran

P.O. Box 14155-4494, Email: aheidary@seai.neda.net.ir

Abstract

In order to evaluate the cytogenic effects of low doses of radiation by internal or external exposure to Iodine-131, we analyzed chromosomal aberrations (CA) in peripheral blood lymphocytes from 34 subjects working in the nuclear medicine departments in Iran. The studied groups consisted of 26 individuals (Group A) who were employed in these centers without any evidence to radiation exposure by physical dosimeters or detection with whole body counting, and 8 workers who suspected to be exposed chronically to low doses of radiation from Iodine-131. The results reveal that the mean frequency of CA in group A was not significantly increased compared to the control group ($P = 0.21$), while in group B the differences were statistically significant ($p < 0.05$). Moreover these cytogenetic findings showed chromosome damage depended on internal or external radiation exposures but did not show relation due to the duration of work.

1. Introduction.

Chromosome analysis in lymphocytes from radiation workers is well-established biomarker for occupational or environmental exposures. Ionizing radiation even in low dose may create the formation of very active free radicals that can produce chromosome aberrations and leading to late stochastic effects such as cancer and genetic disease (Hagma et al., 1994). Several cytogenetic studies of radiation workers have revealed enhanced yield of CA in persons exposed to different doses of ionizing radiation (Jha and Sharma, 1991; Bauchinger et al., 1984; Bigatti, 1988; Kubelka et al., 1992), and also in patients after I-131 therapy (Montario et al. 2000, Gutierrez et al. 1999). However there are little information available about CA in occupational exposure to low dose of I-131 and biological dose in regard to permissible limit. In 1990 the International Commission on Radiological Protection recommended a reduction of the dose limit for long occupational radiation exposure (ICRP, 1990). Since I-131 is a radionuclide which is commonly used for therapy and diagnosis in the hyperthyroidism and thyroid cancer patients, usually during the preparation of I-131 solution the physicians may receive low dose by internal or external exposure (Gutierrez et al. 1999). In the present paper we analyzed CA in peripheral blood lymphocytes from 34 subjects employed in the nuclear medicine departments in Iran.

2-Materials & Methods

2.1. Subjects investigated

Peripheral blood samples were taken from 34 workers who were employed in the nuclear medicine centers in Iran. These workers were divided into two groups. Group A, consisted of 26 subjects (12 males & 14 females), with mean age of 33.5 (range: 22-62) years, the mean duration of employment in this group was 6.3 (range: 1-25) years. There was not any evidence to the radiation exposure by physical dosimetry or whole body counting. Group B, including

8 workers (4 males & 4 females) who suspected to be contaminated with I-131. Their mean age was 32.12 (range: 22-44) years and the mean duration of employment was 11 (range: 4-20). Control group was represented by 26 healthy adults residents in Tehran (14 males & 12 females) with mean age of 32.8 (range: 20-58) years. None one of the controls had a recent radiation history, prolonged treatment with drugs or recent viral infection, and none of them had ever been professionally exposed to mutagens.

2.2. Lymphocyte cultures

For cultivation of lymphocytes, the micro culture method was used (IAEA, 1986) that we have described previously (Masiedj & Heidary, 2000). In brief: 2ml of whole blood was

to 5 ml Ham,sF10 (Gibco) supplemented with 20% Fetal Calf Serum (Gibco),1% Phytohaemagglutinin (Gibco),and antibiotics (Penicillin& Streptomycin, Gibco).Cultures were incubated at 37 for 48 h. colchicines was added to the culture at a final concentration of 0.2µg/ml, 3h. before cell harvesting. The cells were harvested and treated for 20 minutes with 0.075M KCl and fixed with methanol/acetic acid(3:1). Coded slides were stained with Giemsa solution (5%).About 100-200 cells scored per each subject and analyzed for the number and type of chromosomal aberrations. Statistical comparative analysis between groups of workers and control was performed by students t-test and all data were expressed as mean CA/100cells±SD.The regression analysis was used for relationship between duration of work and chromosome aberrations.

3.Results and discussion

Tables1-3, show the individual frequencies of CA, age, sex and duration of work in control and two groups of workers. The observed CA consisted mainly of gaps, breaks (mainly of chromatid type) and fragments. Other aberrations such as minutes dicentrics were rarely seen.

Table 1 Frequency of chromosomal aberration in the control

No	Age/ sex	Scored cells	Aberrations G Fr B M D	CA %
1	30(M)	200	0 0 0 0 1	0
2	27(M)	200	2 0 0 0 0	1
3	40 (M)	200	0 0 1 0 0	1
4	33 (F)	200	2 1 0 0 0	0.5
5	25 (M)	200	1 0 1 0 0	1
6	23 (F)	200	2 0 1 0 0	1.5
7	48 (F)	200	1 0 0 0 0	0.5
8	33 (F)	200	0 0 2 1 0	1.5
9	26 (M)	200	0 0 0 0 0	0
10	58 (M)	200	2 1 1 0 0	2
11	38 (F)	200	0 1 0 0 0	0.5
12	40 (M)	200	2 0 0 0 0	1
13	20 (F)	200	0 1 0 0 0	0.5
14	20 (M)	200	0 1 0 0 0	0.5
15	42 (F)	200	0 0 1 0 0	0.5
16	48 (F)	200	0 1 1 0 0	1
17	27(M)	200	1 0 1 0 0	1
18	25(M)	200	2 0 0 0 0	1
19	28 (F)	200	1 1 0 0 0	1
20	32 (M)	220	0 1 1 0 0	1
21	30 (M)	200	1 0 1 0 0	1
22	40 (F)	200	1 2 1 0 0	1.5
23	30 (F)	200	1 0 0 0 0	0.5
24	27 (F)	200	2 1 0 0 0	1.5
25	35 (M)	200	1 0 0 0 1	1
26	30 (M)	200	0 0 0 0 0	1

G = Gaps and Isogaps, Fr = Fragments, B = Breaks, M = Minutes
D = Dicentrics

Table 2 Frequency of chromosomal aberration in workers (group A)

No	Age/ sex	D.W	Scored cells	Aberrations G Fr B M D	CA %
1	35(M)	4	100	0 0 0 0 1	1
2	29(M)	1	100	1 0 0 0 0	1
3	37(M)	4	100	0 0 1 0 0	1
4	31(F)	5	100	2 1 0 0 0	3
5	27(M)	3	100	1 0 1 0 0	2
6	28(F)	1	100	2 0 1 0 0	3
7	44(F)	1	100	1 1 0 0 0	2
8	27(F)	2	100	1 0 0 0 0	1
9	31(M)	3	100	2 0 1 0 0	3
10	62(M)	25	100	0 1 1 1 1	1
11	34(F)	3	100	2 0 1 0 0	3
12	41(M)	20	200	0 0 1 0 0	0.5
13	23(F)	6	200	0 0 1 0 0	0.5
14	22(M)	2.5	200	0 0 0 1 0	0.5
15	39(F)	15	100	0 0 0 0 1	1
16	44(F)	18	200	0 2 0 0 0	1
17	32(M)	4	200	2 0 0 0 0	1
18	22(M)	6	200	0 0 0 0 0	0
19	25(F)	4	200	0 2 0 0 0	1
20	36(M)	15	150	2 0 0 0 0	1.3
21	34(M)	7	100	0 0 0 0 0	0
22	41(F)	22	100	0 0 1 0 0	1
23	26(F)	4	100	0 0 0 0 0	0
24	30(F)	8	100	1 0 0 0 0	1
25	39(F)	8	200	0 0 0 0 0	1
26	32(F)	1	200	0 0 0 0 0	0

G = Gaps and Isogaps, Fr = Fragments,
B=Breaks,M=Minutes, D=Dicentrics
D.W= Duration of work

In group B, the mean value of aberrations were higher than group A and control .The yield of dicentric chromosomes in group A,B and control were 0.084,0.14 and 0.019 respectively (Table 4). Mean frequency of CA in group A,B and control were 1.18 ± 0.90 , 2.50 ± 0.70 and 0.90 ± 0.46 respectively (Fig 1 ,Table 4)). Recorded value for frequency of CA in group A was not significantly increased compared to control group ($p=0.21$),while in group B the differences in the yield of CA was statistically significant ($p<0.05$) .Table 4 shows the average age, duration of work and frequencies of CA for workers and control. In group B, the number of chromosome aberrations (specially, acentrics) were significantly higher than control group,

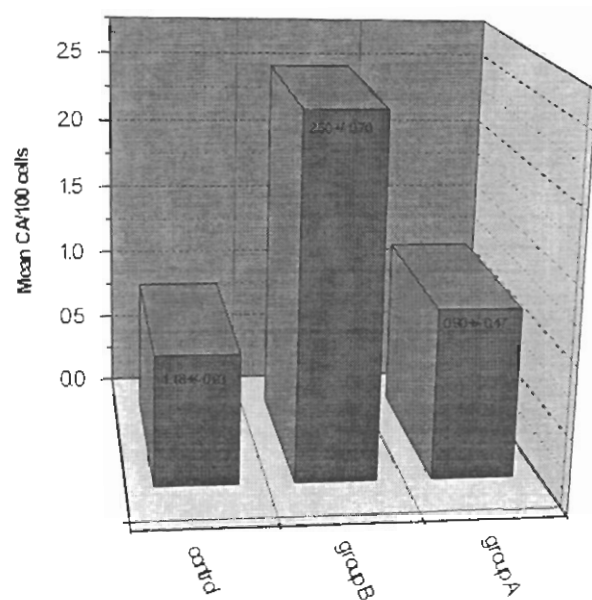


Fig.1 Mean chromosomal aberrations in two group of workers (A&B) in nuclear medicine centers and control.

Table 3

Frequency of chromosomal aberrations form worker employed in the nuclear medicine centers (group B)

No.	Age/sex	D.w	Film badge	Scored cells	Aberrations				
					G	Fr	B	M	D
					Total/100				

1	41(M)	20	+	200	3	0	0	1	1	2.50
2	23(F)	6	+	200	3	2	1	0	0	3
3	44(F)	18	+	200	1	0	2	0	1	2
4	22(M)	6	+	200	3	1	1	0	0	2.50
5	25(F)	4	+	200	1	2	1	0	0	2
6	41(F)	22	+	100	2	0	0	0	0	2
7	26(F)	4	+	100	2	2	0	0	0	4
8	39(F)	8	+	200	3	1	0	0	0	2

G = Gaps and Isogaps, Fr = Fragments, B = Breaks, M = Minutes D = Dicentrics ,D.w= Duration of Work

Table 4

Summary of chromosomal aberrations frequency in workers and control groups

Group	No of subjects	Age		Duration of work(year)		No of cells analyzed	Dicentrics (%)	Chromosomal aberrations (%)
		Mean	Range	Mean	Range			
Group A	26	33.5	22-62	6.3	1-25	3550	3(0.084)	40(1.18±0.93)6.3*
Group B	8	32.12	22-44	11	4-20	1400	2(0.14)	34(2.5±0.70)11**
Control	26	32.8	20-58			5200	1(0.019)	47(0.90±0.46)

* = No significant at $p > 0.05$ ($P = 0.21$)

** = Significant at $p < 0.05$

but yield of the dicentrics were relatively low. This finding is similar to that other investigators, who didn't find dicentrics and rings in the workers of nuclear medicine, and interpreted it due to the low level of ionizing radiations who were chronically received (Alfredo et al,1995). However biomonitoring of occupationally exposed people by CA showed the rate of the acentrics and dicentrics in the other radiation workers were elevated (Bauchinger et al, 1984 ; Varzegar et al.,1997). It can be concluded that cytogenetic data in these radiation workers indicate that the yield of CA in group B was significantly increased compared to the control group. In addition this chromosome damage is due to internal or external from low dose of radiation exposure , not due to the duration of work.

Fig.2. Dependence of the frequency of CA in lymphocytes of two group of workers (A&B) employed in nuclear medicine departments individual on duration of work.

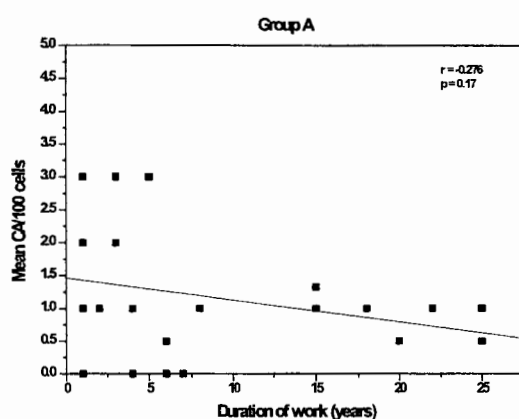


Fig.2. Dependence of the frequency of CA in lymphocytes of two group of workers (A&B) employed in nuclear medicine departments individual on duration of work.

References

- Bauchinger.M.H., G.Ecker., S.Drexler.Streng and E. Schmid (1988) Chromosome dosimetry and occupational radiation exposure . Radiation Protection Dosimetry .2.93-97.
- Bigatti.P (1998) Cytogenetic monitoring of hospital workers exposed to low -level ionizing radiatin. Mutation Res.204.343-347.
- Gutierrez.S.,E.Carbonell.,P.Galofer., A.Creus., R. Marcos (1999) Cytogenetic damage after 131-Iodine treatment for hyperthyroidism and thyroid cancer. A study using the micronucleus test .Eur. J Nucl Med. 26.1589-1596.
- Hagmar.I., A. Bauchinger.,I I. Hansten., K.Linnamaa.,F.Mitelman., I.Norderson., C.Reuterwall., Salomaa., S.Skerfving and M.Sorsa (1994) Cancer risk in human predicted by increased level of chromosomal aberrations in lymphocytes.Nordic Study Group on the Health Resk of Chromosome Damage.Cancer Res. 54.2919-2922.
- IAEA(1986) Biological Dosimetry: hromosome Aberration Analysis for Dose Assessment. Technical report Series No 260 Vienna: IAEA.
- Jha.A.N.and T.Sharma (1991) Enhanced frequency of chromosome aberration in workers occupationally exposed to diagnostic X-rays .Mutation Res.260. 343-348.
- Kubella.D., V.Garaj-Vrhovac and D. Horvat (1992) Chromosomeal aberrations in persons occupationally exposed to annual X-irradiation dose lower than 25 mSv. J.Radiat. Prot. 12. 33-36.
- Masjedi.M.R., A.Heidary., F. Mohammadi ., A.A.Velayati., P.Dokouhaki (2000) Chromosomal aberrations and micronuclei in lymphocytes of patients before and after exposure to anti - tuberculosis drugs. Mutagenesis. 3. (in press) .
- Monteiro Gil .O.,Ng. Olivera.,AS. Rodringues., A. Laires., TC. Ferreira., E.Limbert., A.Leonard., G.Gerber., J.Ruef (2000) Cytogenetic alterations and oxidative stress in thyroid cancer patients after Iodin -131 Therapy. Mutagenesis. 15. 69-75.
- Varzegar.R., R. Assaei., A. Heidary and F. Zakeri (1996) Chromosomal aberration analysis of persons occupationally exposed to radiation in Iran. AEOI Scientific Bulletin (Atomic Energy Organization of Iran , ISSN: 1015-8545) . 14. 63-72.

225

**The Major Climatic Phenomena Affecting the Philippines and
Role of the Philippine Atmospheric Geophysical Astronomical Services
Administration (PAGASA), Department of Science and Technology
(DOST), in the IAEA/WMO Joint Programme on "Isotopes in
Precipitation" Also Known as the Global Network for Isotopes in
Precipitation (GNIP) ***

By

Imelda I. Valeroso**

Abstract

The Paper describes the nature, characteristics and effects of the major weather and climatic phenomena that affect the Philippines; some of which are the northeast monsoon, southwest monsoon, inter-tropical convergence zone, tropical cyclones, El Nino Southern Oscillation (ENSO) and La Nina. In addition, it describes the participation of the Philippine Atmospheric Geophysical and Astronomical Services Administration (PAGASA) in the IAEA/WMO Joint Programme on "Isotopes in Precipitation" also known as the Global Network for Isotopes in Precipitation (GNIP).

It is hoped that the author's participation in the Philippine Country Study on Climate Change Mitigation, sponsored by the U.S. Country Study Program and the new knowledge to be gained on the study of the changes in the environment using isotope methodologies from the above-mentioned Conference, will enhance the Agency's capability to address the needs of climate and global change research and improve its efficiency in the conduct of collaborative activities pertaining to the GNIP Programme.

* A Paper presented proposed to be presented at the "International Conference on the Study of Environmental Change Using Isotope Techniques" to be held in Vienna, Austria, on 23-27 April 2001

** Supervising Weather Specialist, Chief, Disaster Mitigation and Weather Modification Research, Natural Disaster Reduction Branch and concurrently, Chief of the PAGASA Environmental Unit

DOSIS EN ÓRGANO EN EXPLORACIONES COMPLEJAS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA. VALORACIÓN DE LOS PROGRAMAS INFORMÁTICOS DE CÁLCULO.

Isabel Tort Ausina; Rafael Ruiz-Cruces, MD, PhD; Manuel Pérez Martínez, PhD; Francisco Carrera Magariño; Carmen Ojeda Restituto; Antonio Díez de los Ríos, PhD.

Grupo de Investigación en Protección Radiológica. Universidad de Málaga.

Abstract

Interventional Radiology (IR) procedures require large fluoroscopy times and important number of radiological images, so the levels of radiation to patient are high, which leads us to calculate the organ doses. The objective of this work is to estimate and make a comparison of the results given by the different software that we have to do the calculation of organ doses in complex procedures of IR. To do this, 28 patients have been selected, distributed in the 3 procedures with highest doses. The determination of organ doses and effective doses has been made using the projections utilised and different software, based on MonteCarlo Methods: Eff-dose, PCXMC and Diasoft. We have obtained dispersion in the average organ dose between the 3 programs very high. In many cases, it is higher than 25% and in some particular cases, is greater than 100%. Dispersion obtained in effective doses is not so high, being under 20% in all cases. This shows that a better solution is needed to solve the problem of the organ doses calculation, being necessary a more accurate method that brings us to a trustworthy approach to reality, and, by the moment, we do not dispose of it.

1. Introducción y objetivo.

Los procedimientos de Radiología Intervencionista (RI) requieren tiempos elevados de fluoroscopia y un importante número de imágenes radiográficas, siendo los niveles de dosis de radiación suministrados al paciente elevados.

Esto conlleva a determinar la dosis recibida en órganos, puesto que en algunos de ellos puede ser elevada. Aunque la probabilidad de aparición de efectos estocásticos existe siempre, los efectos determinísticos aparecen únicamente si se superan unos ciertos umbrales de dosis, distintos para cada órgano. En los procedimientos de RI es interesante determinar si dichas dosis se sitúan por encima de los límites de riesgo determinístico.

El objetivo del presente trabajo es la estimación y análisis comparativo de los resultados que aportan los distintos programas informáticos de que disponemos para realizar el cálculo de las dosis en órganos en procedimientos complejos de RI.

2. Material y Métodos.

Para realizar el estudio, se ha seleccionado un total de 28 pacientes, repartidos entre los 3 procedimientos considerados de mayor riesgo determinístico, como son:

1. Endoprótesis en aneurisma de aorta abdominal (AAA)
2. Shunt porto-cava (TIPS)

3. Arteriografía mesentérica con retornos venosos (AMRT)

Las medidas han sido obtenidas mediante una cámara de ionización plana Diamentor M2 (PTW-Freiburg) colocada en la salida del tubo de rayos X del equipo de RI (Siemens Digitron 3), que nos ha permitido obtener el Producto de la Dosis por el Área irradiada (PDA).

Se han recogido los siguientes datos:

- PDA total (en escopia y grafía)
- Características del paciente (edad, sexo, peso y talla)
- Proyecciones empleadas, así como su grado de angulación
- Técnica radiológica empleada (kV y mAs)
- Tiempo total de radioscopia
- Número total de imágenes obtenidas

La posterior determinación de las dosis en órganos y dosis efectiva se ha realizado teniendo las proyecciones utilizadas y los diferentes programas informáticos basados en Métodos de MonteCarlo: Eff-dose, PCXMC y Diasoft.

Eff-Dose solicita para realizar sus cálculos, el kV de pico, la filtración total del haz, el PDA y las proyecciones utilizadas. En este trabajo, se ha asignado la proyección simple más cercana y similar al campo irradiado en este procedimiento, siguiendo la metodología descrita por Ruiz-Cruces et al. [1], [2], [3]

PCXMC solicita más información para realizar la estimación dosimétrica, requiriendo el PDA y las proyecciones utilizadas, kV de pico, ángulo del ánodo, la filtración total del haz, la edad del paciente, distancia foco-piel, tamaño del campo irradiado, solicitando las coordenadas (X, Y, Z), número de niveles de energía y número de fotones por nivel (máximo de 50000). Además permite ajustar el campo con grados de rotación, lo cual supone una ventaja con respecto al anterior. [4]

Diasoft solicita los mismos parámetros que Eff-Dose, el kV de pico, la filtración total del haz, el PDA y las proyecciones utilizadas, así como la distancia foco-paciente. [5] Este programa presenta la posibilidad de ser ejecutado en conexión con las cámaras de ionización de PTW Freiburg.

3. Resultados.

En la Tabla I se muestran los órganos cuyas dosis tienen un error relativo mayor del 25% para cada procedimiento, junto con su valor de dosis correspondiente dada por los tres programas, y el promedio obtenido. Para el AAA y la AMRT sólo hay 2 y 4 órganos respectivamente con tales características, mientras que para el TIPS la cifra asciende a 19. Destaca, además, que hay cinco órganos en este último procedimiento cuyo error relativo supera el 100%. Éste error aparece fundamentalmente como consecuencia de la disparidad de resultados entre los dados por el PCXMC y los otros dos. Los valores dados por Eff-Dose y DiaSoft coinciden casi totalmente para todos los procedimientos.

La Tabla II muestra las Dosis efectivas obtenidas con los tres programas, el valor medio obtenido y su desviación standard, expresada también como un error relativo en tanto por ciento. Los valores dados por Eff-Dose y DiaSoft coinciden casi totalmente para todos los procedimientos, mientras que el cálculo realizado por PCXMC es el que difiere de los dos anteriores. La desviación standard entre resultados de los tres programas varía de 6 a 8, y el error relativo oscila del 15 al 17%.

La Tabla III muestra la desviación standard y el error relativo promedio de todas las dosis órgano por procedimiento. Destaca el error relativo del 56% en el caso del TIPS, mientras que en los otros dos procedimientos es del 16 y 14% respectivamente. Los resultados dados por PCXMC difieren enormemente en algunos casos puntuales, haciendo que aparezca el error relativo promedio que se muestra.

Tabla I. Dosis en órganos con error relativo mayor del 25% para cada procedimiento.

Procedimiento	Órgano	Dosis Eff-Dose*	Dosis DiaSoft *	Dosis PCXMC*	Dosis Promedio*	Error Relativo (%)
AAA	Adrenales	106,90	106,90	209,26	141,02	42
	Pulmón	7,21	7,21	12,09	8,84	32
TIPS	Adrenales	389,36	389,40	142,52	307,09	46
	Mama	3,36	3,36	1,43	2,72	41
	Vesícula biliar	129,84	129,80	42,92	100,85	50
	Stomach	107,39	107,40	33,31	87,70	52
	U L I	83,37	83,37	46,12	70,95	30
	L L I	14,37	14,37	57,52	28,75	87
	Corazón	18,87	18,87	7,08	14,94	46
	Riñón	606,02	606,00	237,74	483,25	44
	Hígado	159,83	159,80	53,53	124,39	49
	Pulmón	21,63	21,63	7,83	17,03	47
	Ovarios	12,48	12,48	68,07	31,01	103
	Páncreas	175,21	175,20	53,61	134,67	52
	Bazo	356,39	356,40	117,83	276,87	50
	Testículos	0,20	0,19	10,09	3,49	164
	Timo	2,39	2,39	0,54	1,77	60
	Tiroides	0,27	0,27	0,00	0,18	140
	Vejiga	2,55	2,55	35,28	13,64	107
	Útero	9,67	9,67	56,45	25,26	107
	Esófago	25,17	25,17	3,81	18,05	68
AMRT	Adrenales	59,49	59,49	128,45	82,48	48
	Mama	0,64	0,64	1,29	0,86	44
	Corazón	3,59	3,59	6,38	4,52	36
	Pulmón	249,78	249,80	214,28	4,68	44

*Dadas en mGy

Tabla II. Dispersión obtenida en Dosis Efectiva por procedimiento.

| Dosis Efectiva (mSv)

Procedimiento	Eff-Dose	DiaSoft	PCXMC	Media	Desviación standard	Error Relativo(%)
AAA	75,68	75,68	57,48	69,6	10	15
TIPS	51,18	51,18	37,81	46,7	8	17
AMRT	40,30	40,29	29,91	36,8	6	16

Tabla III. Desviación standard y error relativo promedio de todas las dosis órgano por procedimiento.

Procedimiento	Desviación standard*	Error Relativo (%)*
AAA	14	16
TIPS	37	56
AMRT	6	14

*Promedio de todos los órganos

4. Discusión y Recomendaciones.

El disponer de tres programas diferentes para realizar un mismo cálculo podría suponerse de entrada como una manera de llegar a un resultado más preciso. Sin embargo, tal y como se ha visto en este trabajo, esto no es así.

Los resultados dados por los tres programas difieren en gran medida, lo que hace que, en general, el error de dispersión sea muy grande.

Por una parte, Eff-Dose y DiaSoft proporcionan valores prácticamente iguales, con lo cual se puede utilizar uno u otro indistintamente.

Por otra parte, PCXMC, cuyos resultados difieren en gran medida con los otros dos programas, tiene la ventaja de poder ajustar mejor la angulación del campo de una proyección.

Todo lo dicho muestra que se necesita una solución mejor para resolver el problema del cálculo de las dosis en órgano, siendo necesario un método más exacto que nos acerque de manera más fiable a la realidad, y del que por el momento, no se dispone.

Como recomendación, proponemos como mal menor calcular un promedio utilizando los tres programas, obteniendo un valor estimado con su error relativo.

5. Bibliografía.

- [1] RUIZ-CRUCES R.; PEREZ MARTINEZ, M.; MARTIN PALANCA, A; FLORES, A.; CRISTOFOL, J.; MARTINEZ MORILLO, M.; DIEZ DE LOS RIOS, A., Patient dose in radiologically guided vascular procedures: Conventional versus digital systems, Radiology 205(1997): 385-394
- [2] RUIZ-CRUCES R.; GARCIA GRANADOS J.; DIAZ ROMERO, F.J.; HERNANDEZ ARMAS, J., Estimation of effective dose in some digital angiographic and interventional procedures, British Journal of Radiology, 71(1998),42-47.

- [3] NBH, National Institute of Radiation Higiene; Eff-Dose software: Estimation of effective and organ doses. Bronshoj, Denmark (1995) Version 1.02.
- [4] TAPIOVARA, M.; LAKKISTO,M.; SERVOMAA, A., PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations, Helsinki (1997) 55 pags.
- [5] DiaSoft Versión 5.0. Users'manual. PTW, Freiburg (2000)

**EFFECTOS PRENATALES DE LAS RADIACIONES IONIZANTES: PREVENCIÓN Y
CONSEJO COMO CLAVES DE UNA RESPUESTA INSTITUCIONAL**

Rojo, A.M., Dubner, D, Pérez, rgfM del R, Michelin, S, Gisone, P A

AUTORIDAD REGULATORIA NUCLEAR

**Av del Libertador 8250 Capital Federal
(1429) Buenos Aires – ARGENTINA**

**FAX 54 011 4379 8460
TE 54 011 4379 8482
email arojo@cae.arn.gov.ar**

**PRENATAL EFFECTS FROM IONIZING RADIATION:
PREVENTION AND ADVICES AS THE CLUE OF INSTITUCIONAL RESPONSE**

ABSTRACT

The prenatal irradiation is an important chapter on radiation protection and perhaps one of the most complex. This complexity is based essentially on the nature of the fetus-maternal binomial and on the linking of sequential and discontinuous moments of differential radiosensitivity of the systems in developing. The dose limits on the radiation protection field for the childbearing woman and the notion of the fetus as “members of the public” preserve the fetus-maternal binomial of any risk of deterministic effects.

Argentine Nuclear Regulatory Authority face the subject of the Prenatal Irradiation through the developing of basic and applied studies and the design of a response system to request.

The problem of the prenatal irradiation is very importance regarding radiation protection and radiopathology aspects. due to the lack of information, it constitutes one of the main obstacles for a serious study about this problem. It has been noticed that some professionals adopt a drastic conduct in the sense of the continuity of the pregnancy without making a specialized consultation.

Argentina has included this task in ARCAL project 025 in order to obtain a regional consensus on this subject.

1 Introducción

Las irradiaciones prenatales configuran un importante capítulo en radioprotección y quizás uno de los mas complejos. La complejidad del mismo se fundamenta esencialmente en la naturaleza del binomio feto-materno y en el encadenamiento de momentos secuenciales y discontinuos de radiosensibilidad diferencial de los sistemas en desarrollo.

En tanto objeto de la radioprotección los límites de dosis establecidos para la mujer gestante y la noción del feto como "miembro del público" preservan al binomio feto-materno de cualquier riesgo de efectos determinísticos. [1]

La estimación a veces dificultosa de la fecha de última menstruación (FUM) incrementa el riesgo de exposiciones a partir de prácticas radiológicas diagnósticas y terapéuticas sobre todo durante las primeras semanas de gestación.

Las irradiaciones prenatales a grandes rasgos pueden ser categorizadas de la siguiente forma.

- a) A partir de prácticas diagnósticas o terapéuticas realizadas sin conocimiento previo del estado de gestación por parte de los profesionales intervinientes ni de la paciente, así como también a partir de exposiciones ocupacionales acontecidas a partir en desconocimiento del estado de gravidez de la trabajadora. Pueden ser consideradas incidentes.
- b) A partir de prácticas susceptibles de ser encuadradas en el principio de justificación. Pueden ser categorizadas como prácticas programadas y por lo tanto bajo la égida de "protección del paciente restricción de dosis en el feto.
- c) Exposiciones potenciales. Como una natural extensión del punto anterior un posible desvío de la práctica determinaría una sobreexposición no planificada puede ser considerado como un accidente.

2 Momentos del Desarrollo [2]

2.1 Etapa preimplantacional : Se extiende desde la concepción hasta el día 8 de vida intrauterina. En esta etapa y en relación a efectos determinísticos los datos con los que se cuenta provienen de la experimentación animal y por lo tanto son difícilmente extrapolables a la experiencia humana. Aún en los modelos animales la sensibilidad para end points específicos parece ser dependiente de variables relacionadas con la cepa, distintos momentos de radiosensibilidad, lotes etc.

De cualquier modo en embriones sobrevivientes en esta etapa no se han verificado malformaciones congénitas durante la vida postnatal. Dado que hasta la mórula de 32 células el sistema se considera con características totipotenciales, se asume una "ley de todo o nada" lo que supone que el efecto podría ser la muerte celular o la supervivencia indemne.

2.2 Etapa de máxima organogénesis: (entre el 9 y 60 días postconcepción) Los esbozos tisulares se encuentran prácticamente definidos en la 5 semana de edad Gestacional (EG). Se considera que la mortalidad prenatal es inferior a la de la etapa preimplantacional.

El riesgo de malformaciones y retardo del crecimiento es significativo aunque los datos humanos son escasos.

La tiroides embrionaria se encuentra esbozada a los 30 días de EG

2.3 Etapa Fetal precoz: (del día 61-104 de EG) Entre la 8-15 semanas de EG se constata el Retraso Mental Severo (RMS) sin duda efecto prenatal determinístico mas importante con un riesgo asociado de 40% Gy. La microcefalia tiene un riesgo asociado de 1% cGy. Los umbrales para verificar anomalías en el sistema nervioso central estaría situados entre 0,1-0,2 Gy. Un desplazamiento del IQ del orden de 0,3 IQ por cGy es constatado en este grupo etario. Otros efectos asociados al sistema nervioso central están dados por deterioro de la performance neuromuscular, convulsiones, trastornos cognitivos etc.[3]

A la 10 semanas de EG la tiroides fetal presenta estructuras coloidales primarias con capacidad de captación de I y un principio de organificación.

2.4 Período fetal medio (entre 105-175 días EG). Los umbrales para muerte fetal son muy altos y controversiales. No existen datos fidedignos en relación a malformaciones ostensibles en este período. Dado que se produce una segunda expansión de neuroblastos desde la matriz telencefálica y el comienzo de la sinaptogénesis hay un riesgo asociado de RMS del orden de 1% Gy.

2.5 Período Fetal Tardío: (mas de 175 días de EG) El riesgo de malformaciones y trastornos en el sistema nervioso central es despreciable.

En relación a los efectos estocásticos, las irradiaciones intrauterinas se encuentran asociadas a un riesgo relativo para cáncer del orden de 1,4 con una dosis fetal de 10 mGy y un riesgo absoluto de 0,06% con una dosis de 10 mGy. [4]

3 Respuesta Institucional frente a las Irradiaciones Prenatales

La Autoridad Regulatoria Nuclear de la Argentina ha abordado el tema de las Irradiaciones Prenatales de la siguiente forma.

3.1 Puesta en marcha de estudios básicos y aplicados

3.2 .Diseño de un sistema de respuesta a demanda.

3.1.1 Estudios básicos de efectos radioinducidos sobre el SNC en desarrollo

Han sido llevado a cabo a través de modelos animales con el objeto de establecer dosis umbral para distintos puntos de interés. En este sentido se estudiaron los siguientes aspectos mecanisíticos:

Apoptosis radioinducida en cultivos primarios de precursores corticales.

Estudios de la acción del NO (óxido nítrico) endógeno postirradiación.

Efectos de neuromoduladores sobre la respuesta.

Estudios de stress oxidativo radioinducido .

3.1.2 Estudios de aplicación del código MIRDOSE que posibilita el cálculo de la dosis fetal en cada trimestre, a partir de la elección del fantoma para la mujer embarazada que corresponda de acuerdo a la etapa de edad gestacional

Se han incorporado los avances del comité de la ICRP, abocado al tema "Age Dependent Doses to Members of the Public from Intakes, Embryo and Fetus", respecto de los factores denominados "factores de discriminación placentaria" que relacionan las concentraciones del radionucleído en la madre y en el feto, en concordancia con los conocimientos actuales en transferencia placentaria.

3.2.1 El sistema está pensado para respuestas a demandas institucionales y/o personales.

El centro básico de respuesta se encuentra en el Grupo de Respuesta médica y Evaluaciones Dosimétricas de la Subgerencia de estudios Físicos y Radiobiológicos de la ARN.

Las tareas se distribuyen de la siguiente forma:

3.2.1 Tareas de prevención :

Elaboración de instructivos de nivel profesional a fin de distribuirlos en Hospitales e Instalaciones Radiactivas.

Elaboración de instructivos para miembros del público.

Cursos para personal profesional y técnico de las instalaciones relevantes y no relevantes .

Tareas generales de divulgación .

Aconsejar acerca de la elaboración de Normas aplicables a diagnóstico por imágenes en mujeres con capacidad reproductiva

3.2.2. Sistema de intervención

Consiste en una serie de conductas estipuladas a fin de dar respuesta a la requisitoria de instituciones o particulares.

Las demandas se realizan de dos maneras:

-Telefónicas.

-Presenciales

Las etapas que se inician a partir de la demanda son las siguientes:

-Elaboración de una historia clínica ad hoc

-Establecimiento de un contacto con los médicos actuantes o con personal técnico involucrado en la irradiación. (En este punto se reconstruye el escenario físico de la irradiación, condiciones del equipo, tiempos de exposición, actividades administradas etc.)

-Discusión interdisciplinaria.

-Estimaciones dosimétricas.

-Eventualmente la solicitud de estudios complementarios en los centros de atención de los involucrados o en los hospitales pertenecientes a la Red de Radiopatología (pruebas de vitalidad fetal, Eco doppler, non stress test, alfa feto proteína, citogenética de vellosidades coriales etc.).

-Etapas de Consejo. Se procura sustanciarla a través del consejo profesional calificado., esto es , dirigido a los profesionales actuantes y al paciente en forma conjunta de acuerdo a criterios de medicina basada en la evidencia.

-Inclusión en la Base de Datos.

4 Conclusiones

El problema de las irradiaciones prenatales es de la mayor importancia en Radioprotección y radiopatología dado que la desinformación constituye uno de los principales obstáculos para un serio abordaje de este problema se advierte que muchos profesionales adoptan una un drástica conducta en el sentido de la continuidad del embarazo sin realizar una consulta especializada.

Un análisis de las dosis en feto para prácticas de Medicina nuclear revelan que los valores mas altos se sitúan en los 2,4 cGy y en promedio 1 cGy [5]. Del mismo modo aún en forma reiterada y en momentos de máxima sensibilidad es difícil que las dosis involucradas en prácticas diagnósticas alcancen umbrales para efectos determinísticos. Un caso completamente diferente es sin duda el de las irradiaciones terapéuticas donde el feto puede recibir dosis significativas. un nuevo desafío esta configurado por las irradiaciones fetales a partir de prácticas quirúrgicas intrauterinas bajo control fluoroscópico al menos en sus momentos iniciales (cardiopatías congénitas, exsanguinotransfusiones intrauterinas etc.) donde el feto se sitúa en el rol de "paciente".

Un aspecto que sigue siendo controversial es de las dosis umbrales para efectos determinísticos y la indicación terapéutica de una interrupción del embarazo. Ciertos consensos señalan que 20 cGy durante la organogénesis podría constituir una dosis que fundamente la interrupción del mismo. En algunos países existe legislación al respecto. En Argentina no existe legislación concerniente a la legitimidad del aborto, y en lo que concierne a la interrupción como indicación médica solo contempla casos totalmente excepcionales.

En lo que hace a nuestra tarea la misma se ha incorporado al Proyecto ARCAL 025 que se extenderá hasta el año 2002 a fin de lograr un consenso Regional al respecto. Del mismo modo se implementará la estimación de la dosis fetal sobre la base del cálculo con Monte Carlo en los casos de administración de radiofármacos.

Se concluye que la evaluación de los riesgos debe ser siempre un tarea que tome a cada caso como único a fin de ponderar correctamente las posibles consecuencias. Para esto es necesario contar con un instrumento adecuado a la necesidad de fundamentar con evaluaciones precisas una toma de decisiones médica.

5. Referencias

- [1] ICRP Publication 60 1990 Recommendations
- [2] ICRP Publication Draft 2000, Pregnancy and Medical Radiation.

- [3] ICRP Publication 49, Developmental effects of irradiation on the brain of embryo and fetus, Annals of ICRP 16 (4) 1986
- [4] ICRP Publication 84, Pregnancy and Radiation, Draft 2000
- [5] STEENVOORDE, P. Et al, Diagnostic Nuclear Medicine and risk of the fetus, Eu J. Of Nuclear Med vol 25 2 193-199, 1998.

**NOTE: 1. Full text of lecture will be delivered within two weeks.
2. e-mail address of main author: vlaginov@ousa.sk**

ABSTRACT

PRESENT STATE OF RADIOLOGICAL PROTECTION IN SLOVAKIA IN DIAGNOSTICS, NUCLEAR MEDICINE AND RADIOTHERAPY

Laginova V., Fűrïova A., Nikodemova D.* , Cintulova A., Boljesikova E., Makaiova I.

St Elizabeth Cancer Institute, Bratislava,

*Institute of Preventive and Clinical Medicine, Bratislava

With the aim to keep dosage as low as possible, the utilisation of ionising radiation in diagnostics and therapy inevitably also brings problems concerning the protection of patients from undesired radiation and its consequences. In utilising ionising radiation in roentgen diagnostics, nuclear medicine and radiotherapy the approach to protection is similar, yet each of them shows certain specific features. The aim of this contribution is to inform about the state of radiological protection in Slovakia.

Besides commonly used protective devices, in diagnostic examinations special attention was paid to the protection of children during examination as well as to the assessment of radiation burden to patients during mammography. Still there are certain reserves in protection of patients during routine procedures, using either classical roentgen equipment or CT. It can be stated that the recommended procedures are employed, and whenever a new equipment is going to be purchased, not only its technical quality is taken into consideration but also the options that this equipment offers as to the possibility to decrease the radiation burden to patients.

In nuclear medicine, in diagnostic examinations the main point in the protection of the patients is to properly determine the administered dose, the brand of radiopharmaceuticals, using top quality equipment and the keeping of the principle of least dose by quality control through national standards. In therapy using radionuclids protection is aimed at the optimal building construction of the in-patient department, monitoring the radiation and social conditions in the patient's surrounding. In the case of releasing the patient in home treatment we present a model proposed at our hospital which takes into account the international recommendation regarding the effective dose of 1 mSv/year for the population.

In radiotherapy the patient's burden is represented by therapeutic doses of a magnitude of tens of Gy, thus the patient's protection is based on:

- increased accuracy in application of the prescribed dose
- exact determination of the target volume

With respect to the commonly used linear accelerators, we present our result of measurements of activation of air and the resulting neutron radiation from the point of view of protection both of patients and the health care personnel.

Some departments take an active part in projects of assessment of public and occupational exposure.

FLUOROSCOPIA SIN INTENSIFICADOR DE IMAGEN

L. Canevaro¹; G. Drexler²

¹ Instituto de Biologia. Departamento de Biofísica e Biometria. Pós-graduação em Biociências Nucleares. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil. E-mail: luciacanevaro@zipmail.com. Rua Rogério Karp 101/205. CEP 202795-210. Recreio dos Bandeirantes. Rio de Janeiro, Brasil.

² GSF Forschungszentrum. Institut für Strahlenschutz. D85764 Neuherberg. Germany, y Laboratorio de Ciências Radiológicas. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil. E-mail: drexler@lcr.uerj.br

Abstract

The objective of the present work was to evaluate the doses received by patients during fluoroscopy procedures carried out with an equipment without image intensifier. This evaluation is providing dose levels that our patients are presently exposed, as gives the data for epidemiological studies on risk estimate of cancer induction in patients exposed earlier when no image intensifiers existed. Diametor M4 and E meters were used to measure the product dose-area (DAP). The data were acquired during barium enema, barium meal, barium swallow and histerosalpingographies. The measured values of DAP are considered high. This work intends to call the attention toward the optimization of the radiological protection in facilities that still use equipment without image intensifiers. While these equipment cannot be disabled, the patient exposure monitoring should be incentivated, and the application of radiological protection practices and programs of quality assurance should be of priority.

1. Introducción

En la actualidad, siguiendo las recomendaciones de la ICRP [1][2] y las directivas sobre protección radiológica del paciente [3], la preocupación por los métodos de optimización de la calidad de la información diagnóstica, el establecimiento de niveles de referencia y la reducción de dosis, tiene caracter prioritario. Esto sucede hoy, en tiempos en que equipos de rayos X sin intensificador de imagen ya fueron desactivados en países desarrollados, pero continúan siendo usados en países en desarrollo.

En los últimos años ha surgido gran interés por las exposiciones de pacientes en procedimientos fluoroscópicos diagnósticos e intervencionistas. Se trabaja intensamente en investigaciones sobre protección radiológica, niveles de exposición y recomendaciones al respecto [4][5][6][7][8] debido, en parte, a que la tecnología de los equipos es cada vez mas sofisticada. Por otro lado, al igual que en muchos países en desarrollo, en Brasil existen pocos estudios dosimétricos sobre fluoroscopia [9][10] y pocas recomendaciones y reglamentaciones sobre el asunto. Recién en junio de 1998 fue publicado el Reglamento Técnico "Portaria 453/98" del Ministerio de Salud de Brasil [11], que establece la obligatoriedad de la aplicación de programas de garantía de calidad, el uso de intensificadores de imagen en equipos fluoroscópicos, y la sustitución hasta 2003 de los actuales existentes sin este dispositivo.

Tanto en Europa como en Estados Unidos ya no es posible la dosimetría en fluoroscopia realizada con equipos sin intensificador de imagen, porque éstos fueron desactivados hace varias décadas. Sin embargo, en Brasil y otros países, todavía se puede medir exposiciones a pacientes en estos equipos. La evaluación de las exposiciones a pacientes irradiados de esta manera, proporcionará los niveles de dosis a los que nuestra población está actualmente expuesta, así como datos que permitan estimar dosis recibidas en el pasado en países donde equipos sin intensificador no existen mas, y datos para estudios epidemiológicos sobre estimativas de riesgos de inducción de cancer en los pacientes expuestos.

El presente trabajo forma parte de un proyecto de optimización de la protección radiológica en fluoroscopia, apoyado por la IAEA [12] aplicado en instituciones médicas de Rio de Janeiro, siendo uno de los objetivos la evaluación de dosis recibidas por pacientes en procedimientos fluoroscópicos realizados con y sin intensificador de imagen. Se presentan aquí algunos resultados parciales de esta investigación en un hospital.

2. Materiales y métodos

Los exámenes fueron realizados con un equipo (Philips Müller Technique) con 30 años de uso, generador trifásico Müller-Medio 50, pantalla intensificadora, tubo de rayos X bajo la mesa, diafragma

regulable, focos fino y grueso de 1,2 e 2,0 mm, respectivamente, usándose normalmente el foco grueso. Todos los controles son manuales. Para escopía, la corriente puede variarse entre 0 y 6 mA y la tensión del tubo entre 40 y 110 kVp, y dispone de un indicador de tiempo de escopía con alarma sonora a los 5 minutos. El seriógrafo se acciona manualmente para obtener radiografías desplazando el chasis a una posición debajo de la pantalla, lo que acciona un disparador para exponer la película con la técnica radiográfica seleccionada. La película puede ser dividida para obtener dos imágenes radiográficas en la misma, desplazando manualmente una lámina de plomo debajo de la pantalla fluorescente, antes de la exposición. Existe una rejilla antidifusora sostenida por resortes para permitir su movimiento en el momento de la exposición.

Se utilizaron medidores Diamontor M4 y E (PTW, Freiburg, Alemania) para medir el producto dosis-área (DAP). La calibración de los instrumentos fue realizada *in situ*, considerando la atenuación de la mesa de exámen. El fabricante garantiza una incertidumbre de $\pm 1\%$ en la medida del DAP [13]. Se aplicó un único factor de calibración: el promedio de los obtenidos para los diferentes kVp utilizados, porque esto no introdujo errores significativos.

Se adquirieron datos en 23 exámenes de enema de bario con doble medio de contraste (clisteropaco), 13 seriografías gastroduodenales, 3 esofagografías y 13 histerosalpingografías, realizados según los protocolos médicos de la institución. Los exámenes fueron conducidos por médicos del primer año de la residencia en radiología. Los datos registrados en cada examen fueron: técnica fluoroscópica (kVp, mA), tiempo de exposición, técnica radiográfica (kVp, mAs), número total de imágenes, tamaño de campo fluoroscópico y radiográfico y DAP total. En los exámenes de enemas de bario y de histerosalpingografía fue posible registrar el DAP de la parte fluoroscópica y el DAP de la parte radiográfica del examen y estimar la dosis por imagen y la tasa de dosis en fluoroscopia.

3. Resultados y discusión

En las tablas I y II se presentan los resultados obtenidos en los exámenes evaluados. De la tabla I, es posible observar que los valores de DAP total resultaron extremadamente elevados al compararlos con los niveles de referencia para fluoroscopia actualmente disponibles [4][5][14][15][16] (entre paréntesis y en negrito en la tabla I). La comparación directa de nuestros resultados con estos valores derivados de dosimetría en equipos con intensificador de imagen no es rigurosamente procedente pero sí válida a fin de tener una referencia en relación a los valores típicos actuales para los procedimientos evaluados.

En histerosalpingografías, Fernández et al [16] midieron en España valores de DAP total entre 2,5 y 16 Gy cm^2 , con una media de 7,5 imágenes y tiempos de exposición entre 0,1 e 1 minuto. Los DAPs totales (3er. cuartil) obtenidos en nuestro estudio fueron alrededor de 15 veces mayores, a pesar de que el número promedio de imágenes es el mismo. Esto evidencia, al igual que para enemas de bario, la contribución al DAP total de la parte fluoroscópica del examen, mostrada en la tabla II. Para seriografías, las medidas resultaron de 3 a 6 veces mayores que los valores de referencia, y para enemas de bario, superiores por un factor de 3 a 5. Estos hechos sugieren que los protocolos médicos sean revistos, además de evaluar el desempeño del equipo.

Algunos problemas detectados en relación a la ausencia total o parcial de procedimientos de optimización se deben, en general, a la falta de recursos financieros y otras dificultades (como la falta de físicos médicos y la escasa formación en protección radiológica de los radiólogos) que la mayoría de las instituciones de salud pública tienen que enfrentar en muchos países en desarrollo. Los exámenes tienen que ser realizados por los profesionales con los equipos y herramientas disponibles.

En los casos evaluados, las dosis/imagen fueron relativamente bajas, aunque no se evaluó la calidad de imagen (combinación película-pantalla verde). Las tasas de dosis son consideradas elevadas, en función de las recomendaciones actuales [11].

Tabla I Resultados de las medidas realizadas en la evaluación de procedimientos fluoroscópicos realizados con el equipo de rayos X sin intensificador de imagen. n: número de exámenes evaluados. Los valores de los niveles de referencia actualmente disponibles están indicados entre paréntesis y en negrito en la tercera columna.

	Tiempo [min]	Nº. Imágenes	DAP total [Gycm ²]	Dosis por imagen [mGy]	Tasa de dosis escopía [mGy/min]
ENEMA DE BARIO (n = 23)					
			(37-62)		
Rango	3,8-21,7	5-14	85-316		50
Media	8,8	9,7	159	4	16
Desviación Estandar	4,2	1,8	63	4	56
3er Cuartil	11,2	10,0	190	1	
SERIOGRAFIA (n = 13)					
			(25-53)		
Rango	3,4-16,1	8-17	62-345		
Media	8,0	13,8	136		
Desviación Estandar	3,1	3,2	74		
3er Cuartil	9,3	17,0	164		
HISTEROSALPINGOGRAFIA (n = 13)					
Rango	1,2-7,2	5-10	25-118		
Media	3,9	7,3	107	3	24
Desviación Estandar	1,6	1,4	51	2	3
3er Cuartil	4,5	8,0	136	4	26
ESOFAGOGRAFIA (n = 3)					
			(10)		
Rango	3-7,3	6-10	40-106		
Media	5,1	8,7	105		
Desviación Estandar	2,2	2,3	44		

Tabla II Estimativas de las contribuciones radiográfica y fluoroscópica en exámenes de enema de bario e histerosalpingografía.

	Tiempo [min]	Nº. Imág.	DAP total [Gycm ²]	DAP grafía [Gycm ²]	% Grafía	DAP escopía [Gycm ²]	% Escopía
ENEMA DE BARIO (n = 23)							
Rango	3,8-21,7	5-14	85-316	1073-3437	6-25	76-288	75-95
Media	8,8	9,7	159	2056	13	147	87
Desviación Estandar	4,2	1,8	63	717	6	67	6
3er Cuartil	11,2	10,0	190	2594	17	179	92
HISTEROSALPINGOGRAFIA (n = 13)							
Rango	1,2-7,2	5-10	25-118	504-1109	13,5-15,2	32-62	85-87
Media	3,9	7,3	107	807	14,4	47	86
Desviación Estandar	1,6	1,4	51	428	1,2	21	1
3er Cuartil	4,5	8,0	136	958	14,8	54	86

4. Conclusiones

Hoy en día se dedica mucha atención a la dosimetría en equipos modernos y sofisticados, pero en algunos países, la población continúa siendo irradiada con equipos fluoroscópicos sin intensificador de imagen. Este trabajo pretende llamar la atención hacia la optimización de la protección radiológica en instalaciones que todavía usan equipos sin intensificadores. Aún cuando su uso esté "justificado" en

ciertas situaciones, es posible aplicar medidas de protección radiológica a pacientes que inevitablemente serán expuestos. Mientras estos equipos no puedan ser desactivados, debería incentivarse la dosimetría a pacientes, la aplicación de conductas de protección radiológica y de programas de garantía de calidad.

Estos resultados preliminares muestran que aún existen muchos problemas que deben ser resueltos en nuestro país. El hecho de disponer de valores numéricos para los parámetros evaluados constituye un paso importante que servirá para tomar acciones a ser implementadas en fluoroscopia. En Brasil estos equipos serán desactivados hasta 2003, las mejoras se hacen de forma gradual y las disposiciones legales ayudan a corregir los desvíos. Sin embargo, en otros países que no disponen de esta posibilidad, probablemente estos equipos seguirán siendo utilizados, con la consiguiente exposición a los pacientes.

Agradecimientos: Los autores agradecen a los Dres. J.E. Peixoto e H.A. Koch, a los médicos residentes R.I. E.P. Dias, F.P. Nobre, A.R. Vianna, L.T. Ramos, L. Risk, M.V. Esquivel, P.V. Madeira, F. Lima, N. S. S. Louzada y C.F. Costa, a los físicos A. de Amorim e M. Balthar y a los tecnólogos R. Silva y J. Portela. Este trabajo fue realizado con el apoyo de CNPq (Brasil), GSF (Alemania) e IAEA (Contract BRA 11061).

Referencias bibliográficas

1. International Commission on Radiological Protection (ICRP). "1990 Recommendations of International Commission on Radiological Protection". Publication 60. Annals ICRP 21 (1-3). Pergamon Press. 1991.
2. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Publication 73 "Radiological Protection and Safety in Medicine". ICRP Committee 3. March, 1997.
3. European Commission (EC), Council Directive 97/43/EURATOM of June 30th 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation on relation to medical exposures. *Official Journal from the European Communities*. 1997.
4. European Commission (EC), European Radiation Protection, Education and Training (ERPET), "Training Course for Medical Physicists on Establishment of Reference Levels in Diagnostic Radiology". Passau, Germany. 13-15 September, 1999.
5. European Commission (EC). "Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures". *Radiation Protection 109*. Directorate-General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. European Commission. 1999.
6. American College of Radiologists/Food and Drug Administration, (ACR/FDA). "Proceedings of the ACR/FDA Workshop on Fluoroscopy - Strategies for Improvement in Performance, Radiation Safety and Control". Workshop 16 and 17, October, 1992.
7. Vañó, E.; González, L.; Guibelalde, E.; et al. "Patient and Staff Dose Values in Interventional Radiology". In: *Workshop of WHO/ISH. Efficacy and Radiation Safety in Interventional Radiology*. Munich. 1995.
8. Faulkner, K.; Corbett, R.H. "Reference Doses and Quality in Medical Imaging". *Br. J. Radiol.*, 71, pp.1001-1002. 1998.
9. Canevaro, L.V., Carlos, M.T., Drexler, G., et al. "Assessment of Doses to Patients Submitted to Fluoroscopic Gastrointestinal Tract Examinations". *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol 80, Nos. 1-3, p. 155-158. 1998.
10. Costa, MMB.; Canevaro, L.V.; Azevedo, ACP. "Análise Dosimétrica do Método Videofluoroscópico Aplicado ao Estudo da Dinâmica da Deglutição". Aceptado para ser publicado en la revista *Radiol. Bras.*, 34, No. 6, Diciembre, 2000.
11. BRASIL. Ministério da Saúde. "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico". Portaria No. 453. 1/6/98. Brasil.
12. Proyecto IAEA BRA 11061. "Dose Reference Levels in Fluoroscopy". Laboratório de Ciências Radiológicas A partir de diciembre de 1999.. Rio de Janeiro, Brasil.
13. Physikalisch Technische Werkstätten (PTW-Freiburg). "DIAMENTOR M4. User Manual for Diamentor M4 type 11006 and Ionization Chamber type 57523-1". PTW-Freiburg. Germany. 1996.
14. Saxebøl, G.; Olerud, H.M.; Hjørndemaal, O.; Leitz, W.; Servomaa, A.; Walderhaug, T. "Nordic Guidance Levels for Patient Doses in Diagnostic Radiology". *Radiat. Prot. Dosim.*, Vol. 80, Nos. 1-3, p.99-101. 1998.
15. Vañó, E. "Estimación de Datos Españoles para el Comité UNSCEAR". Madrid. España. Febrero 2000. Comunicación personal.
16. Fernández, J.M.; Vañó, E.; Guibelalde, E. "Patient Doses in Histerosalpingography". *Br. J. Radiol.*, 69, p.751-754. 1996.

231/



INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS

in

- Diagnostic and Interventional Radiology
- Nuclear Medicine and
- Radiotherapy

organized by the
International Atomic Energy Agency
co-sponsored by the
European Commission
Pan American Health Organization and
World Health Organization

in Malaga, Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria. DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000**

FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER

TITLE OF THE PAPER AND TOPIC: NUCLEAR MEDICINE IN ROMANIA		
AUTHOR(S) INITIAL(S) AND FAMILY NAME(S)	SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN CARRIED OUT	TOWN/COUNTRY
1. A.Preoteasa	National Commission for Nuclear Activities Control	ROMANIA
2. S.Ghilea		
3.		
4.		
5.		
AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER		Mailing Address:
XX/Ms.		B-dul Libertatii nr. 14, sector 5,
Initial(s): A		Bucharest, CP 42-4, ROMANIA
Family Name: Preoteasa		Telefax No.: 401 411 14 36
		E-Mail: angelica.preoteasa@ncan.ro
I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency ☒ the Copyright or ☐ the Non-Exclusive, Royalty-Free License to publish the above-mentioned paper, and certify that no other rights have been granted which could conflict with the right hereby given to the Agency.		
Date: 27.10.2000		(Signature of Main Author)

DOSIS EN ÚTERO EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOTERAPIA PARA EL CARCINOMA DE MAMA

C. Martín Rincón; I. Jerez Sainz; I. Modolell Farré; M.L. España López; P. López Franco.
Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario de la Princesa. Madrid (España).

1. SUMMARY

In the early period of the pregnancy, the radiological protection of the unborn child is particular concern. In several reports dose thresholds for deterministic effects as well as dose values that increase the probability of stochastic effects have been established. The aim of this article was to estimate the peripheral dose (PD) in order to evaluate the absorbed dose in utero for breast carcinoma treatment related to the radiotherapy procedures established in our hospital. The treatment was simulated using an antropomorphic phantom Alderson – Rando, and two similar treatment planning with and without wedges were performed, taken into account the average field parameters used in 300 treatment planning patients. The PD values were determined with a NE 2571 ionization chamber in a General Electric linac, for the treatments considered. Experimental measures provided dose in utero values slightly higher than 5 cGy, dose threshold established in some articles for radioinduced effects in the fetus. The planning system underestimated the PD values and no significant influence with the use of wedges was found.

2. INTRODUCCIÓN

La protección radiológica del ser en desarrollo en el caso de mujeres gestantes sometidas a procedimientos de radioterapia externa, es especialmente crítica ya que en muchos casos no se puede posponer el tratamiento hasta el final del embarazo, y es necesario estimar la dosis que va a recibir el embrión o feto, para poder informar a la madre de los riesgos de una forma lo mas relista posible. Diversos estudios establecen los efectos radioinducidos en el ser en desarrollo, a partir de la dosis equivalente en útero como indicador de la dosis recibida por el embrión en los primeros estadios del embarazo. En el primer período de embarazo, dosis del orden de 10 cGy pueden inducir efectos letales en el embrión, mientras que en el periodo que va desde la 3ª a la 8ª semana de embarazo se sugieren umbrales de dosis a partir de 25 cGy para la aparición de malformaciones y otros efectos en el desarrollo [1-3], aunque en algún estudio este umbral disminuye a valores de 5 cGy [4]. Para los posibles efectos estocásticos, no existe un umbral de dosis, pero se estima que a partir de una dosis en útero de 2.5 cGy el riesgo natural de cáncer fatal a la edad de 15 años se duplica, mientras que para el caso de enfermedades genéticas no existe una relación clara con dosis en útero del orden de cGy [1-4]. Es por tanto imprescindible disponer de datos de la dosis periférica (DP), como indicador de la dosis recibida en puntos fuera del campo de tratamiento, particularizados para cada tipo de planificación y equipo de terapia implicado. En uno de los tratamientos más frecuentes en el caso de mujeres en edad de procrear, el relativo al carcinoma de mama, los resultados obtenidos en estudios de DP hablan de valores de dosis en útero del orden de unos pocos cGy [5-6]. El objetivo del presente trabajo es estimar la DP, y en particular la dosis absorbida en útero en un tratamiento estándar de mama de radioterapia externa, tal y como se desarrollan en nuestro hospital. Así mismo se valora la influencia de las cuñas en la DP realizando dos planificaciones similares, una con cuñas y otra sin cuñas.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

Para la realización de todas las medidas se ha utilizado un maniquí antropomórfico Alderson – Rando.

3.1 Planificación del tratamiento.

El paso previo para la planificación del tratamiento fue la realización de un scanner secuencial al maniquí, tal y como se realiza en la práctica clínica. Se tuvo especial cuidado en la correcta alineación del maniquí y en la unión de las secciones que lo componen, para evitar la existencia de aire entre ellas. Se realizó una adquisición a lo largo del maniquí, con espesores de corte y distancia entre cortes de 5 mm. Tras esto se envió vía red local al planificador Focus 3.0 de Computer Medical Systems para su posterior planificación.

Para la elaboración del plan de tratamiento se realizaron dos planificaciones estándar de mama (arbitrariamente se escogió la mama derecha) con dos campos tangenciales de fotones de 6MV, en una de ellas incluyendo cuñas y en la otra sin cuñas. Se estimó un promedio de los parámetros de los campos utilizados en más de 300 planificaciones de mama realizadas en la práctica clínica, que cumplieran los requisitos establecidos para nuestro estudio. Los campos así definidos se ajustaron a la anatomía del maniquí de modo que la zona a tratar quedara cubierta con una dosis del 95% respecto a la dosis prescrita del tratamiento (50 Gy), y no se superase en pulmones el límite de dosis tolerable para estos órganos críticos. Los parámetros de los campos escogidos se presentan en la tabla I.

Se tomaron los valores de dosis suministrados por el planificador para puntos colocados en la línea central a lo largo del maniquí, desde el corte del isocentro hasta el corte donde se estimó anatómicamente la posición del útero (distancia entre ambos cortes = 29.75 cm) y a profundidades de 10 cm y 15 cm desde la superficie, para la posterior comparación con las medidas realizadas con cámara de ionización.

Tabla I.- Parámetros de los campos escogidos en la planificación de mama.

CAMPOS	ANCHURA (cm)	ALTURA (cm)	ÁNGULO BRAZO	ÁNGULO COLIMADOR	DISTANCIA FOCO-PIEL (cm)	ÁNGULO CUÑA
Planificación sin cuñas						
Tangencial externo	17.5	10.0	228°	99°	93.3	-
Tangencial interno	17.5	10.0	54°	260°	92.7	-
Planificación con cuñas						
Tangencial externo	17.5	10.0	228°	99°	93.3	15°
Tangencial interno	17.5	10.0	54°	260°	92.7	15°

3.2 Medidas dosimétricas.

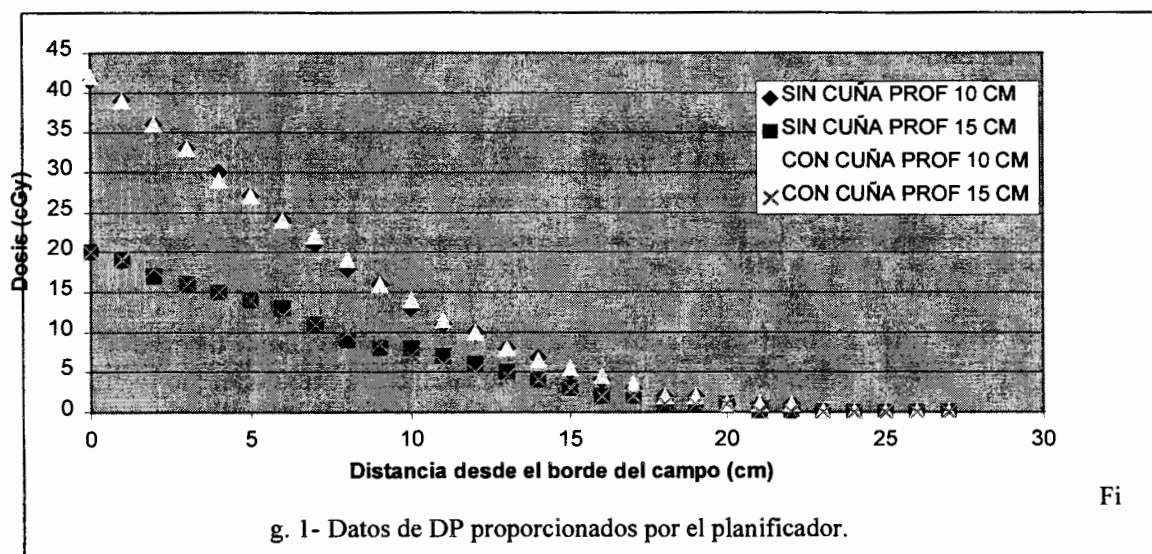
Las medidas dosimétricas se realizaron con una cámara de ionización cilíndrica NE 2571 de 0.6 cc acoplada a un electrómetro Farmer 2570/1 con un voltaje de polarización de -250 V y midiendo en rango Low, lo que nos permitía registrar valores desde 0,005 nC. Antes de realizar las medidas, se comprobó el factor unidad de monitor/cGy para verificar que su valor se hallaba dentro de tolerancias y no introducir sesgos en las medidas posteriores.

Los tratamientos planificados se reprodujeron de forma fidedigna en un acelerador Saturno 40 de General Electric-CGR, con energía de fotones de 6 MV (Quality index = 0.679). Se realizaron medidas desde el borde del campo hasta la posición del útero, a lo largo de la línea central del maniquí, aproximadamente cada 2,5 cm, y a una profundidad constante de 15 cm desde la superficie, sustituyendo en cada punto la sección pertinente del maniquí por un bloque de agua sólida RMI, de dimensiones aproximadas a dicha sección, con un alojamiento específicamente diseñado para la cámara. Las lecturas obtenidas para cada campo fueron convenientemente corregidas por presión y

temperatura y sumadas, con el objeto de calcular posteriormente la dosis total en cada punto para cada tratamiento.

4. RESULTADOS

La fig. 1 muestra los datos de DP con respecto a la dosis en el isocentro suministrados por el planificador, para el tratamiento con cuña y el tratamiento sin cuña, en función de la distancia en superficie del punto al borde del campo, y para profundidades de 10 y 15 cm desde la superficie. La dosis va disminuyendo exponencialmente según los puntos se va alejando del campo hasta hacerse nula en puntos próximos a nuestra zona de estudio, el útero, que correspondería al punto situado a 25 cm al borde del campo y a 10 cm de profundidad. Así mismo, no se observa en los resultados obtenidos una dependencia significativa de la DP con la cuña a distancias grandes del campo.



g. 1- Datos de DP proporcionados por el planificador.

Las medidas con cámara de ionización fueron realizadas a 15 cm de profundidad, y se utilizaron factores de conversión para determinarlos a 10 cm de profundidad [7]. En este punto hay que decir que la transformación de lecturas a dosis absoluta se realizó de dos maneras diferentes, en una de ellas aplicando los factores de corrección con la razón de poderes de frenado $R_{p,air}$ para la energía de 6 MV de nuestro acelerador, y la otra, considerando que los fotones que colorean la radiación dispersa dentro del paciente proceden de interacciones Compton de 90° por lo que su energía sería aproximadamente de 400 KeV. En este caso, tal y como publican Andreo y Brahme [8], la razón de poderes de frenado $R_{p,air}$ sería algo mayor, obteniéndose un incremento en la dosis de aproximadamente un 1.5%. Ambos casos se representan en la fig. 2, para una dosis en el isocentro de 50 Gy. Existe una dosis significativa en el útero, de 5.5 cGy para la planificación sin cuña y de 5.4 cGy en la planificación con cuña. Del mismo modo que antes, no se observa una diferencia relevante en el caso de la utilización de cuñas, siendo incluso la dosis un 1.8% mayor en el caso de la

g.2- DP medida con cámara de ionización

Fi

planificación sin cuñas.

5. CONCLUSIONES

Los resultados experimentales muestran valores de dosis en útero ligeramente superiores a los umbrales de riesgo de 5 cGy. Considerando las incertidumbres en las medidas (del orden del 10% en conjunto para todo el procedimiento) estos valores pueden ser mayores en la realidad, con lo que es posible que se supere hasta en un 20% el valor umbral establecido por algunos autores, y por tanto es recomendable hacer un estudio particularizado para cada tipo de planificación y unidad de tratamiento en el caso de procedimientos terapéuticos del carcinoma de mama.

El planificador subestima de forma apreciable la dosis en puntos fuera del haz directo de radiación. Esto se debe tanto a las propias limitaciones del algoritmo de cálculo, que no estima de forma precisa la dosis en puntos muy alejados del campo de radiación, así como a que el planificador no contempla la radiación de fuga, que es la contribución más importante a la DP a distancias alejadas del campo. Por tanto, es recomendable que se comprueben de forma experimental los valores de DP aportados por el planificador para estimar la dosis en útero de pacientes embarazadas.

Con respecto a la utilización de cuñas, en nuestras medidas no se ha podido apreciar una diferencia sustancial referente al uso de las mismas en el tratamiento, en contra de lo publicado por algunos autores, que aseguran un aumento de la DP en un factor de 2 o superior [9-10]. Además en la planificación sin cuña se obtienen valores de dosis superiores a los que resultan en la planificación con cuña.

Parece más realista considerar en el cálculo de dosis absorbida los valores de $s_{m,air}$ para fotones procedentes de una dispersión Compton de 90°, pues son estos los que van a contribuir a la DP. Aunque los valores tabulados para energías del orden de cientos de KeV no proceden de espectros continuos, como sería en este caso, sino de fotones monoenergéticos, se puede hacer una estimación con estos valores para no correr el riesgo de hacer un cálculo de la dosis por defecto.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] ICRP 60 Recomendaciones 1990. Comisión Internacional de Protección Radiológica (traducción al español). Sociedad Española de Protección Radiológica (1995)
- [2] NRPB. Board statement on diagnostic medical exposures to ionising radiation during pregnancy. Estimates of late radiation risks to the UK population. National Radiological Protection Board. Chilton, Vol 4 (1993)
- [3] UNSCEAR. Generic and somatic effects of ionising radiation. Report to the general assembly. Anexo A: genetic effects of radiation. Anexo C: biological effects of prenatal irradiation. New York: United Nations.(1986)
- [4] STOVALL, M., BLACKWELL, C.R. ET AL. Fetal dose from radiotherapy with photon beams: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group N° 36. Med. Phys. **22** (1) (1995). 63 a 82.
- [5] ANTYPAS, C., SANDILOS, P. ET AL. Fetal dose evaluation during breast cancer radiotherapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **40** (4); (1998) 995-9.
- [6] DIALLO, I., LAMON, A. ET AL. Estimation of the radiation dose delivered to any point outside the target volume per patient treated with external beam radiotherapy. Radiother. Oncol. **38** (3); (1996) 269-71.
- [7] VAN DER GIESSEN, P. A simple and generally applicable method to estimate the peripheral dose in radiation teletherapy with high energy x-rays or gamma radiation. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., **35** (5); (1996) 1059-68.
- [8] ANDREO, P., BRAHME, A. Stopping power data for high-energy photon beams. Phys. Med. Biol., **31** (8) (1986) 839-58.

- [9] McPARLAND, B.J., Peripheral doses of two linear accelerators employing universal wedges. *Br. J. Radiol.* **63** (1990) 295-98.
- [10] SHERAZI, S., KASE, K.R., Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field: effects of wedges and blocks. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **11** (1985) 2171-76.

FORM B

IAEA-CN-85



233

**INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL
PROTECTION OF PATIENTS****in**

- **Diagnostic and Interventional Radiology**
- **Nuclear Medicine and**
- **Radiotherapy**

organized by the

International Atomic Energy Agency

co-sponsored by the

European Commission

Pan American Health Organization and

World Health Organization

in Torremolinos (Malaga), Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria. papers.patient@iaea.org

DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000****FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER**

Title: Initial evaluation of a digital mammography unit with flat panel detector

Topic: Impact of digital techniques on radiological protection of patients

AUTHOR(S) INITIAL(S) AND
FAMILY NAME(S)SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN
CARRIED OUT

TOWN/COUNTRY

E. Vano^{1,2}, Chevalier M², Moran P², Fernández JM^{1,2}, Cepeda T³, Fabra A³, Alvarez-Pedrosa CS³¹ Medical Physics Service. San Carlos University Hospital. 28040 Madrid. Spain.² Radiology Department. Medicine School. Complutense University. 28040 Madrid. Spain.³ Diagnostic Radiology Service. San Carlos University Hospital. 28040 Madrid. Spain.

AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER

Mailing Address:

Mr./Ms. Mr.

Radiology Department. Medical School. Complutense University
28040 Madrid. SPAIN

Initial(s) E

Family Name:

VANO

Telefax No.: +34.91.3941675

E-Mail: eliseo@eucmax.sim.ucm.es

I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency

☒ the Copyright or☐ the Non-Exclusive, Royalty-Free License

to publish the above-mentioned paper, and certify that no other rights have been granted which could conflict with the right hereby given to the Agency.

Date: 6 November 2000

(Signature of Main Author)

ESTUDIO DEL RIESGO RADIOLÓGICO DEL PROGRAMA DE DETECCIÓN PRECOZ DEL CÁNCER DE MAMA DE LA COMUNIDAD VALENCIANA

J. I. Villaescusa* , A. León** , G. Verdú** , M.D. Cuevas*** , M.D. Salas**** ,

*Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitario La Fe ,Avda Campanar nº21 Valencia. Tfno:963862770.nºfax:963862770 e-mail: villaescusa_ign@gva.es.

**Dpto. Ingeniería Química y Nuclear. Universidad Politécnica de Valencia

***Dirección General de Atención Especializada. Consellería de Sanidad de Valencia

****Dirección General de Salud Pública. Consellería de Sanidad de Valencia

Abstract

It is demonstrated that screening mammography's programmes reduces breast cancer mortality considerably. Nevertheless, radiology techniques have an intrinsic risk being the most important late somatic effect the induction of cancer. This study is made in order to evaluate the risk produced into the population by the Comunidad Valenciana Breast Sceening Programme. All The calculations are carried out for two risk models, UNSCEAR 94 and NRPB 93. On the one hand, screening series detriment are investigated as a function of doses delivered and other parameters related to population structure and X-ray equipment. And on the other hand radiation induced cancer probability for a woman who starts at 45 years and remains into the programme until 65 years old is calculated as a function of mammography unit's doses and average compression breast thickness.

1. Introducción

El estudio cuyos resultados se exponen en este trabajo surgió como respuesta a las inquietudes de la sociedad que demandan una sanidad de mayor calidad con los mínimos riesgos posibles. En el caso de los programas de detección precoz del cáncer de mama basados en exploraciones de Rayos-X, pese al beneficio intrínseco que la experiencia ha demostrado, no deja de ser una práctica con una serie de riesgos asociados. Entre ellos se encuentra la posibilidad de inducir un cáncer al paciente debido a la radiación recibida durante la exploración, con una probabilidad muy baja pero no nula. El grupo de investigación formado por miembros del Departamento de Ingeniería Química y Nuclear de la U.P.V, la Unidad de Prevención del Cáncer de la Consellería de Sanidad de Valencia y el Servicio de Protección Radiológica del hospital La Fe decidió emprender un estudio que incluye la dosimetría y cuantificación del detrimento radiológico implícito en el **Programa de Detección Precoz del Cáncer de Mama de la Comunidad Valenciana**.

2. Metodología

2.1. La dosimetría

El detrimento radiológico, entendido como el número de cánceres inducidos por la radiación, depende de la dosis impartida en el órgano. Así, el primer paso fue el cálculo de este parámetro.

La dosimetría empleada se basó en técnicas de simulación por métodos de Monte Carlo empleando el código MCNP-4B (Monte Carlo Neutron Particle). Se trata de un software público de gran aceptación desarrollado en Los Alamos Laboratory.

Para abarcar la diversidad de casos posibles se utilizó un modelo de la mama análogo al empleado por *Dance*^[1], un semicilindro de radio 8 cm y altura variable entre 3 y 9 cm con incrementos de 0,5 cm. Se supuso que dicho órgano está compuesto por un recubrimiento de tejido adiposo de 0,5 cm de espesor y una parte interior formada por una mezcla del 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular, con las composiciones de *Hammerstein et al*^[2]. Se pueden consultar más detalles en el artículo "*Mammographic Dosimetry Using MCNP-4B*"^[3] publicado por este grupo.

En la modelización se empleó un espectro teórico del catálogo de *Birch and Marshall*^[4] de características acordes con las de los equipos habituales en mamografía y que opera a 30 kV, tiene ánodo de molibdeno, filtro de 1 mm de berilio y HVL comprendidos entre 0,31 y 0,49 mm de aluminio.

Los resultados de las simulaciones suministraron valores de dosis en función del espesor de la mama y por mAs aplicado. Para completar el estudio era necesario conocer los mAs.

2.2. Toma de datos de las exploraciones

Aprovechando el control de calidad anual de los equipos realizado a finales de 1998, se tomó una muestra de exploraciones correspondientes a 100 mujeres por cada unidad (en ese momento existían 11) y se registraron los valores de espesor de compresión y a los mAs aplicados, así como las condiciones de irradiación. Con ellos se determinó una correlación estadística entre los mAs y el espesor de la mama propia de cada equipo cuyos resultados completaron el cálculo de la dosis recibidas en cada caso.

2.3. Estructura de la población por edad

La dosis no es el único factor que afecta al riesgo intrínseco a la radiación. También influye la edad del paciente en el momento de la exposición. Para emprender el estudio del detrimento radiológico se hizo un análisis de las mujeres que se habían sometido al programa desde su inicio y se determinó su edad. Con ello se podía deducir el número de mujeres de cada edad que había sido irradiada por cada equipo.

2.4. El cálculo del detrimento radiológico

Este apartado se llevó a cabo con el software ASQRAD (Assesment System for the Quantification of Radiation Detriment) que es una herramienta aplicable en los cálculos del detrimento radiológico (forma cuantitativa de expresar la combinación de probabilidad de que ocurra un efecto contra la salud y la gravedad de tal efecto) desarrollada conjuntamente por el CEPN (Centre d'étude sur l'Evaluation de la Protection dans le domaine Nucléaire) en Francia y la NRPB (National Radiological Protection Board) en el Reino Unido.

Con él se determinaron los efectos somáticos, expresados como la probabilidad de aparición de un cáncer de mama inducido por la radiación. De los múltiples modelos de riesgo que contiene el programa se emplearon los dos más recientes, el UNSCEAR 94 y el NRPB 93.

El ASQRAD permite introducir los datos demográficos de una población determinada. Como el estudio se basó en el Programa de la Comunidad Valenciana, se elaboró una tabla específica de esta población con datos suministrados por la *Unidad de Prevención del Cáncer* y el *Instituto Nacional de Estadística*.

Los datos de partida son la dosis recibida, el órgano irradiado, la edad y sexo del paciente. Se observó una variación lineal del detrimento con la dosis en el intervalo de valores propios de la mamografía, así que se calculó un detrimento por unidad de dosis para todas las edades incluidas en el intervalo de estudio. Seguidamente se multiplicaron por la dosis real y el número de mujeres irradiadas a esa dosis. El resultado fue el detrimento global de la población.

3. Resultados

El estudio tuvo en cuenta la metodología del programa valenciano en el que las series de cribado son bienales, con doble proyección en la primera serie y proyecciones simples en series sucesivas. Desde su inicio hasta el momento del estudio se habían completado tan solo 3 series. El número de cánceres totales inducidos por la radiación en cada una de las series, por cada unidad mamográfica y cada uno de los modelos de riesgo empleados se refleja en las siguientes tablas 1,2 y 3. Los resultados globales se muestran en la tabla 4.

- Datos por Unidades

Unidad	Población	Cánceres Mortales		Cánceres Mortales por 100000		Exceso de Cánceres		Exceso of Cánceres por 100000	
		Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93
Unidad1	16525	0,47	0,91	2,8	5,5	0,94	1,817	5,7	11
Unidad2	12438	0,19	0,36	1,5	2,9	0,38	0,72	3,1	5,8
Unidad3	13780	0,15	0,29	1,1	2,1	0,29	0,58	2,1	4,2
Unidad4	15764	0,32	0,63	2	4	0,65	1,25	4,1	7,9
Unidad5	14713	0,28	0,56	1,9	3,8	0,56	1,12	3,8	7,6
Unidad6	17509	0,23	0,44	1,3	2,5	0,46	0,88	2,6	5
Unidad7	18755	0,27	0,52	1,4	2,8	0,65	1,05	3,5	5,6
Unidad8	13245	0,16	0,33	1,2	2,5	0,28	0,66	2,1	5
Unidad9	3225	0,06	0,14	2	4,2	0,11	0,26	3,4	8,1
Unidad10	16937	0,13	0,28	0,8	1,6	0,25	0,51	1,5	3
Unidad11	18696	0,32	0,61	1,7	3,3	0,64	0,61	3,4	3,3

Tabla 1. Cánceres totales inducidos en la primera serie

Unidad	Población	Cánceres Mortales		Cánceres Mortales por 100000		Excesos de Cánceres		Excesos de Cánceres por 100000	
		Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93
Unidad1	17324	0,33	0,62	1,9	3,6	0,65	1,16	3,7	6,7
Unidad3	14877	0,10	0,18	0,6	1,2	0,19	0,34	1,3	2,3
Unidad6	19577	0,22	0,39	1,1	2	0,43	0,73	2,2	3,7
Unidad7	20755	0,17	0,32	0,8	1,5	0,34	0,60	1,6	2,9
Unidad8	15784	0,15	0,34	1	2,2	0,30	0,72	1,9	4,6
Unidad9	3528	0,04	0,08	1,1	2,3	0,08	0,16	2,3	4,5
Unidad10	18292	0,13	0,28	0,7	1,5	0,25	0,56	1,4	3,1

Tabla 2. Cánceres totales inducidos en la segunda serie

Unidad	Población	Cánceres Mortales		Cánceres Mortales per 100000		Excesos de Cánceres		Excesos de Cánceres por 100000	
		Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93	Unsear 94	NRPB 93
Unidad1	16409	0,30	0,54	1,8	3,3	0,605	1,015	3,7	6,2
Unidad3	14877	0,10	0,16	0,6	1,1	0,18	0,32	1,2	2,2
Unidad6	19577	0,13	0,25	0,7	1,3	0,27	0,47	1,4	2,4
Unidad8	15784	0,10	0,19	0,6	1,2	0,208	0,36	1,3	2,3

Tabla 3. Cánceres totales inducidos en la tercera serie

- Resultados Globales

	UNSCEAR 94	NRPB 93
<u>Primera Serie</u>	3.22	6.04
<u>Segunda Serie</u>	2.06	4
<u>Tercera Serie</u>	1.9	3.27

Tabla 4. Número de cánceres totales inducidos por la radiación en toda la población examinada durante las tres series primeras.

4. Conclusiones

Como conclusión global se observa que los mayores detrimentos los da el modelo NRPB 93 en todos casos^[5].

En cuanto a la evolución del detrimento dependiendo de la serie del programa, ambos modelos predicen resultados mayores en la primera serie, fenómeno que responde a dos causas: en ella se realiza doble proyección en cada seno y el factor de proyecciones adicionales es mayor en esta serie que en las restantes, lo que hace que la dosis promedio por individuo sea mucho mayor.

Los resultados por unidades son bastante diferentes debido fundamentalmente a la diferencia de dosis impartidas.

5. Referencias

- (1) D R Dance, "Monte Carlo Calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose" *Phys. Med. Biol* **29**, 1211-1219 (1990).
- (2) G. Richard Hammerstein, M.S., Daniel W. Miller, Ph. D., David R. White, Ph. D., Mary Ellen Masterson, M.S., Helen Q. Woodard, Ph. D., and John S. Laughlin. "Absorbed Radiation Dose in Mammography", *Radiology* **130**, 485-491 (1979).
- (3) G. Verdú, A. León, J.I. Villaescusa, M.D. Salas, M.D. Cuevas, F. Bueno, "Mammographic Dosimetry Using MCNP-4B", 9th International Conference on Radiation Shielding (ICRS9), Tsukuba, Japan. Oct. 17-22, 1999
- (4) Birch, Marshall and Ardran, "Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-Rays" The Hospital Physicists' Association. Scientific Reports Series – 30 (1979)
- (5) A. León, G. Verdú, et al "Riesgo Inducido por la Radiación en un Programa de Cribado Mamográfico en Función de la Edad de Inicio", 25 Reunión anual de la SNE

PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEN DE LA MAMA

Belén Fernández, Cristina González, Ignacio Hernando, Marcelino Iríbar, José Antonio López, Rafael Salvador, Alfonso Vega, Isidro Vizcaino
Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de la Mama (SEDIM). Madrid
e-mail: bfernandezg@medynet.com

ABSTRACT

The European Union Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure has been partially transposed to the Spanish national law by the Real Decreto 1976/1999, which establishes the quality criteria in Diagnostic Radiology. A key instrument in this legal regulation is the so-called Quality Assurance Program (QAP) which has to be implemented in each Diagnostic Radiology unit.

The Spanish Breast Imaging Diagnostic Society (Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de Mama, SEDIM) has proposed a reference QAP to be used as a guide in all the mammography units in the country. Its main issues are displayed in the present paper. The SEDIM QAP includes some items related to justification and optimization of mammography exams as well as a proposal for the assignment of functions and responsibilities. A guide for the image and technical parameters quality evaluation is also included. Some keys on equipment acquisition, maintenance and on continuing education and information management can also be found in that document.

1. INTRODUCCIÓN

El 29 de Diciembre de 1.999 se publicó en España el Real Decreto 1976/1999 [1], por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. Dicho Real Decreto, que tiene carácter de norma básica sanitaria, persigue, entre otros fines, incorporar a la legislación española los preceptos de la Directiva 97/43/EURATOM [2] en lo que al diagnóstico médico con rayos X se refiere. Para ello, y como instrumento clave, exige la confección e implantación de un Programa de Garantía de Calidad (PCG) en todas las unidades asistenciales de radiodiagnóstico.

Por un lado, la norma legal citada presta atención particular y establece requisitos especiales para las instalaciones y los equipos de mamografía. Por otro, puntualiza que el PGC ha de elaborarse de acuerdo con protocolos nacionales o internacionales. Por estas razones, la Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de la Mama (SEDIM) decidió preparar un documento [3] que contuviera las bases para la elaboración, con arreglo a criterios unificados, de los programas de garantía de calidad en mamografía. El documento, del que se hace una breve presentación en este trabajo, pretende facilitar a profesionales y titulares de unidades de diagnóstico mamográfico la confección de sus propios programas.

El Programa de Garantía de Calidad de la SEDIM es el punto de partida de una serie de iniciativas y recomendaciones que esta Sociedad tiene intención de acometer para contribuir a optimizar adecuadamente la práctica del diagnóstico por imagen de la mama en España, de una forma similar a la que ya existe en otros países tanto de Europa como de América.

2. CONTENIDO DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD

El Programa de Garantía de Calidad de la SEDIM contempla un conjunto de aspectos que pretenden cubrir todos los requisitos de la normativa española antes citada, a la vez que resulten de aplicación práctica y directa en las instalaciones concretas. El índice del documento, es el siguiente:

- Datos identificativos de la unidad asistencial
- Justificación: Indicaciones, protocolos y requisitos técnicos de los estudios mamográficos
- Descripción y ubicación de los recursos técnicos y clínicos
- Descripción de los recursos humanos: Cualificación profesional. Distribución de responsabilidades y funciones
- Catálogo y protocolos de estudios mamográficos
- Evaluación de la calidad
- Adquisición de equipamiento
- Control del mantenimiento de los equipos
- Plan de formación continuada del personal.
- Metodología de los informes radiológicos y custodia de la Información
- Registro de incidentes y accidentes

El documento se completa con dos anexos:

- Anexo I Protocolo de control de calidad de parámetros técnicos
- Anexo II. Protocolo de control de calidad para el screening

2.1 Desarrollo de los criterios de protección radiológica. Justificación y optimización. Indicación de las exploraciones

El Programa de Garantía de Calidad de la SEDIM desarrolla los criterios básicos de justificación y optimización. La justificación de un estudio radiológico está esencialmente asociada a la existencia de una indicación clínica correctamente establecida. Por ello, el PGC da una relación de los casos en que, en el estado actual de los conocimientos, está indicada, y por tanto justificada, la exploración mamográfica. Se transcriben a continuación:

- Mamografía en mujer asintomática (chequeo/"screening"):
 - Mujeres a partir de los 40 años (inclusive) hasta los 75 años, con periodicidad anual.
 - Mujeres con antecedentes familiares directos de carcinoma de mama: madre, hermana o hija, a partir de los 35 años (inclusive), con periodicidad anual.
 - Mujeres con factores considerados de riesgo para cáncer de mama.
 - Mujeres sometidas a tratamiento hormonal sustitutorio, de cualquier edad.
 - Mujeres candidatas a transplante de algún órgano.
 - Mujeres que van a someterse a mamoplastia de reducción o aumento.
- Mamografía en mujer sintomática ("diagnóstica"):
 - Pacientes a partir de los 30 años (inclusive) con sintomatología mamaria no aclarada con la valoración clínica.
 - Pacientes menores de 30 años, con sintomatología mamaria no aclarada con la valoración clínica y ecográfica (mamografía del lado afecto).
 - Pacientes de cualquier edad, a las que se ha diagnosticado un cáncer mamario por otros métodos diagnósticos, y no dispongan de Mamografía, como estudio basal de referencia.
 - Pacientes de cualquier edad, con enfermedad metastásica demostrada, sin tumor primario conocido.
 - Pacientes con antecedentes personales de cáncer mamario, con periodicidad anual.

- Mamografía en varones sintomáticos
- Controles mamográficos "cortos"
 - Cuadros probablemente inflamatorios/infecciosos, o postraumáticos, con traducción exclusivamente mamográfica, para evaluar curso, tras oportuno tratamiento.
 - Imágenes múltiples, probablemente benignas (BIRADS-3), con traducción exclusivamente mamográfica.
 - Imagen probablemente benigna (BIRADS-3), cuyas características (tipo, ubicación y tamaño) y/o no disponibilidad de medios impiden aplicar estudios complementarios.
- Magnificación / Compresión localizada.
 - Imágenes mamográficas de existencia dudosa, para confirmar o descartar su presencia.
 - Imágenes mamográficas de presencia real, para una mejor evaluación de su semiología.
- Otras proyecciones mamográficas complementarias.
 - Visualización y localización de lesiones no aclaradas en proyecciones estándar
- Neumoquistografía:
 - Por motivos diagnósticos, ante formaciones quísticas con criterios ecográficos de dudosa "habitación" o sin claros criterios semiológicos de quiste simple.
 - Por motivos terapéuticos, ante formaciones quísticas simples que causen síntomas o angustia a la paciente.
- Galactografía:
 - Secreción mamaria uniorificial espontánea.
- Punción percutánea bajo control estereotáxico:
 - Lesiones no palpables, o palpables sin adecuada precisión, sólo visibles en mamografía. Se preferirá la monitorización ecográfica cuando sea posible.
- Marcaje prequirúrgico de lesión no palpable mediante métodos mamográficos:
 - Lesiones no palpables, o palpables sin adecuada precisión, sólo visibles en mamografía.

En cuanto al criterio de optimización, se entiende centrado en el objetivo de una calidad de imagen idónea obtenida con la menor dosis compatible. La consecución de ese objetivo está relacionada con las características del equipo disponible y con el uso que de él se hace. Se establecen en el PGC pautas para las características técnicas exigibles en el equipamiento (mamógrafos y sistema de imagen), y también, en otro capítulo, se indican los controles de calidad periódicos a los que debe someterse. Pero igualmente se presta atención a los requisitos a considerar en la realización de mamografías. Se incluyen recomendaciones concretas en lo relativo a posición, compresión, contraste, exposición, ruido, definición de imagen, artefactos, colimación y marcado de películas, que se relacionan en cada caso con sus efectos sobre las características de la imagen. Se discuten en el mismo apartado los requisitos, las posibilidades y las limitaciones de las más importantes proyecciones mamográficas.

2.2 Descripción de los recursos técnicos y humanos

El PGC de la Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de la Mama propone unos formularios para el registro de las características técnicas del equipamiento, básicos para un adecuado control de calidad posterior.

Además presenta un modelo de distribución de responsabilidades y funciones entre los diferentes profesionales que trabajan en una unidad asistencial. En esa asignación de funciones y responsabilidades se atiende de manera muy particular a aquellos aspectos que tienen que ver con el control y con la garantía de calidad.

2.3 Evaluación de la calidad

La evaluación de la calidad se articula en dos apartados:

- Determinación del estado de referencia inicial
- Verificación periódica y evaluación continua de sistemas y componentes

El PGC da una relación de los parámetros que deben incluirse en los controles de calidad, tanto para los sistemas de registro y visualización de imágenes como para el mamógrafo. La periodicidad recomendada para estos controles varía en función del tipo de control y también en función de que la unidad se destine a mamografía diagnóstica o de cribado (screening). En cualquier caso, se entiende obligado un control de todos los parámetros y dispositivos en el momento de la instalación del equipo, con carácter previo a su puesta en funcionamiento, que sirva de referencia para sucesivos controles.

En sendos anexos, se recogen formularios y tablas para la toma de datos en las operaciones de control de calidad típicas. Cubren diversos aspectos, desde la identificación y descripción de los componentes y de la propia sala de exploración, hasta la verificación de los parámetros técnicos fundamentales: indicadores de funcionamiento, características del haz de radiación, características del compresor, respuesta del sistema de exposimetría automática, estado de chasis y pantallas, calidad objetiva sobre maniquí de la imagen, etc.

En cuanto a la evaluación de dosis, se recomienda realizar estimaciones tanto de la dosis de entrada como de la dosis glandular promedio. En cuanto a la calidad de imagen, se recomienda valorarla sobre imágenes reales tanto como sobre objetos de test.

Adquisición de equipo. Mantenimiento

Dentro del programa de calidad se reconoce que toda instalación, modificación o ampliación que suponga la adquisición de equipo ha de efectuarse conforme a especificaciones en cuya elaboración intervendrán el radiólogo y el radiofísico responsables. Se indican los elementos mínimos de dichas especificaciones. Además, de acuerdo con lo establecido en la normativa española, se indica que la instalación de un nuevo equipo llevará aparejada una prueba de aceptación, previa al uso clínico, realizada por el suministrador en presencia de un representante del titular. Se recomienda que este representante sea, siempre que resulte posible, un especialista en radiofísica hospitalaria.

Otros aspectos

El PGC propuesto se completa con otros aspectos como los relativos a la formación continuada del personal, para la que se sugieren pautas iniciales así como periodicidades y contenidos concretos. Un sistema de acreditación a desarrollar por la propia SEDIM completa el cuadro de recomendaciones.

En el texto se ofrece también una relación de criterios para la elaboración y custodia de los informes radiológicos, así como para la identificación y registro de posibles accidentes o incidentes.

3. REFERENCIAS

- [1] REAL DECRETO 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. B.O.E. núm. 311, 29.12.1999
- [2] EUROPEAN COMMISSION. COUNCIL DIRECTIVE 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. Official Journal of the European Communities, L180:22-27; 9.7.97.
- [3] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEN DE LA MAMA (SEDIM), Programa de Garantía de Calidad en Mamografía, Doyma, S.L., Madrid (2000) 48 págs.

DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA DOSIS QUE RECIBE EL ÚTERO EN EXPLORACIONES RADIOLÓGICAS SIMPLES DE TRONCO. INFLUENCIA DEL DELANTAL DE PLOMO

Pifarré, X.; Brualla, L.; Ruiz, J.; Escalada, C.; Planes, D.; Paredes, M.C.

Scio. de Radiofísica; Hospital Universitario Clínica Puerta de Hierro; C/ San Martín de Porres 4; 28035 Madrid

1.- ABSTRACT.

The aim of this paper is knowing the real doses received by pregnant women during some X rays conventional explorations of torax and abdomen. The procedure that has been used is the measurement of doses by the use of thermoluminiscent dosimeters located on the uterus position of a Random phantom, and simulating different conventional X rays explorations.

The results of such measurements are compared with other data published in ICRP 34, which were our reference. We have obtained smaller doses with the measurements than those derived from ICRP 34. The causes of these differences are analysed. The influence of the use of lead apron to protect abdomen during torax examination, is also analysed, computing the real value of this protection.

We conclude that it seems interesting to obtain measurements of theses doses with our own equipment and techniques, because it offers a more realistic approximation to real doses received by patients.

2.- INTRODUCCIÓN

En los Servicios de Diagnóstico por imagen es frecuente la irradiación de embarazadas como consecuencia de exploraciones de RX a las que se someten, conociendo o no, su estado de gestación. En estos casos es muy importante poder estimar con la mayor precisión posible la dosis de radiación que puede recibir el feto. Como se sabe, los tejidos del feto resultan especialmente radiosensibles, y es fundamental poder ofrecer a la madre los datos mas próximos a la realidad que le ayuden a valorar su situación y a veces a calmar la ansiedad que estas exposiciones pueden producir.

Medir la dosis directamente en útero mediante el uso de un maniquí antropomórfico, pensamos que proporcionaría datos más próximos a la realidad.

3.- OBJETIVOS

En este trabajo se pretende hacer una estimación experimental de las dosis recibidas en el útero en las exploraciones radiológicas de tronco más comunes: tórax (PA y lateral), columna dorsal (AP y lateral), columna lumbar (AP y lateral), coxis, sacroilíacas, abdomen y caderas. Esta dosis se considera como la que recibiría el feto en el caso de tratarse de una paciente embarazada. Los resultados obtenidos se comparan con los datos obtenidos a partir de la I.C.R.P. 34 [1], que nos han servido de referencia hasta ahora.

En los estudios de tórax y columna dorsal el útero no se encuentra dentro del haz de rayos y en esos casos se valora la influencia de un delantal de plomo que protege el abdomen durante la exploración.

Las proyecciones de columna dorsal (AP y lateral) y columna lumbar (AP y lateral) han sido efectuadas con técnicas de alto y bajo kilovoltaje con el fin de registrar de qué forma afecta la técnica de exploración a la dosis en útero.

4.- MATERIAL

Sala convencional de exploraciones radiológicas con un tubo de rayos X MSN 742-240/180 y un generador MPG50 de General Electric. La filtración total del tubo de rayos X es de 3.42 mm de Al.

Sistema de medida basado en dosímetros de termoluminiscencia TLD-100 de dimensiones 3x3x1 mm³ y un lector Harshaw modelo 4000. Los dosímetros estaban calibrados individualmente frente a una cámara Radcal modelo 20X5-60.

Maniquí antropomórfico Rando formado por 35 discos (34 de 2.5 cm de altura y uno de 10 cm)

5.- METODOLOGÍA

Para la realización de las medidas se reprodujeron las condiciones propias de cada una de las exploraciones radiológicas objeto de estudio usando como paciente al maniquí Rando. En cada medida se colocaron dos dosímetros en el interior del maniquí en la ubicación del útero (parte superior del disco 31, en el 4° orificio de la columna central desde la superficie anterior del maniquí).

En cada estudio se efectuó una serie prolongada de disparos para que la dosis registrada por los dosímetros fuera apreciable. El kilovoltaje seleccionado fué el característico de la exploración; las proyecciones de Columna Dorsal y Lumbar se repitieron para dos valores de kV distintos que se han considerado como los extremos de un intervalo dentro del cual se trabaja habitualmente.

Las exploraciones se simularon con la configuración y la técnica que se indican en la tabla 1.

Tabla 1: Configuración utilizada para la simulación de cada proyección

Exploración	Campo longitudinal	Campo transversal	Placa	dFPelíc. (en cm)	kV
Tórax PA	centro entre discos 15 y 16; límite inferior entre discos 23 y 24	35 cm	35x43 long.	180	120
Tórax lateral	centro mitad disco 15 límite inf. mitad 22	35 cm	35x43 long.	180	120
C. dorsal AP	discos 10 a 20	14 cm	30x40 long.	100	65-80 *
C. dorsal lat.	discos 10 a 20	mitad posterior	30x40 long.	100	65-75 *
C. lumbar AP	discos 21 a 31	14 cm	30x40 long.	100	65-77 *
C. lumbar lat.	discos 21 a 31	rebasa en 1 cm	30x40 long.	100	74-85 *
Abdomen	discos 20 a 32	rebasa en 1 cm	35x43 long.	100	70
Coxis AP	discos 30 a 34	14 cm	24x30 long.	100	70
Coxis lateral	discos 29 a 35	mitad posterior	24x30 long.	100	78
Sacroilíacas	discos 26 a 31	17.5 cm	24x30 trans.	100	70
Pelvis	discos 26 a 35	rebasa en 1 cm	35x43 trans.	100	75

** Exploraciones efectuadas con dos kilovoltajes distintos*

En todos los casos la angulación del tubo es de 0° menos para el coxis AP (15° caudal) y las sacroilíacas (10° cefálico). En el caso de las imágenes de tórax y columna dorsal las medidas se efectuaron con y sin delantal para determinar el efecto del mismo.

La reproducibilidad de este sistema se ha puesto a prueba mediante la repetición de las medidas de simulación de tórax en tres ocasiones, obteniéndose una desviación standard media para los 8 dosímetros utilizados del 10% respecto a los valores medios medidos.

6.- RESULTADOS

Los resultados de las medidas se muestran en la Tabla 2 y vienen expresados como dosis absorbida en útero por mAs.

Tabla 2: Resultados de dosis absorbida en útero expresados en $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$

Exploraciones	Kilovoltaje	$\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Tórax PA	120	0.30
Tórax lateral	120	0.15
C. dorsal AP	80	<0.06
C. dorsal AP	65	<0.06
C. dorsal lateral	75	<0.06
C. dorsal lateral	65	<0.06
C. lumbar AP	77	7.11
C. lumbar AP	65	4.01
C. lumbar lat.	85	2.56
C. lumbar lat.	74	1.28
Abdomen	70	6.46
Coxis AP	70	10.77
Coxis lateral	78	6.32
Sacroilíacas	70	11.88
Pelvis	75	22.52

NOTA: Las medidas de Columna Dorsal son inferiores al umbral de sensibilidad del sistema de medida TLD-100 utilizado.

Como los dosímetros están calibrados para proporcionar valores de exposición, las dosis absorbidas en útero han sido calculadas a partir de

$$D_{\text{medio}} = f_{\text{medio}} \cdot X \cdot A \quad \text{donde} \quad f_{\text{medio}} = 0.876 \cdot \frac{(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho)_{\text{medio}}}{(\bar{\mu}_{\text{en}} / \rho)_{\text{aire}}},$$

X es la exposición y A es la relación entre la fluencia de energía en el medio y en el aire. Para el rango de energías considerado el valor de A es 1 y el valor de f_{med} se toma como 0.920 [2] y [3].

Para los tórax con delantal se han obtenido los resultados de la Tabla 3. Para las proyecciones de Columna Dorsal no se ha podido establecer la eficacia del delantal por cuanto todas las medidas obtenidas están por debajo del umbral de sensibilidad del sistema de medida de TLD.

Tabla 3: Dosis en útero medidas en exploración de Tórax, con y sin delantal

Exploraciones	Delantal	$\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Tórax PA	NO	0.30
Tórax PA	SI	0.28
Tórax Lateral	NO	0.15
Tórax Lateral	SI	0.13

7.- CONCLUSIONES

En la tabla 4 se comparan los resultados obtenidos con los que se obtienen a partir de la I.C.R.P. 34.

Tabla 4: Comparación entre las dosis en útero medidas y las calculadas con la ICRP-34

Exploraciones	HVL (mm Al)-kV	I.C.R.P. 34 ($\mu\text{Gy/mAs}$)	Valor medido ($\mu\text{Gy/mAs}$)
Tórax PA	4.9 - 120	0.41	0.30
Tórax lateral	4.9 - 120	0.20	0.15
C. dorsal AP	3.2 - 80	0.11	<0.06
C. dorsal AP	2.6 - 65	0.04	<0.06
C. dorsal lateral	3.0 - 75	0.05	<0.06
C. dorsal lateral	2.6 - 65	0.03	<0.06
C. lumbar AP	3.1 - 77	33.11	7.11
C. lumbar AP	2.6 - 65	18.93	4.01
C. lumbar lat.	3.4 - 85	7.93	2.56
C. lumbar lat.	2.9 - 74	4.46	1.28
Abdomen	2.8 - 70	25.75	6.46
Pelvis	3.0 - 75	38.90	22.52

Se observa cómo en todos los casos presentados los resultados obtenidos son menores que los calculados a partir de la I.C.R.P. 34. Este hecho puede ser debido a factores tales como una mayor colimación de los campos, empleo de un generador de alta frecuencia, capa hemirreductora ligeramente menor,...

Estos resultados aconsejan la medida directa en maniquies o simuladores siempre que sea posible, porque en general puede ofrecer una mejor aproximación a la realidad.

Se ha observado que el uso del delantal reduce sólo la dosis en útero entre un 7% y un 13% en las proyecciones de Tórax; esto demuestra que la mayor parte de la radiación que alcanza al feto es transmitida dentro del propio organismo y sólo una pequeña parte procede de dispersión generada en el exterior (colimadores, etc.). No obstante, el hecho de estar considerando efectos estocásticos de las radiaciones nos conduce a recomendar su empleo.

8.- BIBLIOGRAFIA

1. ICRP Publication 34. Protection of the Patient in Diagnostic Radiology
2. Wyckoff HO. (Communication.) Med Phys 1983:715
3. The Physics of Radiation Therapy. Faiz M. Khan, Ph.D.

Implementación de Detector de área “Sistema de Alerta Temprana” en acceso a sala de Hospitalización para pacientes en tratamientos de Braquiterapia Diferida

Ricardo Videla Valdebenito

rjvidela@cchen.cl

Comisión Chilena de Energía Nuclear

SUMMARY

A system of area monitors to detect the involuntary exit of the radiation sources used in low dose rate deferred brachytherapy treatment is being implemented in all the facilities in Chile. The first implementation of this system, named “Early Alert”, was 5 years ago as a complement to the administrative procedures and verification measures by the medical physics carried out through visual verifications and by means of portable radiation detectors. This detector of the system should be located preferentially at the exit of the treatment room at a height not smaller than two meters. This has resulted in an increase of facilities safety in this practice.

RESUMEN

En Chile actualmente se está implementando en todas las instalaciones que prestan atención de Braquiterapia diferida con bajas tasas de dosis, un sistema de monitores de área los cuales detectan la salida involuntaria de las fuentes de radiación utilizadas. Este sistema denominado “Alerta Temprana” se ha venido implementando favorablemente desde hace 5 años [1] en forma complementaria a los procedimientos administrativos y de verificación por parte de los físicos médicos realizadas a través de verificaciones visuales y mediante detectores portátiles de radiación. Este sistema debe estar ubicado preferentemente en el acceso a la habitación de tratamiento a una altura no menor a dos metros, esto ha permitido aumentar la seguridad en este tipo de prestaciones médicas.

INTRODUCCIÓN

La pérdida de fuentes radiactivas de braquiterapia para baja tasa de dosis es bastante frecuente en Instituciones Públicas, esto ocurre principalmente por lo escaso de los recursos humanos y monetarios asignados para este tipo de procedimientos, que conlleva a por lo general a poseer un solo detector de radiaciones ionizantes para un gran número de procedimientos al año (aproximadamente 300 pacientes al año) y a un bajo número de profesionales especializados. Las instalaciones de Braquiterapia además están asociadas a instalaciones de Teleterapia con ^{60}Co . Se suma a los pocos recursos asignados el nivel social de los pacientes que en muchos casos no logran entender la importancia de mantener en posición los dispositivos de implante dejada por el médico tratante, desde el punto terapéutico como de protección radiológica.

Reseña Histórica

La implantación de dispositivos con fuentes de braquiterapia se realizaba principalmente en la tarde del día viernes, esto generaba que durante los días sábado y domingo la paciente se

encontrara sola la mayor parte del tiempo asistida por personal paramédico de turno, en muchas ocasiones la paciente se retiraba el dispositivo botando las fuentes al piso, posteriormente el aseo del fin de semana era retirado el día lunes en la mañana. El recuento de las fuentes no se hacía hasta terminado el tratamiento y retiradas los dispositivos del paciente.

El rango de acción para los encargados de protección radiológica se reducía a verificar sala de hospitalización, baños, desagües, pasillos, zona de desechos y finalmente vertedero, en los cuales en algunas oportunidades por lo general se encontraba la última fuente faltante, en otras, nunca más se encontraron.

Actualidad

Hoy en día los procedimientos de braquiterapia se realizan en días de semana y en habitaciones habilitadas especialmente, lo que permite una verificación directa de la seguridad del paciente, de los funcionarios y de las demás personas donde se aplican procedimientos establecidos adecuadamente de protección radiológica.

MATERIALES Y METODOS

Se evaluaron tres instituciones **A** (institucional privada), **B y C** (institucionales del Estado), que poseen sistema de detector de área que es complementario a los procedimientos habituales de protección radiológica, el detector esta ubicado en el acceso a la sala de hospitalización pudiendo estar al interior o exterior a una altura no inferior a 1,5 metros.

Las instalaciones poseen una configuración similar, sin embargo, difieren en la ubicación de sus salas:

Institución A: Cuenta con una sala taller con depósito de almacenamiento incluido y separadamente en otra área de la institución una sala de hospitalización de Braquiterapia. Ver fotografías 1 y 2.

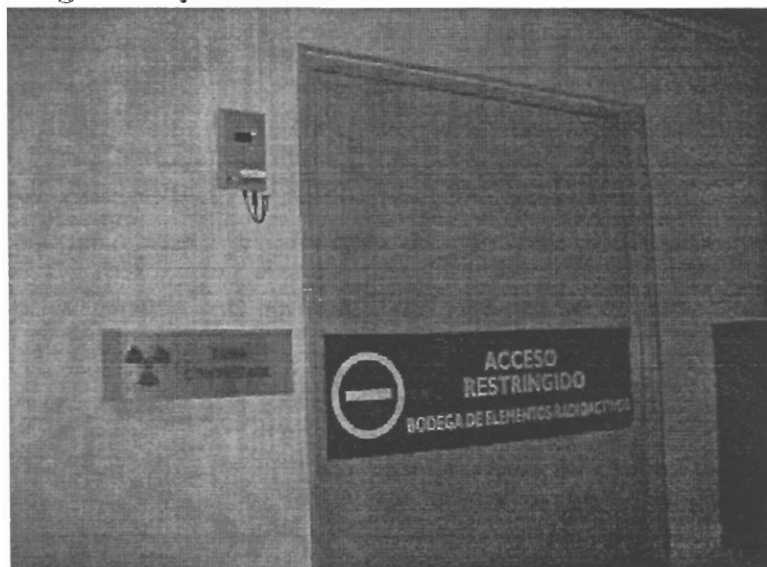


Figure 1 Puerta de ingreso a la sala taller con su dispositivo de alerta temprana ubicado a un costado

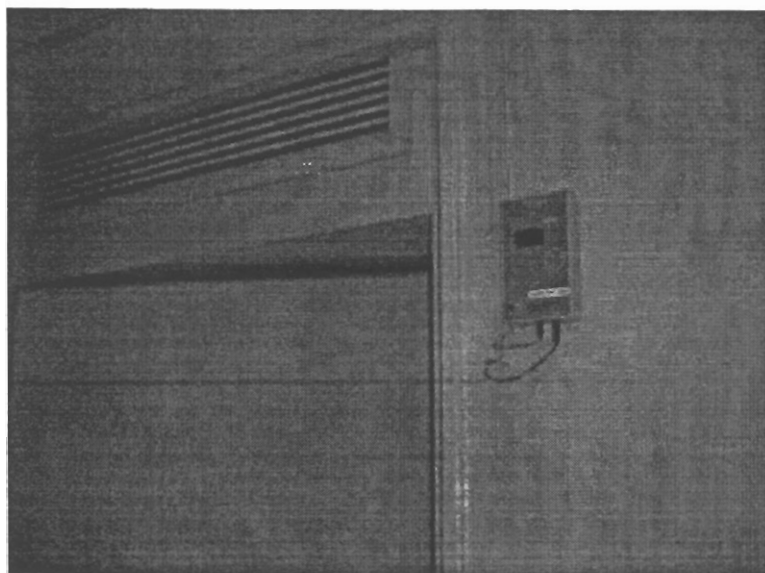


Figure 2 Puerta de ingreso a la sala de hospitalización con su dispositivo de alerta temprana ubicado a un costado

Cada sala posee un detector de área, además al interior del taller se ubico un detector de área que alerta la presencia de fuentes radiactivas al manipularlas y colocarlas en los porta-fuentes. Ver Fotografía 3.

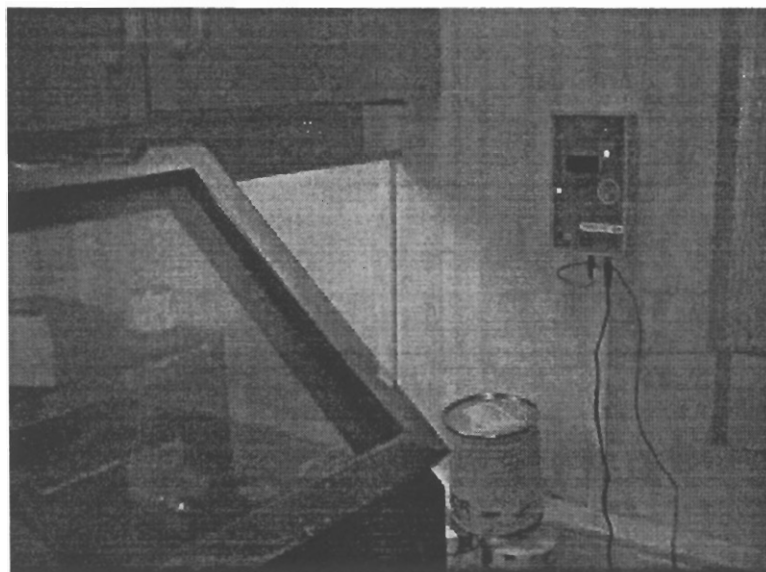


Figure 3 Interior de la sala taller con dispositivo de alerta temprana adosado a la pared, al momento de sacar las fuentes este instrumento acusa la presencia de radiación ionizante.

Institución B: Unidad que cuenta con salas de hospitalización para seis pacientes y taller con depósito de almacenamiento de fuentes con solo un acceso principal donde se instaló el detector de área, existe un paramédico de turno día y noche para verificar las condiciones de las pacientes, el movimiento de las fuentes solo se realiza al interior de la unidad. La

instrumentación detectaría la salida de fuentes radiactivas desde el taller y de las salas individuales, Fotografía 4.



Figure 4 Sala de hospitalización con capacidad para seis pacientes, existe un paramédico de día y noche para verificar la condición de los pacientes, el movimiento de las fuentes solo se realiza al interior de la unidad.

Institución C: Unidad que cuenta con salas de hospitalización para cuatro pacientes y taller con depósito de almacenamiento de fuentes con solo un acceso principal, donde se instaló el detector de área. (Fotografía 5).



Figure 5 Posición del detector de Alerta temprana en acceso principal a la unidad de Braquiterapia y Medicina Nuclear, ubicación interna, además en la parte superior de la puerta se observa un interruptor magnético que alerta de la salida o entrada de personas.

RESULTADOS

La evaluación de la cantidad de situaciones detectadas en las instituciones en la cual se activa la alarma del detector de área, se han enfocado en una o dos de las cuales no se reporta pérdida de material radiactivo (se da a conocer el año y el evento acontecido), estas son:

- En la institución A, en 1999 se activo la alarma del detector de área de la sala de Hospitalización, sin embargo esta alerta fue controlada, debido a que uno de los pacientes tuvo que ser implantado con la fuente radiactiva en quirófano para luego ser derivado a la sala de

hospitalización de braquiterapia. Los funcionarios realizan verificaciones del funcionamiento y del estado adecuado de los detectores de área.

- En la Institución B, uno de los problemas que surge en 1999, fue la manipulación de los interruptores por parte de los paramédicos los cuales apagaban el detector por las noches debido a que la señal de funcionamiento no dejaba dormir a las personas de turno, no restableciendo el sistema por las mañanas. El Físico Médico generó una orden para el servicio para que el detector estuviese operativo durante las 24 horas del día. Los funcionarios realizan verificaciones frecuentes del funcionamiento del detector de área.
- En la Institución C, en 1998 una de las pacientes con problemas psiquiátricos quiso salir de la unidad, esta paciente sin dispositivos radiactivos implantados, siendo detectada por el sensor activando la alarma en la puerta del único acceso que posee la unidad. Al no tener fuentes de radiación no se activó el detector de área. Los funcionarios no realizan verificaciones frecuentes del funcionamiento y estado del detector de área.

CONCLUSIONES Y DISCUSION

La implementación de los detectores de área que es parte fundamental el sistema de alerta temprana, este sistema ha demostrado que facilita la detección por salidas involuntarias de material radiactivo, el solo echo que funcione teniendo presencia al interior de las dependencias y que las pruebas que los funcionarios realizan a intervalos regulares verificando el funcionamiento genera un efecto psicológico favorable de seguridad y hasta cierto modo de confianza, si bien es cierto por si solo este sistema no es suficiente para llevar un control exhaustivo de la protección radiológica en una instalación, es necesario además capacitar a las personas, paramédicos y otros funcionarios en los aspectos básicos y en algunos casos avanzados de la protección radiológica, además de la utilización rutinaria de los detectores de radiación portátiles.

Es importante destacar la posición del monitor de área y en especial de las conexiones de alimentación eléctrica e interruptores que fijan el umbral de detección del instrumento, este si está en una posición muy cercana a la manipulación por personal ajeno a la unidad, como también la desconexión a la red eléctrica, Fotografía 6, genera situaciones que podrían derivar en la “no-detección” y por lo tanto no alertar la presencia de material radiactivo. Para prevenir estas situaciones es recomendable tapar las conexiones o empotrarlas en la pared.

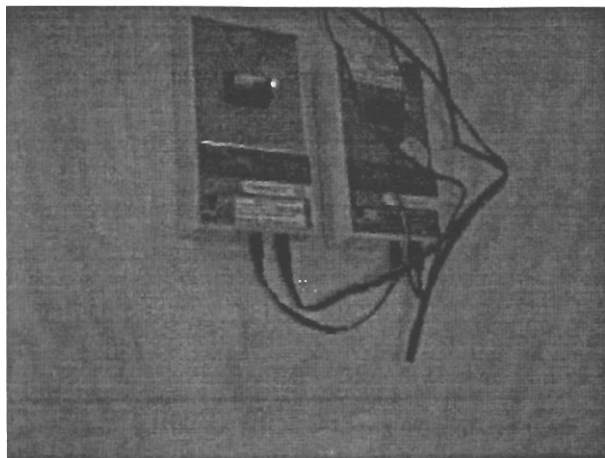


Figure 6 Las conexiones Eléctricas deficientes o expuestas a la fácil manipulación por personas inexpertas, pueden provocar funcionamiento errado y por ende la interrupción de la detección de las radiaciones ionizantes.

REFERENCIAS

- [1] COMISIÓN CHILENA DE ENERGÍA NUCLEAR, – Licenciamiento de Instalaciones Radiactivas Externas, Requerimientos Básicos para Braquiterapia Diferida Baja Tasa de Dosis, Santiago de Chile (1995).**

CONTROVERSIES, BELIEFS AND FACTS: ARE CURRENT CONSERVATIVE RADIATION PROTECTION REGULATIONS BASED ON SCIENTIFIC FACTS?

S. M. J. Mortazavi

**1. Medical Physics Department, Rafsanjan University of Medical Sciences (RUMS),
Rafsanjan, Iran E-mail: mortazav@farabi.hbi.dmr.or.ir**

Paracelsus, the father of modern toxicology more than 400 years ago stated that all substances are poisons, if the dose is large enough. At low enough doses, none are poisons; some may even be essential to health. When the life began, the background radiation was up to 10 times more than there is in our present environment. All living organisms evolved in a sea of ionizing radiation. Information about the biological effects of ionizing radiation is obtained from the studies on the bio-effects of high levels of ionizing radiation. In 1977 the International Commission for Radiological Protection (ICRP), to simplify administration of radiation protection rules, assumed that ionizing radiation produces detrimental effects (i.e., initiates cancer and genetic defects) in proportion to the dose. That is, even a radiation hit to one cell may cause cancer. Over the last quarter century non-scientific influences (primarily political and through the news media) have changed the "simplifying assumption" into a "scientific fact". There is much scientific evidence of beneficial effects of low doses of ionizing radiation. These studies showed that a significant reduction in natural radiation background caused deficiency symptoms in protozoa and bacteria. There is strong evidence that areas with low background may be suffering from radiation deficiency. In this regard, it has been suggested that about one third of all cancer deaths are preventable by increasing our low dose radiation. That is, radiation may be an essential trace energy for life, analogous to essential trace elements and vitamins. Our experiments on the health effects of the inhabitants of very high background radiation areas (VHBRAs) of Ramsar, a northern coastal city in Iran, showed no harmful effects. We also indicated that there is a significant radioadaptive response in the inhabitants. In the United States, studies of cancer death rates in high background states showed that the cancer rates are significantly lower than the rates in states with low background. Furthermore, studies of radium dial painters who had huge doses to their bones showed that none of them developed bone cancer unless their skeletal dose exceeded 200 Sv. These data strongly contradict the basic assumptions of radiation causing cancer proportional to dose down to zero dose (i.e., no threshold). Despite the fact that linear models are simplistic and conservative, observable health effects at low dose levels are inconsistent with these models. It can be concluded that current ultraconservative radiation protection regulations are not based on scientific facts and create phobia and extraordinary expenses.

Corresponding author: S. M. Javad Mortazavi, Ph.D

Assistant Professor of Medical Physics

Present Address: National Radiation Protection Department (NRPD), Iranian Nuclear Regulatory Authority (AEOI), P.O. Box 14155-4494, Tehran, Iran

Tel: (98 21) 802-6280 ext. 4154, and 4155 Fax: (98 21) 8009502

E-mail: radioadaptive@angelfire.com

Web: <http://arise.to/radioadaptive>

CONTROL DE CALIDAD MEDIANTE DOSIMETRIA IN VIVO EN LOS TRATAMIENTOS CON ACELERADOR LINEAL

N. Jornet, M. Ribas¹, T. Eudaldo, P. Carrasco
 Servicio de Radiofísica y Radioprotección.
 Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona

(1) fax: (+34) 93 291 94 19. E-mail: mribas@hsp.santpau.es

1. ABSTRACT

In vivo dosimetry by means of diode detectors has been used in routine in our hospital since 1996 to guarantee the dose administered to patients undergoing a radiotherapy treatment. The aim of this work is to present how in vivo dosimetry was implemented in our centre and which kind of errors have been discovered and corrected. Before the implementation it has to be clear which kind of errors want to be traced, the tolerance and action level and who will perform the measurements and who will evaluate them. Once all these things are clear, the first thing to do is to choose the more appropriate type of diodes and to proceed to calibrate them. The lower is the tolerance level the more accurate the calibration has to be. At this point the training and motivation of people who will be involved is very important to succeed implementing in vivo dosimetry in routine. Choosing one treatment unit and one easy and frequent treatment technique is a good way of starting implementation. We started with prostate treatments. In vivo entrance and exit doses were measured and dose to the ICRU point was calculated. Nowadays in vivo dosimetry is performed in the second session of all treatments (X-rays and electrons).

2. INTRODUCCIÓN

Aunque actualmente el cálculo de la dosis al paciente en un punto determinado, puede especificarse con precisión suficiente, el problema que se plantea es garantizar que la dosis prescrita por el radioterapeuta y calculada por el radiofísico se corresponda con la recibida realmente por el paciente. Actualmente la única forma de conocerlo es mediante la dosimetría in vivo durante las sesiones de tratamiento.

La utilización de dosimetría in vivo mediante detectores semiconductores (diodos) requiere una elección adecuada del tipo de diodo y una correcta calibración de los mismos, que contemple todos aquellos factores que influyen en la determinación de dosis bien sea a la entrada o a la salida del paciente [1-2].

En este trabajo se presenta la implementación de la dosimetría in vivo en la práctica clínica en este Centro desde 1996 para una unidad de tratamiento.

3. MATERIAL

Acelerador lineal Clinac 1800 (Varian) con energías de haces de fotones 6 y 18 MV y haces de electrones de 4, 6, 9, 12 y 16 MeV. Equipo de dosimetría in vivo, DPD-510 con juego de detectores para las diversas energías, EDP-10 (6 MV), EDP-30 (18 MV), QED *negative output* (18 MV) y EDD2 (haces de electrones). Maniquí de láminas de poliestireno o de "plastic water" y cámaras de ionización cilíndrica y plano-paralela para calibración de diodos.

4. TIPO DE DETECCIÓN DE ERRORES

Con las medidas a la “entrada” del haz puede comprobarse la reproducibilidad de las irradiaciones, verificar los parámetros de tratamiento y también determinar indirectamente la dosis al volumen blanco.

La realización de medidas a la “salida” sirven para detectar cambios o errores en el espesor o composición del paciente, y si estas se combinan con las de entrada permiten además comprobar el algoritmo de cálculo de la dosis.

5. METODOLOGÍA DE IMPLEMENTACIÓN

La implementación de la dosimetría in vivo en rutina obliga a definir un procedimiento que abarca diversos aspectos, tales como: quien debe realizar las medidas, cuando, quien las evalúa, que nivel de tolerancia y nivel de acción hay que fijar, saber cada una de las personas envueltas en el proceso como deben actuar en cada momento y considerar el registro y evaluación global de las medidas.

En este Centro la implementación práctica se decidió iniciarla en una técnica de irradiación simple y de uso frecuente. Para ello se eligió la próstata que se trata con una técnica isométrica de 4 campos ortogonales y conformados con haces de fotones 18 MV. Primero se irradia la pelvis con 44 Gy y luego tiene lugar una sobredosis en la glándula prostática hasta 70 Gy.

El Servicio de Radiofísica diseñó una hoja para la recogida de datos del paciente. En ella los/las dosimetristas anotan los datos suministrados por el propio sistema de planificación (profundidad del punto ICRU, espesor del paciente, tamaño del campo, porcentaje de dosis en profundidad en el punto ICRU, en plano medio, a la entrada, a la salida, etc.) [3].

Para contrastar el cálculo de la dosis en el punto ICRU se elaboró un algoritmo de cálculo a partir de las medidas in vivo a la entrada y a la salida.

Se establecieron los niveles de tolerancia y de acción en la determinación de la dosis a la entrada y al punto de prescripción de dosis (punto ICRU). En nuestro caso se ha elegido el mismo nivel de tolerancia que de acción en cada caso y se fijó inicialmente en $\pm 5\%$ tanto para la dosis a la entrada como para el punto ICRU.

La dosimetría in vivo la efectúan los técnicos de la unidad de tratamiento en la segunda sesión de cada una de las partes del tratamiento y cuando se ha modificado algún parámetro en el mismo. Se coloca en el centro de cada campo un diodo a la entrada y otro a la salida del haz, se apuntan las lecturas y se hace la primera revisión sobre la dosis a la entrada. Cuando la dosis a la entrada está fuera del nivel de tolerancia, se tiene que revisar todos los parámetros de tratamiento indicados y señalar cual de ellos no es correcto.

Una vez realizada la dosimetría in vivo y cuando las dosis de entrada están dentro de los niveles de tolerancia el radiofísico introduce los datos en la hoja de cálculo y hace la evaluación correspondiente, teniendo en cuenta los factores de corrección. Se compara las dosis a la entrada y a la salida con las dosis medidas y la dosis prescrita con la calculada en el punto ICRU, en este caso haciendo uso del algoritmo de cálculo desarrollado en el propio centro e independiente del sistema de planificación.

6. RESULTADOS

En la figura 1 se muestra el histograma de frecuencias que contiene una serie de 2046 dosimetrías in vivo de próstata. La figura se ha desglosado en tres apartados:

- a) % de diferencia entre la dosis calculada y medida a la entrada
- b) % de diferencia entre la dosis calculada y medida a la salida
- c) % de diferencia entre la dosis calculada a partir de la dosimetría in vivo y la prescrita en el punto ICRU.

Se observa una mayor desviación a la salida que a la entrada, esto obedece a que existe más dificultad de colocación del diodo a la salida.

Posteriormente se introdujo en rutina la planificación 3D que contempla la corrección por heterogeneidades. En la tabla I se indican las diferencias encontradas entre la planificación 2D (sin corrección por heterogeneidades) y 3D.

Las desviaciones superiores al 5% en la dosis de entrada se debían primero a que el diodo se había girado o caído, segundo a algún error en la colocación del paciente como distancia foco-superficie, tamaño de campo o unidades de monitor y finalmente a un error en la introducción de los factores de calibración de los diodos.

Las desviaciones superiores al 5% en la prescripción de la dosis fueron debidas a un cambio en el contorno del paciente entre la planificación y el inicio del tratamiento y a las prótesis incorporadas al paciente y cuya composición no contemplan los sistemas de planificación.

Posteriormente y después de analizar este proceso de implantación, se decidió extender la aplicación de la dosimetría in vivo a otras técnicas de tratamiento, tales como las técnicas isocéntricas con haces de fotones, y también a los tratamientos con haces de electrones. En estos casos sólo se coloca un diodo en la puerta de entrada de cada haz.

Actualmente puede decirse que prácticamente todos los pacientes tratados mediante el acelerador lineal son controlados con dosimetría in vivo.

7. CONCLUSIÓN

La dosimetría in vivo es un medio de control de calidad relativamente fácil, exacto y que consume poco tiempo en la unidad de tratamiento. Permite comprobar la dosis prescrita durante el tratamiento del paciente y es un control independiente del sistema de cálculo.

8. BIBLIOGRAFÍA

[1] JORNET, N., RIBAS, EUDALDO M. T.

Intercomparison between two different in vivo dosimetry diodes for 16 to 25 MV energy range. Med. Phys. Vol.27-6 (2000), 1287 a 1293.

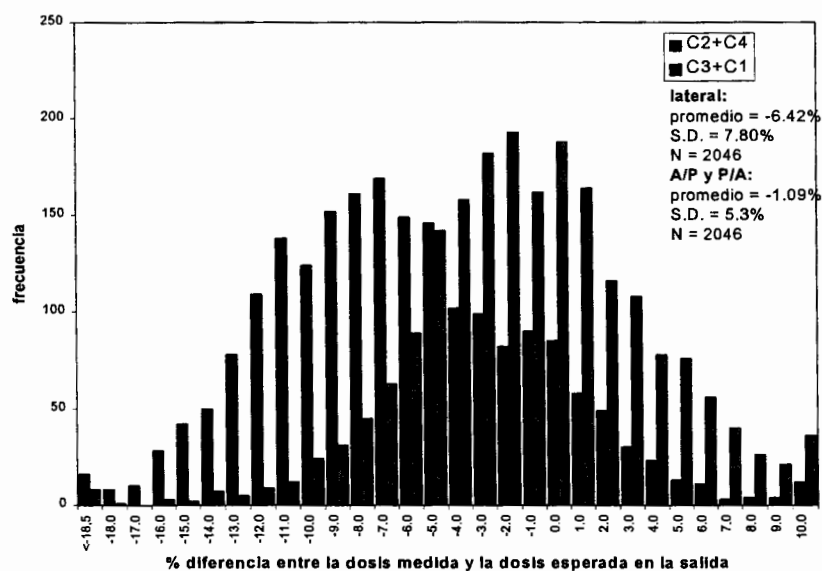
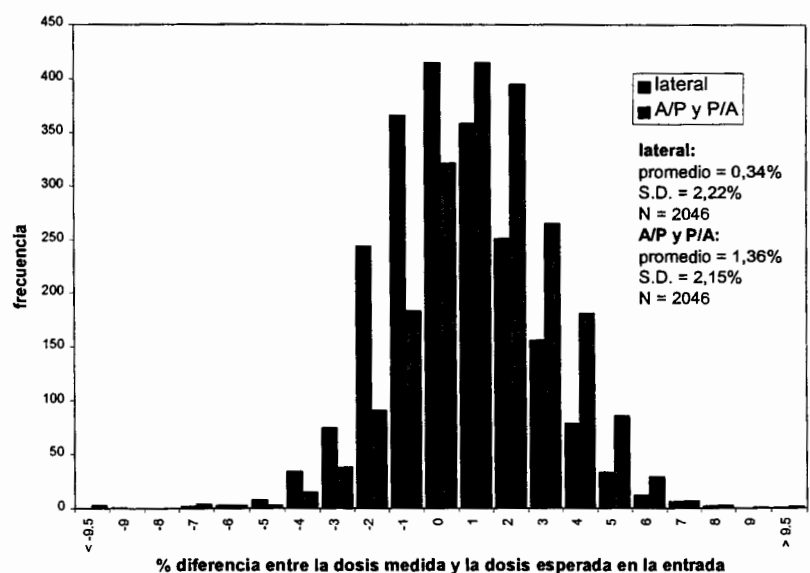
[2] ESSERS M. and MIJNHEER B.J., *In vivo* dosimetry during external photon beam radiotherapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 43 (1999) 245 a 249.

[3] JORNET, N., RIBAS, M., EUDALDO T., CARABANTE D., DUCH, M.A., GINJAUME, M., ISERN, J. Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry with diodes during prostatic treatments. Med. Biol. Eng. Com. Vol 35, supplement Part 2: 1082 (1997).

	Campos A/P y P/A				Campos laterales			
	1 contorno sin corrección por heterogeneidades		CT con corrección por heterogeneidades		1 contorno sin corrección por heterogeneidades		CT con corrección por heterogeneidades	
	Promedio %	S.D	Promedio %	S.D	Promedio %	S.D	Promedio %	S.D
Entrada	1.36	2.15	1.33	1.90	0.34	2.22	-0.17	1.80
Salida	-1.09	5.30	1.12	4.34	-6.42	7.80	-1.68	5.51

Punto ICRU	0.32	3.14	1.31	2.50	-2.06	4.43	0.57	3.20
------------	------	------	------	------	-------	------	------	------

Tabla I. Resumen de los promedios de desviaciones entre las dosis esperadas y las dosis obtenidas mediante DIV para tratamientos de prostata. N= 2046 con 1 contorno y N = 532 con CT.



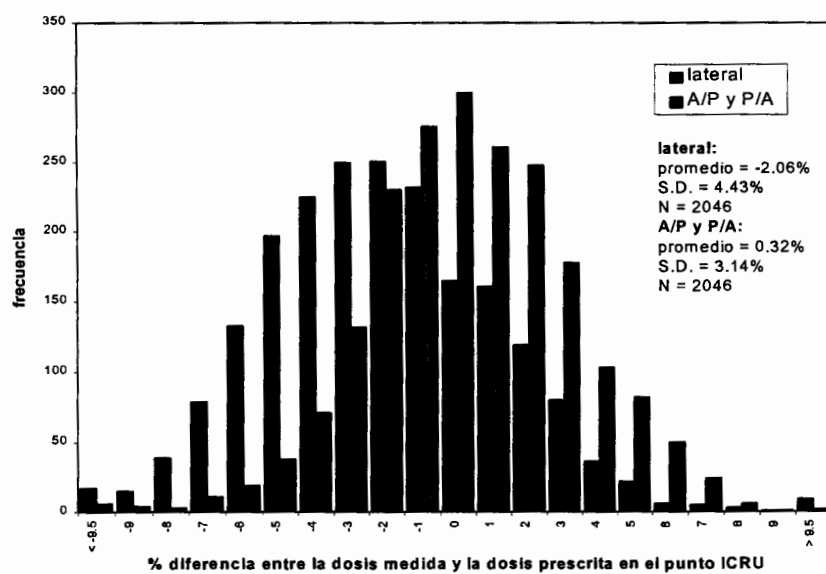


Fig. 1 Histogramas de frecuencia para tratamientos de prostata

DOSIS EN ÓRGANO EN EXPLORACIONES COMPLEJAS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA. VALORACIÓN DE LOS PROGRAMAS INFORMÁTICOS DE CÁLCULO.

Isabel Tort Ausina; Rafael Ruiz-Cruces, MD, PhD; Manuel Pérez Martínez, PhD; Francisco Carrera Magariño; Carmen Ojeda Restituto; Antonio Díez de los Ríos, PhD.

Grupo de Investigación en Protección Radiológica. Universidad de Málaga.

Abstract

Interventional Radiology (IR) procedures require large fluoroscopy times and important number of radiological images, so the levels of radiation to patient are high, which leads us to calculate the organ doses. The objective of this work is to estimate and make a comparison of the results given by the different software that we have to do the calculation of organ doses in complex procedures of IR. To do this, 28 patients have been selected, distributed in the 3 procedures with highest doses. The determination of organ doses and effective doses has been made using the projections utilised and different software, based on MonteCarlo Methods: Eff-dose, PCXMC and Diasoft. We have obtained dispersion in the average organ dose between the 3 programs very high. In many cases, it is higher than 25% and in some particular cases, is greater than 100%. Dispersion obtained in effective doses is not so high, being under 20% in all cases. This shows that a better solution is needed to solve the problem of the organ doses calculation, being necessary a more accurate method that brings us to a trustworthy approach to reality, and, by the moment, we do not dispose of it.

1. Introducción y objetivo.

Los procedimientos de Radiología Intervencionista (RI) requieren tiempos elevados de fluoroscopia y un importante número de imágenes radiográficas, siendo los niveles de dosis de radiación suministrados al paciente elevados.

Esto conlleva a determinar la dosis recibida en órganos, puesto que en algunos de ellos puede ser elevada. Aunque la probabilidad de aparición de efectos estocásticos existe siempre, los efectos determinísticos aparecen únicamente si se superan unos ciertos umbrales de dosis, distintos para cada órgano. En los procedimientos de RI es interesante determinar si dichas dosis se sitúan por encima de los límites de riesgo determinístico.

El objetivo del presente trabajo es la estimación y análisis comparativo de los resultados que aportan los distintos programas informáticos de que disponemos para realizar el cálculo de las dosis en órganos en procedimientos complejos de RI.

2. Material y Métodos.

Para realizar el estudio, se ha seleccionado un total de 28 pacientes, repartidos entre los 3 procedimientos considerados de mayor riesgo determinístico, como son:

1. Endoprótesis en aneurisma de aorta abdominal (AAA)
2. Shunt porto-cava (TIPS)

3. Arteriografía mesentérica con retornos venosos (AMRT)

Las medidas han sido obtenidas mediante una cámara de ionización plana Diammentor M2 (PTW-Freiburg) colocada en la salida del tubo de rayos X del equipo de RI (Siemens Digitron 3), que nos ha permitido obtener el Producto de la Dosis por el Área irradiada (PDA).

Se han recogido los siguientes datos:

- PDA total (en escopia y grafía)
- Características del paciente (edad, sexo, peso y talla)
- Proyecciones empleadas, así como su grado de angulación
- Técnica radiológica empleada (kV y mAs)
- Tiempo total de radioscopia
- Número total de imágenes obtenidas

La posterior determinación de las dosis en órganos y dosis efectiva se ha realizado teniendo las proyecciones utilizadas y los diferentes programas informáticos basados en Métodos de MonteCarlo: Eff-dose, PCXMC y Diasoft.

Eff-Dose solicita para realizar sus cálculos, el kV de pico, la filtración total del haz, el PDA y las proyecciones utilizadas. En este trabajo, se ha asignado la proyección simple más cercana y similar al campo irradiado en este procedimiento, siguiendo la metodología descrita por Ruiz-Cruces et al. [1], [2], [3]

PCXMC solicita más información para realizar la estimación dosimétrica, requiriendo el PDA y las proyecciones utilizadas, kV de pico, ángulo del ánodo, la filtración total del haz, la edad del paciente, distancia foco-piel, tamaño del campo irradiado, solicitando las coordenadas (X, Y, Z), número de niveles de energía y número de fotones por nivel (máximo de 50000). Además permite ajustar el campo con grados de rotación, lo cual supone una ventaja con respecto al anterior. [4]

Diasoft solicita los mismos parámetros que Eff-Dose, el kV de pico, la filtración total del haz, el PDA y las proyecciones utilizadas, así como la distancia foco-paciente. [5] Este programa presenta la posibilidad de ser ejecutado en conexión con las cámaras de ionización de PTW Freiburg.

3. Resultados.

En la Tabla I se muestran los órganos cuyas dosis tienen un error relativo mayor del 25% para cada procedimiento, junto con su valor de dosis correspondiente dada por los tres programas, y el promedio obtenido. Para el AAA y la AMRT sólo hay 2 y 4 órganos respectivamente con tales características, mientras que para el TIPS la cifra asciende a 19. Destaca, además, que hay cinco órganos en este último procedimiento cuyo error relativo supera el 100%. Éste error aparece fundamentalmente como consecuencia de la disparidad de resultados entre los dados por el PCXMC y los otros dos. Los valores dados por Eff-Dose y DiaSoft coinciden casi totalmente para todos los procedimientos.

La Tabla II muestra las Dosis efectivas obtenidas con los tres programas, el valor medio obtenido y su desviación standard, expresada también como un error relativo en tanto por ciento. Los valores dados por Eff-Dose y DiaSoft coinciden casi totalmente para todos los procedimientos, mientras que el cálculo realizado por PCXMC es el que difiere de los dos anteriores. La desviación standard entre resultados de los tres programas varía de 6 a 8, y el error relativo oscila del 15 al 17%.

La Tabla III muestra la desviación standard y el error relativo promedio de todas las dosis órgano por procedimiento. Destaca el error relativo del 56% en el caso del TIPS, mientras que en los otros dos procedimientos es del 16 y 14% respectivamente. Los resultados dados por PCXMC difieren enormemente en algunos casos puntuales, haciendo que aparezca el error relativo promedio que se muestra.

Tabla I. Dosis en órganos con error relativo mayor del 25% para cada procedimiento.

Procedimiento	Órgano	Dosis Eff-Dose*	Dosis DiaSoft *	Dosis PCXMC*	Dosis Promedio*	Error Relativo (%)
AAA	Adrenales	106,90	106,90	209,26	141,02	42
	Pulmón	7,21	7,21	12,09	8,84	32
TIPS	Adrenales	389,36	389,40	142,52	307,09	46
	Mama	3,36	3,36	1,43	2,72	41
	Vesícula biliar	129,84	129,80	42,92	100,85	50
	Stomach	107,39	107,40	33,31	87,70	52
	U L I	83,37	83,37	46,12	70,95	30
	L L I	14,37	14,37	57,52	28,75	87
	Corazón	18,87	18,87	7,08	14,94	46
	Riñón	606,02	606,00	237,74	483,25	44
	Hígado	159,83	159,80	53,53	124,39	49
	Pulmón	21,63	21,63	7,83	17,03	47
	Ovarios	12,48	12,48	68,07	31,01	103
	Páncreas	175,21	175,20	53,61	134,67	52
	Bazo	356,39	356,40	117,83	276,87	50
	Testículos	0,20	0,19	10,09	3,49	164
	Timo	2,39	2,39	0,54	1,77	60
	Tiroides	0,27	0,27	0,00	0,18	140
	Vejiga	2,55	2,55	35,28	13,64	107
	Útero	9,67	9,67	56,45	25,26	107
	Esófago	25,17	25,17	3,81	18,05	68
AMRT	Adrenales	59,49	59,49	128,45	82,48	48
	Mama	0,64	0,64	1,29	0,86	44
	Corazón	3,59	3,59	6,38	4,52	36
	Pulmón	249,78	249,80	214,28	4,68	44

*Dadas en mGy

Tabla II. Dispersión obtenida en Dosis Efectiva por procedimiento.

| Dosis Efectiva (mSv)

Procedimiento	Eff-Dose	DiaSoft	PCXMC	Media	Desviación standard	Error Relativo(%)
AAA	75,68	75,68	57,48	69,6	10	15
TIPS	51,18	51,18	37,81	46,7	8	17
AMRT	40,30	40,29	29,91	36,8	6	16

Tabla III. Desviación standard y error relativo promedio de todas las dosis órgano por procedimiento.

Procedimiento	Desviación standard*	Error Relativo (%)*
AAA	14	16
TIPS	37	56
AMRT	6	14

*Promedio de todos los órganos

4. Discusión y Recomendaciones.

El disponer de tres programas diferentes para realizar un mismo cálculo podría suponerse de entrada como una manera de llegar a un resultado más preciso. Sin embargo, tal y como se ha visto en este trabajo, esto no es así.

Los resultados dados por los tres programas difieren en gran medida, lo que hace que, en general, el error de dispersión sea muy grande.

Por una parte, Eff-Dose y DiaSoft proporcionan valores prácticamente iguales, con lo cual se puede utilizar uno u otro indistintamente.

Por otra parte, PCXMC, cuyos resultados difieren en gran medida con los otros dos programas, tiene la ventaja de poder ajustar mejor la angulación del campo de una proyección.

Todo lo dicho muestra que se necesita una solución mejor para resolver el problema del cálculo de las dosis en órgano, siendo necesario un método más exacto que nos acerque de manera más fiable a la realidad, y del que por el momento, no se dispone.

Como recomendación, proponemos como mal menor calcular un promedio utilizando los tres programas, obteniendo un valor estimado con su error relativo.

5. Bibliografía.

- [1] RUIZ-CRUCES R.; PEREZ MARTINEZ, M.; MARTIN PALANCA, A.; FLORES, A.; CRISTOFOL, J.; MARTINEZ MORILLO, M.; DIEZ DE LOS RIOS, A., Patient dose in radiologically guided vascular procedures: Conventional versus digital systems, Radiology 205(1997): 385-394
- [2] RUIZ-CRUCES R.; GARCIA GRANADOS J.; DIAZ ROMERO, F.J.; HERNANDEZ ARMAS, J., Estimation of effective dose in some digital angiographic and interventional procedures, British Journal of Radiology, 71(1998),42-47.

- [3] NBH, National Institute of Radiation Higiene; Eff-Dose software: Estimation of effective and organ doses. Bronshoj, Denmark (1995) Version 1.02.
- [4] TAPIOVARA, M.; LAKKISTO,M.; SERVOMAA, A., PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations, Helsinki (1997) 55 pags.
- [5] DiaSoft Versión 5.0. Users'manual. PTW, Freiburg (2000)

247

Dr P.Ortiz-Lopez
Radiation Safety Section,
Division of Radiation and Waste Safety
International Atomic Energy Agency
P.O.Box 100
A-1400 Vienna, Austria

Dear Dr Ortiz-Lopez,

I am very sorry for delay, but I found the documents concerning to the „International Conference on the radiological protection of patients” a few days ago. As it is very important to us to participate in this Conference, I prepare the titles of papers, which we can present. The forms completely fulfilled will be sent as soon as possible.

The papers are following:

- 1) System for quality assurance and radiation protection in diagnostic radiology in Poland. (J.Jankowski,
M.A.Staniszezewska, S.Papierz [REDACTED] IAEA-CN-85-241

- 2) Quality control in mammography in Poland (M.A.Staniszevska, J.Jankowski, A.Midel), ART. 242 242

243

3)

4) Evaluation of patient exposure in CT in Poland (M.A.Staniszeska). [REDACTED]

If you will be so kind to accept our participation in the Conference, I will send the full text of papers.

Looking forward for your answer,

Yours sincerely

Dr M.A.Staniszevska

24B



INTERNATIONAL CONFERENCE ON THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS

in

- Diagnostic and Interventional Radiology
- Nuclear Medicine and
- Radiotherapy

organized by the

International Atomic Energy Agency

co-sponsored by the

European Commission

Pan American Health Organization and

World Health Organization

in Torremolinos (Malaga), Spain, 26-30 March 2001

To be sent to a competent official authority (Ministry of Foreign Affairs, Ministry of Health, national atomic energy authority) for transmission to the International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre, Wagramerstrasse 5, P.O Box 100, A-1400 Vienna, Austria. DEADLINE FOR RECEIPT BY IAEA: **1 NOVEMBER 2000**

FORM FOR SUBMISSION OF A PAPER

TITLE OF THE PAPER AND TOPIC:

HODGKIN'S DISEASE: CURE AT WHAT COST?.**TÓPICO: RADIOTERAPIA**

AUTHOR(S) INITIAL(S) AND FAMILY NAME(S)	SCIENTIFIC ESTABLISHMENT(S) IN WHICH THE WORK HAS BEEN CARRIED OUT	TOWN/COUNTRY
1. E Fernandez-Vicioso.	Radiation Oncology. Aventura Comprehensive Cancer Center.	Aventura Florida. USA
2. R Ruiz-Cruces	Research Group of Radiation Protection. Radiology Department. School of Medicine.	Malaga. SPAIN
3.		
4.		
5.		
AUTHOR WHO WILL PRESENT THE PAPER		Mailing Address:
Mr.		Chief of Radiation Oncology. Aventura Comprehensive Cancer Center. 20950. NE 27 th Court. Aventura, Florida 33180. USA.
Initial(s): E		
Family Name:		Telefax No.: (305) 7925850
Fernandez-Vicioso.		E-Mail : efernandez@rtsx.com Telex No.:

I hereby agree to assign to the International Atomic Energy Agency

Yes the Copyright or

é the Non-Exclusive, Royalty-Free License

to publish the above-mentioned paper, and certify that no other rights have been granted which could

AN EXAMPLE OF IRRADIATION OF THE FETUS**Milacic S., Jovicic D., Marinkovic O., Tanaskovic I.**

CCS Institute of Occupational and Radiological Health

Deligradska 29, 11000 Belgrade, Yugoslavia

Abstract

A woman was holding eight months old daughter during kidney radiography. Three days after that, the child had kidney scintigraphy with 30MBq ^{99m}Tc . The woman was sent to the Institute one month later for calculating radiation risk for fetus, as she has been pregnant.

There were three ways for pregnant woman irradiation: during radiography, external irradiation from applied ^{99m}Tc and internal contamination by child's skin and diapers.

The most important fact was that during radiography it has not been given a protective apron to the woman. The equivalent dose to the surface of the woman's abdomen was estimated (1.5 ± 1.0) mSv. The estimation equivalent dose for woman (specially for fetus) from external and internal irradiation by ^{99m}Tc was possible with smaller accuracy.

The conclusion was that the risk for fetus is not negligible.

**THE DANUBE HOSPITAL PROJECT FOR AUTOMATED
TRANSCRIPTION OF X-RAY DOSE DATA FROM
RADIOGRAPHY, FLUOROSCOPY AND COMPUTED
TOMOGRAPHY (CT) INTO THE ELECTRONIC PATIENT
RECORD**

Gerald Pärtan¹, Rudolf Mayrhofer¹, Hans Mosser¹, Alexandros Maltsidis²,
Thomas Dechant², Wolfgang Honsal², Walter Hruby¹

¹*Radiology Department., SMZO Danube Hospital, Langobardenstrasse 122,
A-1220 Vienna*

Tel.: +43-1-28802-4902

Fax: +43-1-28802-4980

<mailto:gerald.paertan@smz.magwien.gv.at>

²*Siemens Med, Erdbergerlande 26 A-1030 Vienna, Austria*

ABSTRACT

Introduction:

Assessment of x-ray exposure data is generally cumbersome, especially because of the lack of a commercially available solution for automatic integration of dose data into an electronic patient record (EPR). Therefore, we constructed a concept for automatically linking x-ray exposure data with a radiology information system (RIS).

Material and Methods:

X-ray modalities are equipped with a Dose-area product (DAP) meter and connected to a RIS PC via a serial RS-232 interface. For computed tomography, dose-length product (DLP) is computed from the normalised CT dose index, number and thickness of slices. Examination details including number of frames, mAs, kV, exposure time etc. are recorded automatically by software polling and added to the examination record in the RIS.

Results:

The system has already been implemented with a digital fluororadiography system, other modalities are continuously being integrated. The time previously necessary for manual dose data transcription and saved now will sum up to about 1000 working hours per year.

Conclusion:

Automatic transfer of exposure parameters from X-ray imaging modalities to the EPR is important for quality assurance and risk assessment. Also, it facilitates compliance with legal requirements and set-up of diagnostic reference levels.

Introduction:

Increasingly, legislative regulations (e.g. European radiation protection laws, the basis of which is the EURATOM directive 43/97) require routine measurements for quality assurance and radiation protection. According to these laws, dosimetry (and consequences drawn thereof) should be part of everyday radiologic practice. However, dosimetric surveys are cumbersome and complicated and therefore still often seen as scientific undertakings and presented at scientific meetings, rather than taken as a natural part of radiologic practice.

One important reason therefore is that *recording* of X-ray exposure data still has to be done manually and thus causing surplus expenditure of working time. Although some examples of automatic data recording systems exist¹, actually no direct link is available with the electronic patient record (EPR). In order to achieve a future-oriented solution for optimisation of X-ray exposure of its patients, the Danube Hospital management agreed upon financing a development program for the development of a system for automatically recording x-ray exposure data from radiography, fluoroscopy and computed tomography (CT) into the EPR within a commercially available radiology information system (RIS).

Material and methods:

The Danube Hospital radiology department performs 133 000 radiological examinations per year. All radiologic images are acquired digitally and processed within a hospital wide Picture archiving and Communication System (PACS)(SIENET, Siemens, Erlangen, Germany). Word data (patient identification, examination requests, examination statistics, radiological reports) are connected to the PACS and processed by a commercially available RIS (SAS, Siemens Vienna, Austria).

Dosimetric quantities chosen to be recorded are the dose-area product (DAP)^{2,3} for radiographic and fluoroscopic examinations (including angiographic procedures⁴), and the dose-length product (DLP) for CT examinations⁵.

Three categories of x-ray producing imaging modalities are available:

1. exposure parameters are directly contained within the DICOM (Digital Imaging and Communications in medicine) image header. Since PACS and RIS are using a joint data base, interfacing the radiation dose-related data sets is quite simple. This applies to both CT and two recent DSA and DFR units.
2. radiation exposure is measured by a DAP ionisation chamber (Diametor M4, PTW Freiburg, Germany) already installed on the X-ray unit, however not transmitted to the DICOM image header. Here a RIS PC has to be dedicated to this X-ray unit, both are connected by a data cable via a serial RS232 interface. A background computation process running on the RIS PC polls data from the DAP meter and the X-ray unit (including number of frames, kV, mAs, etc.) and stores them

in a data file additively. Following functionalities have to be implemented with RIS softbuttons:
 DISPLAY values: a message box containing values already stored and the last value actually measured within an examination.
 ACCEPT values: confirming and/or correcting the values indicated is possible. Thereafter, automatically RESET values (after ending an examination) pops up, which resets the recorded values in the "dosis.ini" file to zero.
 This solution is possible with three fluoroscopy units (9 and 6 years old).

3. units with no DAP meter installed and no exposure data contained in the DICOM header have to be equipped additionally with a DAP meter, interfacing is achieved like above. This applies to all radiographic units (working with computed radiography digital storage phosphor plates) and a DSA and a cardangiographic unit.

Results:

Installation of a DAP meter costs approx. € 4720.- per radiographic/fluoroscopic unit (3270.- hardware, approx. 1450.- installation). Costs of interfacing are approx. 1500.- for X-ray units of category 2+3, 4500.- for CT units and approx. 3000.- for the fluoroscopy units of category 1. All this sums up to approx. 89.000.-€ for the 16 X-ray units of our radiology department. Assuming only 60.000 examinations of which dose values have to be documented within one year, and assuming one minute of additional time required for manual dose data input per examination, this would sum up to 1000 hours of working time per year, i.e. 125 working days, i.e. 0.5 radiographer jobs per year. Thus, the investment for automatic dose transfer will pay itself within a few years. Currently, the most recent of our DFR units (mainly used for gastrointestinal fluororadiography) is interfaced with the RIS. The other X-ray modalities in our radiology department are continuously being integrated as well.

Conclusions:

Automated transcription of x-ray dose data from radiography, fluoroscopy and CT into the electronic patient report is technically feasible. It may be the only economical way to comply with legal requirements of complete documentation of the patients X-ray exposures. This project might serve as an incentive for further similar developments in co-operation between radiologic institutions and manufacturing companies.

References:

- (1) KICKEN P.J., KEMERINK G.J., Vaessen P.J., Ackermans J.J., An Automated Measurement System for Characterisation of Patient

Exposure During Angiography, Rad. Prot. Dosim. **43(1-4)** 1992 165-169

- (2) HOSKINS, P.R., ADAM, R.D., Technical note: an evaluation of a Diamantor based system for estimation of spot film dose-area product values, Brit. J. Radiol. **68** (1995) 1106-11.
- (3) HART D., WALL B.F., Estimation of effective dose from dose-area product measurements for barium meals and barium enemas, Brit. J. Radiol. **67** (1994), 485-489.
- (4) KICKEN P.J.H., ZANKL, M., KEMERINK G.J., Patient Dosimetry in Arteriography of the Lower Limbs. Part II: Dose Conversion Coefficients, Organ Doses and Effective Dose, Rad.Prot. Dosim. **81,1** 1999 37-45
- (5) Menzel H.-G., Schibilla H., Teunen D. (eds.), European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 EN, Luxemburg (1999)
(<http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>)

RESULTADOS PRELIMINARES DEL PROGRAMA NACIONAL DE AUDITORIA DE CALIDAD EN SERVICIOS DE RADIOTERAPIA EN LA REPÚBLICA DE CUBA

Lourdes Domínguez Hung¹, Eduardo Francisco Larrinaga Cortina¹, Raudel Campa Menéndez², Jorge Luis Morales López³, Fernando García Yip³.

1. Centro de Control Estatal de Equipos Médicos. Calle 4 e/19 y 21 No.455 altos Vedado Ciudad Habana CP10400.
Tel: (537) 32 5072-32 7217
E.mail: larri@cceem.sld.cu
2. Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones.
3. Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología.

ABSTRACT

The current state of the radiotherapy in Cuba has allowed to pass to a superior stage in the process of the quality assurance, the establishment of a National Quality Audit Program (PNAC). The National Control Center for Medical Devices as national regulator entity for the control and supervision of the medical devices of the National Health System is the responsible for the implementation of this program. This paper presents the preliminary results of the execution of the PNAC in teletherapy services with isotopic units of ^{60}Co . The audits were carried out according to the methodology settled down in the normalized procedure of operation of the PNAC. The physical aspects related with the treatment were audit, such as: the installation and unit's security, mechanical and dosimetric aspects of the treatment unit and organizational aspects of the institution quality assurance program. Also were carried out, in the clinical aspect, verifications of cases type planned by the qualified personnel of the service. The results corresponding to the determination of the reference dose for each institution were compared with those obtained in a postal audit with the International Atomic Energy Agency. These first audits allowed to evaluate the performance of the institutions' program of quality assurance and a feedback for the setting about to the PNAC.

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años en Cuba se han desarrollado proyectos internacionales de cooperación técnica con el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) dirigidos a la implementación de Programas de Garantía de Calidad (PGC) en los servicios de radioterapia y en la elaboración y adecuación a nuestra realidad actual, de protocolos internacionales de garantía de calidad en los aspectos físicos de la radioterapia. Además se ha adquirido nuevo equipamiento (instalaciones de teleterapia con unidades isotópicas de ^{60}Co) para sustituir y modernizar el existente en estos servicios, con muchos años de explotación. El Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología-Grupo Nacional de Oncología (INOR) ha sido el responsable del fomento y apoyo a los PGC en los servicios de radioterapia

El establecimiento del Programa Nacional de Auditoria de Calidad (PNAC) es una etapa superior en los PGC en los servicios de radioterapia. El Centro de Control Estatal de Equipos Médicos es responsable de la confección y ejecución del PNAC; para ello se apoya en un grupo tripartita integrado conjuntamente con el INOR y el Laboratorio Secundario de Calibraciones Dosimétricas del Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (LSCD-CPHR), encargado este de garantizar las calibraciones de la instrumentación radiométrica y su trazabilidad como parte integrante de la red internacional de laboratorios patrón secundario OIEA.

En este trabajo presentaremos los resultados preliminares de las auditorias, visitas de inspección *in situ*, realizadas según la metodología establecida en el procedimiento normalizado de operación para la ejecución del PNAC [1]. Se auditaron 3 servicios de radioterapia de un total de 9. Además se comparan

los resultados de la comprobación de la tasa de dosis de referencia en cada uno de los servicios auditados y su desempeño en la auditoría postal realizada por el OIEA.

2. DESARROLLO

En cada visita de inspección el equipo auditor estuvo integrado por representantes del grupo tripartita. La recolección de evidencias objetivas, en un principio se realizó según las recomendaciones dadas por un panel de expertos en el marco del proyecto ARCAL XXX [2], dirigida fundamentalmente a la verificación de los aspectos físicos de la instalación y la unidad de tratamiento. Además se realizaron comprobaciones en la planificación de casos tipos, en lo referente a los aspectos clínicos del tratamiento, enviados a las instituciones previamente a la realización de la auditoría. El resumen de los principales resultados hallados se presenta para cada uno de los aspectos auditados en forma de tablas. Denotaremos a cada institución auditada por las letras a, b y c.

Tabla I Aspectos de Seguridad de la Instalación y Unidad de Tratamiento

Resultados hallados y recomendaciones
Monitor estacionario de radiación del local:
(a) fuera de servicio
(b) sin conectar la indicación sonora
(c) verificar si la alimentación externa es confiable
(a) Posición inadecuada de la cámara del circuito cerrado de TV, no permite visualizar el paciente y los indicadores de posición de la fuente ubicados en el cabezal del equipo simultáneamente
(c) Reparar el intercomunicador, para garantizar la necesaria comunicación paciente-operador
(c) Calibrar el monitor ambiental portátil del servicio

Tabla II Aspectos Mecánicos y Eléctricos de la Unidad de Tratamiento

Resultados hallados y recomendaciones
(a) Telemando, queda accionado el interruptor tipo "deadman" al accionar el movimiento de la camilla o del brazo de la unidad.
Láseres:
(a) La comprobación diaria de los láseres y telémetro, debe ser supervisada por el físico semanalmente.
(b) Desajuste frecuente de los láseres laterales
(c) Precisar la no alineación de los láseres coronales en el sentido longitudinal de la camilla de tratamiento y corregir la falta de colinealidad entre estos.
Indicadores de distancia:
(a) Reemplazar el comprobador de distancia colimador- isocentro de madera, por uno de un material más resistente y colocarlo en el local de los físicos. Emplear el puntero mecánico del fabricante para verificar mensualmente al comprobador de distancia de uso diario.
(c) Reparar la falta de nitidez del telémetro
(b) Desajuste de la indicación del tamaño del campo de radiación correspondiente a la apertura de los colimadores en el caso del 10x10 cm ² en la dirección opuesta al brazo

Tabla III Aspectos Dosimétricos de la Unidad de Tratamiento

Resultados hallados y recomendaciones
Perfiles de los campos de radiación:
(b) Realizar los cálculos de la planitud y la simetría, a partir de las mediciones de los perfiles del campo realizadas en la puesta en servicio de la instalación
(c) Revisar y normalizar la técnica de procesamiento de las películas de verificación de forma que permita una adecuada interpretación de los parámetros a comprobar con las mismas
(b) Realizar y registrar las mediciones correspondientes al control de la estabilidad de los dosímetros con fuente de control de Sr-90.
(c) Medir los factores de las bandeja existentes en la instalación y compararlos con los instalados en los sistemas computarizados de planificación utilizados en la práctica clínica

Tabla IV Aspectos Clínicos

Resultados hallados y recomendaciones
(a, b, c) Verificación manual de los cálculos derivados del uso de los sistemas computarizados de planificación de tratamiento.
(b,c) Selección adecuada del sistema computarizado de planificación de tratamiento según la técnica elegida tomando en cuenta las ventajas y limitaciones en la batería de planificación
(c) Se hallaron errores en la utilización de parámetros modificadores del haz durante la realización de los cálculos de comprobación de uno de los casos tipos planificados durante la visita, factor de bandeja y factor de campo incorrecto
(c) Uno de los sistemas computarizados de planificación de tratamiento utilizados, tiene instalado un factor de bandeja lisa, cuando el que se utiliza en la práctica es el de bandeja ranurada.

Tabla V Aspectos Organizativos del PGC y Registros

Resultados hallados y recomendaciones
Personal:
(a) Se necesita otro físico médico en el servicio de radioterapia por la carga de trabajo de la misma.
(b) Adiestramiento de personal técnico en las tareas de planificación, de manera que pueda contarse con una persona independiente en el proceso de verificación de los casos
(a, b, c) Elaborar un registros de incidencias de mal funcionamiento del equipo independiente de los controles de garantía de la calidad
(a, b, c) Disponer de un plan anual de ejecución de las actividades de control de calidad de la instalación, identificando el responsable de cada una y un registro para verificar su ejecución
(a, b, c) Protección Radiológica: debe realizarse un registro de mediciones de tasa de dosis ambientales en las zonas de la instalación y un registro de contaminación y fugas del cabezal
(a, b, c) Programa continuo de educación y entrenamiento con evaluaciones anuales al personal ocupacionalmente expuesto

Tabla VI Comparación entre los Resultados de la Determinación de Dosis de Referencia y los de la Auditoria Postal OIEA

Institución	% desv. rel. Audit*	Fecha	% desv. rel. OIEA	Fecha
(a)	-1.6	17.11.1999	-1.9	10.12.1999
(b)	-0.1	20.12.1999	0.5	10.12.1999
(c)	-0.5	24.06.2000	-0.8	10.12.1999

*%desv.rel.=100(D_{med}-D_{ref})/D_{ref}

D_{med}: Dosis medida por la institución durante la auditoria para condiciones de referencia.

D_{ref}: Dosis de referencia clínica, medida durante la puesta de servicio de la instalación.

3. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Los tres servicios visitados cuentan con nuevo equipamiento para el tratamiento radiante y están licenciados por el órgano regulador nacional para el uso de la energía nuclear, cumpliendo los requisitos de seguridad y protección, y documentados los procedimientos requeridos legalmente: Manual de seguridad de la instalación y Plan de emergencias radiológicas. La problemática presentada en el aspecto de seguridad, en general, está relacionada con la conexión de los monitores estacionarios de radiación y casuísticamente con la comunicación (visual y oral) técnico- paciente.

En los aspectos mecánicos y eléctricos, las unidades de tratamiento adquiridas han mostrado una excelente estabilidad. Por otra parte, la necesidad del ajuste de los láseres de posicionamiento ha sido la evidencia objetiva recurrente en cada servicio visitado.

La comprobación de la tasa de dosis en los aspectos dosimétricos de la unidad de tratamiento para las tres instalaciones auditadas arrojó la concordancia de las mismas dentro del 2% con respecto al valor clínico establecido durante la puesta de servicio y con los resultados de la auditoria postal OIEA. El temporizador de las unidades de tratamiento es reproducible y el error de entrada-salida de la fuente pequeño y en algunos casos despreciable.

En lo correspondiente a la verificación de los aspectos clínicos del tratamiento se persiguió mediante el envío de casos tipos de referencia para su planificación en el servicio, comprobar la técnica de irradiación elegida, la selección del sistema computarizado de planificación de tratamiento, considerando las ventajas y limitaciones de los disponibles en el servicio, así como las vías de comprobación de los resultados, cálculo manual de las unidades monitor (tiempo). En todos los servicios visitados los físicos-médicos están capacitados para realizar las comprobaciones manuales y es su firma en el expediente clínico la que avala la verificación de la planificación realizada, pero no queda registrada dicha comprobación en el expediente: valor de dosis de referencia utilizados, valores de los distintos modificadores del haz y su descripción, pesos de los campos (si los hubiera), etc. A criterio del equipo auditor esta sería una buena práctica para constatar la realización del cálculo de comprobación y permitir verificaciones posteriores de forma rápidas y diáfanas.

En los aspectos organizativos del PGC se manifestó, para las instituciones (a, b), la necesidad de entrenamiento de personal que sustituya y/o apoye al físico-médico en la rutina clínica del servicio. En general se deben implementar registros que permitan documentar mejor el PGC detallando las acciones a ejecutar y que delimiten los responsables de las mismas, para extender la cultura de seguridad y calidad a todos los integrantes del servicio. Se constató una buena preparación, dedicación y compromiso con la calidad de los físicos-médicos en cada una de las instituciones visitadas.

Estas primeras auditorias permitieron poner a punto la metodología del PNAC y los procedimientos de recolección de evidencias objetivas detallados en el procedimiento normalizados de operación. Es evidente la necesidad de profundizar las auditorias en la verificación de los aspectos clínicos del tratamiento y la evaluación de los sistemas computarizados de planificación de tratamientos.

La exposición de los resultados de las auditorias se centró en las instalaciones de teleterapia con unidades isotópicas de ^{60}Co , de los servicios de radioterapia auditados; aunque en el caso de la institución (a) también se auditó un equipo de teleterapia de ortovoltaje.

Se recomienda la ampliación del PNAC a las instalaciones de teleterapia con unidades de ortovoltaje y a las instalaciones de braquiterapia de los servicios de radioterapia del país, confeccionando y validando la documentación necesaria para estos fines.

Es importante además prestar atención a la capacitación y entrenamiento del personal auditor en el desarrollo del PNAC, previendo las perspectivas inmediatas y futuras de este.

4. REFERENCIAS

- [1]. CENTRO DE CONTROL ESTATAL DE EQUIPOS MÉDICOS, PNO 06-01-00 Guía para la Realización de Auditorias de Calidad en Instalaciones de Teleterapia con Unidades Isotópicas de ^{60}Co , Cuba, 2000.
- [2]. IAEA-TECDOC-1151, Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad, Austria (Junio/2000)

PATIENT DOSE SURVEYS AND THE USE OF LOCAL AND NATIONAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS

Ramsdale M L, Peet D, Hollaway P, and Rust A.
Regional Radiation Protection Service
Royal Surrey County Hospital
Guildford, Surrey, UK *radprot@royalsurrey.nhs.uk*

Abstract

Patient doses have been assessed routinely as part of quality assurance programmes in a group of National Health Service and private hospitals in a southern English health region. Surveys of patient dose have been conducted in plain film radiography, fluoroscopy, computed tomography, mammography and dental radiography. In keeping with national guidance, dose parameters used were entrance skin dose for radiography, dose area product for fluoroscopy, effective dose and dose length product for computed tomography (CT), mean glandular dose for mammography and air kerma and dose width product for dental intra-oral and orthopantomography (OPG) respectively. Comparison of results against recommended standards showed that in plain film radiography and fluoroscopy, doses were well below national reference levels and corresponding local reference levels were adopted at about 75% of the national figures. Elsewhere in CT, mammography and dental radiography, doses were generally in line with national trends. Overall, as an integral part of the QA programme, the dose surveys have contributed greatly to the users understanding of patient dose and in several instances has led to real optimisation.

Introduction

As part of the provision of a radiation protection and diagnostic radiology physics service to around 50 hospitals, 30 mammography units and 130 dental practices in the South East of England, sampling of the doses received by patients during common X-ray examinations is undertaken. Results are compared to relevant Diagnostic Reference Levels (DRLs) as an aid to optimisation and in compliance with the EC Directive [1] and UK legislation [2] on the protection of the patient.

Methods

Patient dose surveys for plain film radiography and fluoroscopy have been undertaken periodically in accordance with the national dose protocol which recommends that such surveys are carried out at least once every 3 years [3]. Surveys of patient dose have also taken place in computed tomography, mammography and dental X-ray.

For plain film radiography, the patient dosimetry programme started in 1993 and two cycles were completed covering 64 and 77 X-ray departments respectively. In accordance with the recommended protocol, thermoluminescent dosimeters (TLDs) were used to measure entrance skin doses for 5 common examinations; chest, skull, lumbar spine AP, lateral lumbar spine and pelvis. Only standard size patients (60 to 80 kg) were used in the study with generally 10 patients per examination.

Dose area product (DAP) is the recommended dose parameter for complex examinations including fluoroscopy. Since 1995 DAP data have been collected for barium studies, angiography and interventional procedures covering 37 screening rooms in 23 hospitals involving about 10,000 patients.

In CT the effective dose for common examinations has been assessed from knowledge of exposure protocols and measured computed tomography dose index (CTDI) values utilising published CT scanner data [4]. An initial patient dose survey of 8 CT scanners was undertaken in 1996 and subsequently repeated in 1999/2000 for 7 of the original units plus 3 new scanners. In keeping with the European protocol [5], doses are now also compared to the parameter dose length product (DLP).

The Service undertakes routine performance measurements on 30 mammography units locally including 12 in the national breast screening programme and 18 located in the symptomatic mammography sector. In accordance with the recommended protocol [6] assessment of mean glandular dose is undertaken routinely every 6 months for the 'standard breast' model. Calculation of

mean glandular dose using exposure and breast thickness data from samples of patients undergoing mammography is also carried out periodically.

Radiation protection and performance measurements are undertaken on all dental X-ray on a 3-yearly cycle. Since 1997 doses have been assessed on 357 intra-oral and 70 OPG X-ray units using measurements of radiation output. In keeping with national guidance [7] dose parameters used were skin entrance dose for intra-oral and dose width product for OPG.

Results

The results of two rounds of patient dose surveys for plain film radiographic examinations carried out over 1992-1995 and 1996-1999 respectively is summarised in table I. The mean values presented across all hospitals for the common examinations studied are compared to the national reference doses published in 1992. The local doses were well below national levels and local reference doses, also shown, were derived from the first round of local dose measurements.

Table I. Skin entrance dose for plain film radiography

	No of pts	Mean dose (mGy)		% National Reference Dose		Local ref dose (mGy)
		92-95	96-99	92-95	96-99	
Abdo AP	682	5.1	4.8	51	48	7
Chest PA	1601	0.14	0.12	50	40	0.2
L spine AP	866	5.9	5.2	59	52	7
L spine Lat	876	15.3	13.2	51	44	20
Pelvis	638	5.2	4.0	52	40	7

The results of DAP measurements for more than 7500 patients are summarised in table II, highlighting the mean DAP for barium enemas and meals across 30 screening rooms. In the 1992 dose protocol these were the only examinations commonly undertaken in local screening rooms where reference doses were provided. Again, local doses were generally well within national figures and consequently local reference doses based on these values were adopted. The relative impact of local and national reference doses for barium enemas is illustrated in the distribution of doses in Figure 1.

Table II. Dose area product values for fluoroscopy examinations

Examination	Nos of patients	Mean DAP Gy cm ²	% National Ref Level	Local Ref Dose Gy cm ²
Ba Enema	3242	31.8	53	40
Ba Meal	1032	11.7	47	15
Ba Swallow	540	7.5	-	10
Ba FT	184	13.7	-	20
Femoral Arteriogram	676	54.6	-	80
Coronary Angiogram	372	35.9	-	50
Coronary Angioplasty	88	34.8	-	35
Venogram	558	4.4	-	5
ERCP	399	11.1	-	12
HSG	216	5.9	-	8
Nephrostomy	92	11.9	-	16
Fibroid embolisation	255	84.0	-	105

Figure 1. Dose area product for barium enemas

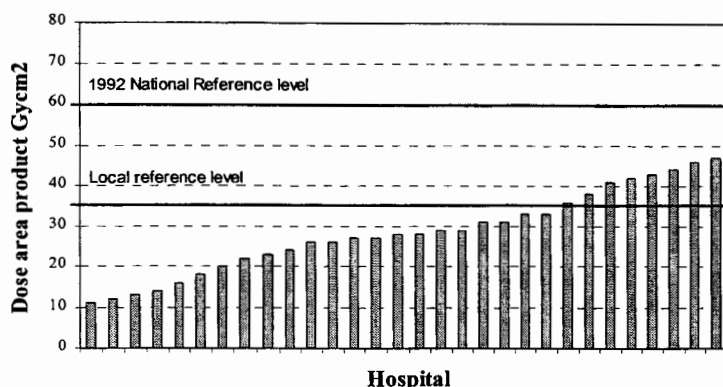


Table III Effective and dose length product for computed tomography examinations

Examination	Dose (mSv)	Dose-length Product (mGy cm)				
	Mean	NRPB Mean	Minimum	Maximum	Mean	EC Ref
Brain	2.08	1.78	316	2196	870	600
Neck	2.35	-	143	1107	552	-
Pelvis	6.93	7.12	216	655	423	600
Abdomen	7.01	7.58	469	989	414	800
Chest (normal)	9.04	7.80	162	790	409	650
Liver	6.00	7.17	151	723	364	-
IAM	0.63	0.35	100	641	298	-
L-spine	4.64	3.33	56	450	292	-
Chest (high resolution)	1.34	-	30	104	92	-

The mean effective dose for common CT examinations, based on a standard patient model, is shown in table III. These values are also compared to the means from a national survey conducted by the National Radiological Protection Board (NRPB) [8]. The corresponding range and mean of DLPs is also presented for the same nine examinations.

Figure 2. Mammography Dose to the “standard breast”

Error! Objects cannot be created from editing field codes.

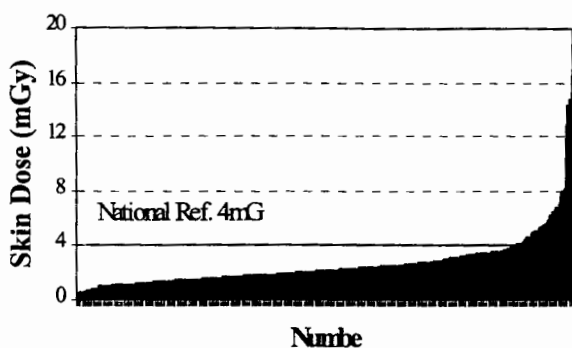
The results for mammography in Figure 2 indicate variation in dose due to equipment factors only as a ‘standard breast’ is defined. Variations in X-ray equipment design, speed of the film and screen combination and variation in film optical density are the main factors affecting the distribution of patient dose. The reference dose indicated on the graph is used as a maximum recommended level, above which further optimisation of the system is indicated or justification for continued use is required. Surveys of patient dose based upon exposure factor data for real examinations additionally include variations due to the size and composition of the breast and also operation of advanced automatic exposure systems with the capability to modify X-ray beam quality.

Patient doses in dental radiology are illustrated in figs 2 and 3 for mandibular molar intra-oral and OPG examinations respectively.

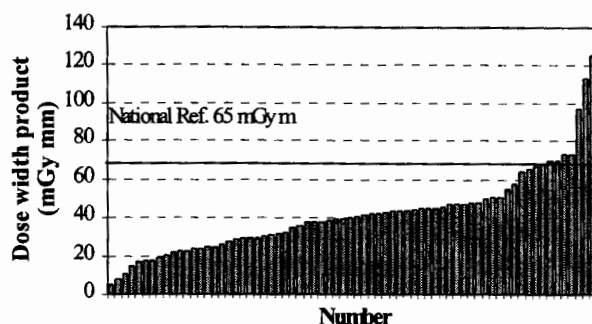
Figure 2:

Figure 3

Dental Intra-oral doses (Mandibular Molar) mGy



Dental Panoramic doses (mGy mm)



Discussion and Conclusions

In the UK reference doses for radiography and fluoroscopy, based on dose measurements in the late 1980's and very early 1990's, were published in 1992 as part of the national dose protocol [3] and have remained unchanged. The first round of local dose measurements for radiography confirmed, not unexpectedly regarding the increase in film speed and other dose reduction features introduced since the 1980's, that examinations at all hospitals were generally well within national reference doses. Typically the mean doses for each examination were about 50% of the reference dose. Since the national reference dose no longer impacted on the optimisation process, local reference doses, based on the 75th percentile of the dose distribution from the first round of measurements, were adopted. As shown in table I, the second round of measurements showed slight reductions in mean doses for most examinations.

A similar picture emerges for the fluoroscopy dose surveys where the measured dose area products for barium enemas and meals were again at about 50% of the national reference dose. Local reference doses were adopted in the same manner for these and ten other examinations.

In CT no formal reference doses have been published in the UK and instead the doses for examinations have been compared to mean dose values published by the NRPB [8] following a survey of CT practice. In a number of cases, by demonstrating that doses at some hospitals exceeded national means, radiologists were persuaded to review examination protocols and optimise exposure factors and technique.

In mammography, the use of a reference dose based on a 'standard breast' has enabled identification of systems where patient dose has not been optimised, or imaging materials and X-ray equipment have been poorly matched. Also, identification of incorrectly adjusted film processors or AEC systems has been possible.

In dental radiography, reference doses have only recently been recommended [7]. As illustrated in figures 2 and 3, small but significant numbers of clinics exceeded the reference doses. Dose reduction strategies were then targeted at these clinics.

Overall, the use of reference doses in all areas of radiology is demonstrated to be beneficial to the optimisation process and even where no formal national figures exist comparison can be drawn with relevant local dose measurements. Small but significant dose reductions have occurred and the use of local reference dose levels, where the user relates naturally to other local hospitals, has been found to be of particular merit.

References

- [1] Council Directive on Health Protection of Individuals against dangers of Ionising Radiation in relation to Medical Exposures. 97/43/EURATOM L180 Vol 40 (1997).
- [2] Her Majesty's Stationary Office (HMSO) The Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000, Statutory Instrument 2000 No.1059, (HMSO, London) (2000).
- [3] IPSM, NRPB AND COLLEGE OF RADIOGRAPHERS, National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology (NRPB, Chilton) (1992).

- [4] JONES DG and SHRIMPTON PC Survey of CT Practice in the UK, Part3: Normalised organ doses for X-ray CT calculated using Monte Carlo techniques. NRPB SR250 (NRPB, Chilton) (1991).
- [5] European guidelines on Quality Criteria for CT EUR 16262 (Luxembourg) (2000).
- [6] INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-ray Systems Report No.59 2nd ed (IPEM York) (1994).
- [7] ADVISORY GROUP ON IONISING RADIATION Guidelines on patient dose to promote the optimisation of protection for diagnostic exposures Documents of the NRPB Vol10 No 1 (Chilton NRPB) (1999)
- [8] SHRIMPTON PC et al. Survey of CT Practice in the UK Part 2: Dosimetric Aspects. NRPB SR249 (NRPB, Chilton) (1991)

METODOLOGÍA DE ESTIMACIÓN DEL RIESGO ESTOCASTICO EN EXPLORACIONES BARITADAS DEL APARATO DIGESTIVO Y RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA.

Manuel Pérez Martínez, PhD; Rafael Ruiz Cruces, MD, PhD; Francisco Carrera Magariño; Isabel Tort Ausina; Carmen Ojeda; Antonio Díez de los Ríos Delgado, PhD.

Grupo de Investigación en Protección Radiológica. Universidad de Málaga.

Abstract

The purpose of this work is set a way that let us appreciate some of the stochastic risk indicators produced by the radiation that takes place in 2953 radiological complex examinations, as barium digestive as interventional procedures.

According to that objective, the definitions of the genetically significant dose (GSD) the somatic significance dose (SSD) and the detriment (G) are summed up.

The contributions to those quantities taken from radiological complex procedures (fluoroscopy and radiography) that are made yearly, in the "Virgen de la Victoria" University Hospital of Málaga (Spain), were 29,2 μ Gy to the GSD, 9,96mSv for the SSD and 0,98 radiogenic cancers in the aggregated detriment.

Moreover it is presented a flow chart used to calculate those population quantities.

1. Introducción.

Las radiaciones ionizantes crean efectos adversos para la salud y por ello se debe conocer su origen, su cantidad y los daños asociados a las mismas.

Dichos efectos pueden ser de carácter estocástico o determinista. La probabilidad de existencia de los efectos estocásticos, y no su severidad, es proporcional a la dosis corporal recibida. Pueden ser somáticos (radioinducción de cáncer) y hereditarios. Los efectos de carácter somático originados por la radiación han sido detectados y evaluados mediante estudios epidemiológicos. Para los efectos estocásticos hereditarios no existen pruebas "ad hoc". No obstante, se asume que un daño no letal en las gónadas humanas puede ser transmitido a generaciones futuras.

A pesar de los efectos citados las prácticas radiológicas son cada vez más frecuentes generando un incremento de la dosis anual recibidas por los pacientes. El carácter de los efectos estocásticos (no dependiente de una dosis umbral) implica su consideración para cualquier tipo de examen realizado con radiaciones ionizantes.

La participación creciente de las técnicas de diagnóstico con radiaciones ionizantes afecta al riesgo somático del paciente y/o de la población en su conjunto y se hace necesaria su evaluación.

2.Material y métodos.

Para estimar el riesgo estocástico tanto de carácter somático como hereditario existen tres magnitudes principales consideradas por los organismos reguladores internacionales.

UNSCEAR [1] introduce la dosis genéticamente significativa (GSD), magnitud cuyo valor informa del riesgo estocástico hereditario en una población. Dicha magnitud tiene en cuenta el daño genético que se puede esperar tras someterse a una exploración radiológica concreta.

Se calcula según la expresión

Error! Objects cannot be created from editing field codes.

En la que:

D_{jk} representa el valor medio de la dosis gónadas recibida por cada subgrupo de edad y sexo (k), que contiene a N_k individuos y que se someten a la práctica radiológica j .

P_{jk} es la esperanza de hijos del grupo de edad y sexo (k) que ha sufrido la exploración j .

N_k representa el número total de individuos por grupo de edad y sexo (k).

P_k es el valor medio de la esperanza de hijos por grupo de edad y sexo (k).

La segunda magnitud es la dosis somáticamente significativa (SSD), la cual fue definida como la dosis que recibida por un individuo de una muestra produciría el mismo número de cánceres letales, que la dosis en los individuos de dicha muestra irradiados por necesidades diagnósticas. Wall [2] propone para su evaluación la ecuación:

Error! Objects cannot be created from editing field codes.

cuyos subíndices representan al órgano / tejido s , el tipo de procedimiento j , p el factor de riesgo específico de cada órgano, k subgrupo de edad y sexo y las magnitudes correspondientes a la esperanza de vida E , N número de pacientes en cada grupo de edad y sexo y D la dosis equivalente media en cada órgano.

Por último, para medir el daño generado por la exposición a la radiación se debería apreciar no solamente la probabilidad de todo tipo de efectos dañinos sino que debería incluirse, si fuese posible, alguna ponderación de la severidad de los efectos.

La ICRP [3] introduce la magnitud detrimento (G) para medir el daño ocasionado por una fuente de radiación.

Error! Objects cannot be created from editing field codes.

donde r representa la incidencia en la inducción de efectos estocásticos adversos a la salud en el tejido T por unidad de dosis, s es el factor de peso que mide la severidad del efecto y D es la dosis media en el tejido T recibida por los N individuos expuestos a la radiación.

El cálculo de estas magnitudes se ha realizado teniendo en cuenta las definiciones anteriores y siguiendo el diagrama de flujo adjunto (Fig.1). En el se contempla la creación de tres ficheros de características distintas.

El fichero A, de característica demográfica, tiene por objeto recoger los valores del número de hijos esperado por un individuo perteneciente a un grupo de edad y sexo determinado. Esta variable es específica de la GSD y su determinación se realiza a partir de la tasa específica de natalidad y de la tasa de supervivencia de la cohorte de población considerada según el protocolo establecido por Taylor [4].

El fichero B contiene la esperanza de vida y la pirámide de población cuyos datos son aportados por el INE [5].

Como variable que afecta a cualquiera de los estimadores de riesgo estocástico figura la dosis órgano recibida por los pacientes sometidos a una práctica radiológica concreta. Su cálculo se realiza para cada tipo de exploración mediante la aplicación del software específico Eff-dose [6], lo cual permite gestar el fichero C de la Fig.1.

La muestra objeto de análisis está formada por un conjunto de 2951 exploraciones complejas de radiodiagnóstico de las cuales el 55,6 % son de estudios del aparato digestivo y el resto son

procedimientos realizados por la unidad de radiología intervencionista del Hospital Clínico Universitario de Málaga.

Ambos tipos de prácticas radiológicas tienen de común la aplicación de radioscopia y radiografía así como tiempos de ejecución elevados y su caracterización dosimétrica mediante el producto dosis – área (DAP) Hart et al. [7].

3.-Resultados.

La contribución que los procedimientos radiológicos complejos considerados realizan a los indicadores de riesgo poblacional es: GSD de $29,2\mu\text{Gy}$; SSD de $9,96\text{ mSv}$ y G de $0,98$ cánceres radiogénicos.

La GSD originada por los procedimientos baritados ($6,7\mu\text{Gy}$) es muy pequeña comparada tanto con la que generan las exploraciones simples ($158,59\mu\text{Gy}$) Pérez Martínez et al. [8] como con la debida a los procedimientos de radiología intervencionista.

En cambio, el valor de la SSD debido a las exploraciones complejas es mayor que el estimado por Pérez-Martínez et al en las exploraciones simples realizadas en el mismo hospital ($3,19\text{ mSv}$). La aportación predominante en esta magnitud es la realizada por los estudios baritados del aparato digestivo ($8,82\text{ mSv}$) Ruiz Cruces [9].

El detrimento agregado por este tipo de prácticas radiológicas es de $0,98$ cánceres radioinducidos siendo debido en un 70% a los procedimientos de radiología intervencionista, Ruiz Cruces et al [10].

La dosis suministrada a los pacientes que se someten a exploraciones complejas son mayores que las atribuibles a exploraciones simples pero, dado que su frecuencia es menor y la edad media de los pacientes es mayor, su contribución a los indicadores objeto de estudio es menor.

4.-Conclusiones.

- ◆ Hemos presentado una metodología de cálculo de las magnitudes evaluadoras del riesgo estocástico en exploraciones complejas aunque su aplicación es valida para otro tipo de procedimientos de diagnóstico que utilicen radiaciones ionizantes.
- ◆ La aplicación de dicha metodología exige el conocimiento de los ficheros citados en la Fig.1 cuya interrelación con las magnitudes GSD, SSD y G induce a la creación de un software para automatizar su cálculo.
- ◆ Los valores obtenidos de las magnitudes evaluadoras de riesgo estocástico no indican ni haber optimizado la protección radiológica ni que algún órgano concreto necesite de protección específica.

5.-Bibliografía.

1. UNSCEAR. Ionising Radiation: Levels and Effects. A report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation to the General Assembly, with annexes. Vol. 1. Levels. New York, United Nations. (1972).
2. WALL,BF. Radiation Quantities used in Patient Dosimetry. Advanced seminar on diagnostic radiology dosimetry. Ispra. (1987).
3. ICRP-60.1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP, (1991).
4. TAYLOR,FE. Estimation of child expectancy for the population of the United Kingdom in 1974 to be used in the calculation of genetically significant dose . National Radiological Protection Board publication n1 M49. Chilton, UK. National Radiological Protection Board 1980: 1-13
5. Natural Movement of Population. Instituto Nacional de Estadística de España (Madrid 1992)
6. Eff-Dose V1.02.National Board of Health. N.Inst. of Radiation Hygiene. Denmark,(1995)
7. HART,D.,JONES,DG.,WALL,BF. Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements. NRPB-R262. (1994) 1 a 57.
8. PÉREZ MARTINEZ M, RUIZ-CRUCES R, MARTINEZ MORILLO M,DIEZ DE LOS RÍOS A. Organ doses, detriment and genetic risk from simple X-ray examinations in Malaga (Spain). Eur.J.Radiol. 1997;25:55-61.
9. RUIZ-CRUCES,R., ,PÉREZ MARTINEZ.M.,, TORT AUSINA,I, RUIZ , F,QUESADA, P, DIEZ DE LOS RÍOS,A. Stochastic risk estimate for barium radiological examinations. Phys. Med.Biol. 45 (2000) 241-252.
10. RUIZ-CRUCES,R., ,PÉREZ MARTINEZ.M.,, TORT AUSINA,I, MUÑOZ,V, MARTINEZ-MORILLO,M,, DIEZ DE LOS RÍOS,A. Organ doses, detriment and genetic risk from interventional vascular procedures in Malaga (Spain) Eur.J.Radiol.33 (2000):14-23.

PROTECCIÓN DEL PACIENTE EN LA PRIMERA ESTANDARIZACION EN RADIOTERAPIA EN PERU

Renán Ramírez Quijada
Instituto Peruano de Energía Nuclear, Perú
Fax ++51 1 4422330
e-mail: rramirez@ipen2.gob.pe

ABSTRACT

The evolution of control measures on radiotherapy activities between 1980 and 2000 are reviewed. An increasing in the scope toward the patient protection was observed along these years. After approving the last main regulation on radiation safety the issuing of a specific rule for protection and radiation safety in radiotherapy with emphasis on the patient protection was needed. The proposed specific rules on radiotherapy were reviewed and discussed jointly with the radiotherapy users before approving, and modifications were made in order to reach consistency with the national situation. A summary comparison is made between some requisites as proposed at the beginning and as modified after discussions. Modification were made because the current social and economic conditions in the country and taking into consideration another reasons related to the medicine practice. It is suggested to make a revision of the rule and its results after a period of applying it.

INTRODUCCIÓN

La radioterapia se aplica en el país desde hace más de 30 años, sin embargo el control sobre ella tiene menor tiempo. Las primeras medidas de control se refirieron básicamente a la protección ocupacional y muy poco sobre la protección del paciente, tal como se desprende del análisis de los resultados de entonces, ya que la regulación no cubría todos los aspectos necesarios.

Por ello, en la modificación de la regulación principal en 1997 se incluyó criterios generales en una sección de exposiciones médicas con fines de protección del paciente. El traslado de las disposiciones generales hacia especificaciones más detalladas se convierte en necesaria aunque genera dificultades en su cumplimiento, principalmente cuando estos tienen relación con condiciones sociales y económicas del país, añadido a ello cierta reticencia de los médicos a cumplir con recomendaciones no consideradas fundamentales.

Estos hechos han obligado a establecer una normativa de compromiso entre las partes involucradas en la seguridad de esta práctica, con requisitos ajustados a la realidad actual.

1. ANTECEDENTES Y EVOLUCION DE LAS MEDIDAS.

El control de fuentes en radioterapia se inició con la simple verificación de algunos sistemas de seguridad y dispositivos para la protección ocupacional, y algunos parámetros de control del haz, ya que las regulaciones vigentes entonces no incluían ninguna obligación sobre la protección del paciente. A pesar de esta deficiencia no se tiene registrado, o no se conoce, ningún evento accidental significativo que haya involucrado exposiciones anormales en pacientes, siendo el único de importancia un incidente de irradiación de un trabajador de mantenimiento.

Se ha realizado un análisis del alcance del control ejercido en las instalaciones de radioterapia existentes – teleterapia y braquiterapia – en los aspectos de protección ocupacional, verificación de equipos e instalaciones, protección del paciente, emergencias y protección del público, y durante los años 1980, 1990 y 2000. Los datos analizados corresponden a 10 unidades de cobaltoterapia, 4 aceleradores lineales, y 10 ambientes de braquiterapia, y se ha evaluado el alcance de la verificación en cada aspecto seleccionado. Los resultados se muestran en la Tabla 1, observándose que la importancia por la protección del paciente se inició, prácticamente, a partir de 1990.

TABLA 1. EVOLUCION DEL CONTROL Y VERIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA

ASPECTOS VERIFICADOS	ALCANCE DE LA VERIFICACION		
	1980	1990	2000
<i>Protección ocupacional</i>			
1. Dosimetría personal	100	100	100
2. Areas de trabajo	100	100	100
3. Niveles de radiación	100	100	100
4. Procedimientos	30	60	100
5. Calificación	10	80	100

<u>Control de equipos, fuentes y ambientes</u>			
6. Sistemas de seguridad	5	100	100
7. Pruebas de hermeticidad	100	100	100
8. Inventario y registro	100	100	100
9. Señales de advertencia y condición	100	100	100
10. Dispositivos mecánicos (colimación, escalas, distanciadores, etc.)	10	100	100
11. Características del haz y modificadores	0	10	100
12. Mantenimiento	0	0	50
<u>Protección del paciente</u>			
13. Calibración formal del haz	100	100	100
14. Dosimetría física	0	10	80
15. Presencia de físico médico	0	10	100
16. Entrenamiento de personal	0	0	50
17. Planificación	0	30	60
18. Chequeos redundantes	0	0	50
19. Procedimientos	0	0	80
20. Registros	0	0	100
21. Transmisión de comunicaciones	0	0	50
22. Investigación de accidentes	0	0	10
<u>Emergencias</u>			
23. Planes disponibles	10	60	100
24. Implementación y conocimiento del plan	0	0	50
<u>Protección del público</u>			
25. Disposición de fuentes en desuso	10	100	100
26. Control de visitantes y otros	10	50	100

1. ESPECIFICACIONES DE LAS NORMAS

La regulación principal actualmente en vigor prescribe condiciones generales que debe cumplirse en las exposiciones médicas, con miras a proteger al paciente. Aunque estas son aplicables a cualquier práctica médica, no ha particularizado los requisitos aplicables a las diferentes aplicaciones médicas.

La primera estandarización en la práctica de radioterapia se emprendió a través de la preparación de dos normas específicas: una para teleterapia y otra para la braquiterapia.

En la preparación de las mismas se ha considerado la regulación principal, documentos elaborados en radioterapia por el proyecto ARCAL XX (Arreglos Regionales para la Cooperación en América Latina) y recomendaciones de organizaciones internacionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR), entre otros. Refs. [1 al 4].

TABLA 2. COMPARACION DE VERSIONES

VERSIÓN PROPUESTA	VERSIÓN MODIFICADA
-------------------	--------------------

1. Equipos con más de 20 años de antigüedad se prohíben.	1. Cada 10 años se deben someter a revisión y examen total, con pruebas de puesta en servicio.
2. Fuentes de ^{226}Ra se retirarán el 31 de Julio del 2001.	2. Fuentes de ^{226}Ra continuarán usándose sujetos a exámenes y verificaciones más frecuentes.
3. Dotación mínima (reporte de Inter-Safety for Radiation Oncology)	3. Flexible para Radioncólogos, pero un mínimo para Físicos Médicos, operadores, oficial de radioprotección y dosimetrista.
4. Sistema de visión alternativo	4. Asegurar que sistema de visión esté siempre operativo en caso contrario no operar.
5. Prescripción por Médico Colegiado	5. Prescripción por Radioncólogo.
6. Calibración basada en TRS 277 OIEA.	6. Calibración basada en protocolos reconocidos
7. Intercomparación dosimétrica mediante red OIEA/OMS	7. Auditoría dosimétrica obligatoria, de ser posible con red OIEA/OMS
8. Equipo de dosimetría clínica con detalles específicos	8. Solo describir la relación del equipo de dosimetría clínica
9. Registros describiendo volumen blanco, dosis en el centro de volumen blanco, dosis máximas y mínimas a volumen blanco y otros órganos, fraccionamiento de dosis y tiempo total de tratamiento	9. Solo debe registrarse descripción de volumen blanco, dosis administrada, dosis por fraccionamiento y fechas de administración.

La norma considera requisitos para el diseño de equipos, fuentes e instalaciones, la seguridad operacional, la protección del paciente, el transporte, la gestión de fuentes gastadas, garantía de calidad y las emergencias. El proyecto de la norma inicialmente propuesta fue sometida a consulta entre profesionales involucrados en la práctica de radioterapia con el objetivo de alcanzar disposiciones que puedan aplicarse sin problemas

Como apreciación general, se consideró necesario establecer disposiciones específicas para mejorar la calidad de la protección y seguridad en la radioterapia, pero también existieron discrepancias respecto a muchos de los puntos citados en la norma. Una relación de las más significativas puede ser observado en la Tabla 2, en la que se indica la propuesta inicial y la modificación luego de las discusiones.

Las discrepancias se basaron en la dificultad de disponer de recursos para cumplir con todos los requisitos iniciales, ya que existen otras prioridades de atención médica, a considerar ciertos requisitos innecesarios y también que sean más flexibles en el modo de cumplirlas. Un

punto importante fue la propuesta de eliminar o retirar fuentes o equipos considerados inseguros, pero que son difíciles de reemplazar en las actuales condiciones, lo cual causaría más daño – por el posible incremento de mortalidad o morbilidad debido a enfermedades no tratadas – en comparación con el riesgo que se evitaría o disminuiría. La solución ha sido establecer medidas compensatorias y de compromisos con los usuarios de las fuentes de radioterapia, consistente con acuerdos anteriormente alcanzados [Ref. 5].

1. IMPLEMENTACION Y RECOMENDACIÓN

La norma tendrá un período de adaptación luego del cual se aplicará completamente. Esto significará una mejora en el control de los aspectos de protección al paciente y, por ende, la mejora real de su protección. Por parte del ente regulador requerirá de un seguimiento más continuo para verificar su cumplimiento. Al cabo de un período razonable podría revisarse la norma en comparación con los resultados que se obtendrán de su aplicación.

La aprobación de una norma específica en las exposiciones médicas, no solo de radioterapia, debe ser realizada con bastante cuidado dado que se debe obtener una regulación lo suficientemente eficaz para la protección y seguridad pero sin que interfiera con la práctica médica. Se considera adecuado que, al no poder cumplir con aspectos de seguridad que están relacionados a la economía, es factible compensarlas con procedimientos y compromisos del usuario de manera que se logre un nivel apropiado de protección para los pacientes.

REFERENCIAS

- [1] ARCAL XX. Requisitos de seguridad para la práctica de radioterapia. Versión adoptada. Bariloche, Argentina (1999)
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy, Safety Reports Series No. 17, Vienna (2000)
- [3] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Publication 73, Great Britain (1996)
- [4] DECRETO SUPREMO No.009-97-EM, Reglamento de Seguridad Radiológica, Instituto Peruano de Energía Nuclear, Lima (1997)
- [5] Reporte Final del Seminario Taller “Seguridad Radiológica en Medicina”. Realizado el 14 de Julio de 1997 bajo auspicio de la Organización Panamericana de la Salud. Lima (1997)