

# Medida del equivalente de dosis personal en cristalino Hp(3) durante los procedimientos asociados a la tomografía por emisión de positrones

## Measurement of personal equivalent dose Hp(3) during procedures involving in positron emission tomography

Jacobo Guiu Souto, Manuel Sánchez García, Ruben Vázquez, Juan Pardo Montero, Miguel Pombar Cameán

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Santiago de Compostela.

Fecha de Recepción: 13/01/2017 - Fecha de Aceptación: 25/04/2017

El propósito del presente trabajo consiste en la determinación del equivalente de dosis personal Hp(3) en cristalino durante los procedimientos asociados a la tomografía por emisión de positrones. Se ha monitorizado al personal de enfermería que realiza las tareas de manipulación y dispensación del  $^{18}\text{F}$ . Se ha realizado un estudio caracterizando la dosis en las etapas más relevantes del procedimiento: la preparación manual de las jeringuillas, el transporte de las mismas y su posterior administración al paciente. Se observó que la preparación es la etapa que más contribuye a la dosis ocupacional, además durante dicha etapa se observa una clara correlación entre el incremento de dosis y la actividad manipulada. Para determinar la dosis en cristalino se ha utilizado el siguiente equipo dosimétrico: un detector de estado sólido de lectura directa de propósito general calibrado para Hp(10) y un prototipo de dosímetros termoluminiscentes calibrados para Hp(3) y específicos para  $^{18}\text{F}$ . Para la intercomparación de las dosis entre ambos conjuntos de dosímetros se ha aplicado un factor de corrección obtenido por Monte Carlo. La dosis obtenida en cristalino,  $2.8 \pm 0.4$  mSv/año, resulta más crítica que la obtenida en extremidades.

**Palabras clave:** Dosimetría ocupacional, dosis en cristalino, Medicina Nuclear, PET.

The aim of the present study consists to determinate the personal equivalent dose Hp(3) at eye lens during the procedures involved in positron emission tomography. We have monitored the nurse's staff which is responsible of handling and dispensing  $^{18}\text{F}$ . We characterize the relevant stages as the preparation, the transport and the administration of monodose syringes in terms of occupational dose. We observed that the preparation presents a major contribution to the occupational doses than the other stages. In addition, during those stage there is a correlation between the dose increments and handling activity. To establish the eye lens dose we use the following dosimetry set: a direct readout solid state dosimeter for general purposes calibrated at Hp(10) and a set of thermolumiscent dosimeters specific for  $^{18}\text{F}$  calibrated at Hp(3). Finally, for the dose intercomparison between above dosimeters we obtain a correction factor by Monte Carlo. The eye lens dose, with a value of  $2.8 \pm 0.4$  mSv/yr, results more critical than the dose obtained in other locations, as extremities.

**Key words:** Occupational dosimetry, eye lens dose, Nuclear Medicine, PET.

## Introducción

La Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación 118 (ICRP 2012)<sup>1</sup> recomienda la reducción del límite de dosis en cristalino para trabajadores expuestos de 150 mSv/a a 50 mSv/a (20 mSv/a en promedio a 5 años). Esta medida ha sido adoptada en la Directiva Europea EURATOM/1013/59.<sup>2</sup> Dicha

reducción está relacionada con el umbral de dosis a partir del cual se producen efectos deterministas como la formación de cataratas.<sup>1-5</sup>

Áreas como la Radiología Intervencionista y la Medicina Nuclear son las que más contribuyen a la exposición del personal.<sup>6,7</sup> Sin embargo, algunos estudios multicéntricos<sup>8</sup> realizados en hospitales europeos

\* Correspondencia  
Email: Jacobo.Guiu.Souto@sergas.es

sobre la situación de la monitorización de la dosis en cristalino muestran que en intervencionismo solamente el 25% realiza un registro de dicha dosis y que este valor se reduce al 10% cuando se trata de servicios de Medicina Nuclear. Es de resaltar que dentro de los centros que realizan dosimetría de cristalino en Medicina Nuclear el 81% de los casos presentan valores de dosis inferiores a 5 mSv, aunque en algunos casos se encontraron niveles de dosis comprendidos de 10 mSv a 50 mSv.

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una de las técnicas más utilizadas en el ámbito de la imagen molecular y es de gran utilidad en el diagnóstico/seguimiento de diversas patologías, especialmente en aquellas de carácter oncológico y neurológico.<sup>9</sup> Desde el punto de vista de la Protección Radiológica el Flúor-18, tanto por la alta energía de los fotones emitidos (511 keV), como por su corto período de semidesintegración (109 min), es un radioisótopo que presenta un alto riesgo de exposición para aquellos trabajadores que se ocupan de su manipulación.

La magnitud operacional adecuada para la monitorización de dosis en cristalino es el equivalente de dosis personal (de aquí en adelante, por comodidad, nos referiremos a ella como dosis), a 3 mm de profundidad, Hp(3).<sup>6,10,11</sup> Sin embargo, la estandarización de dosímetros calibrados en la magnitud anterior está todavía por desarrollarse. Por ello, en la mayor parte de estudios relativos a la dosimetría personal continúan usándose la dosis profunda, Hp(10), y la dosis superficial, Hp(0.07). En el presente trabajo se han utilizado: un dosímetro electrónico de lectura directa calibrado para Hp(10), cuya lectura ha sido corregida para Hp(3) por métodos de Monte Carlo, y también un conjunto de dosímetros termoluminiscentes en fase de prototipo calibrados directamente en Hp(3).

El objetivo de este trabajo consiste en cuantificar la dosis en cristalino durante los procedimientos involucrados en la tomografía por emisión de positrones, con el fin de evaluar y optimizar la dosimetría del personal. Para ello, se ha diseñado un protocolo de medida separando las etapas involucradas en el procedimiento. Los datos experimentales obtenidos se han sometido a un análisis estadístico con el fin de caracterizar el incremento de dosis por unidad de actividad suministrada. Finalmente, se ha realizado una intercomparación de un dosímetro comercial de lectura directa contra un conjunto de dosímetros en versión de prototipo destinados única y exclusivamente a la determinación de la dosis en cristalino.

## Material y métodos

En el presente trabajo se ha seguido un protocolo de medida de la dosis en cristalino de acuerdo con las

especificaciones recogidas por la Comisión Europea de la Energía en su informe sobre Protección Radiológica No. 160.<sup>12</sup> Se han clasificado los procedimientos asociados a la PET en tres etapas: preparación, transporte e inyección. Un procedimiento se refiere a la preparación de una jeringuilla, a partir de un vial de fluorodesoxiglucosa (FDG), para ser, posteriormente, administrada a un paciente dado. El escenario estándar en nuestro centro consiste en la utilización de 1 vial cada 4 procedimientos consecutivos, espaciados en un intervalo de 1 hora.

La preparación de las jeringuillas se realiza en una celda blindada para radiofármacos, la cual contiene 1 vial de FDG. La actividad que se requiere en una jeringuilla es de  $370 \pm 10$  MBq, determinada mediante activímetro (Capintec CRC-25R). La actividad media del vial de FDG es  $4300 \pm 150$  MBq, calibrada una hora antes del comienzo del primer procedimiento. La etapa de transporte consiste en el traslado de la jeringuilla desde la cámara caliente a la sala de inyección. Finalmente, la jeringuilla preparada anteriormente se utiliza para administrar el radiofármaco al paciente. Durante esta última etapa el enfermero se encuentra expuesto a una tasa de dosis comprendida entre 40 y 60  $\mu$ Sv/h, determinada mediante un detector de radiación de espectrometría por centelleo sólido modelo Exploranium GR-130.

En una primera fase del estudio se pretende realizar la caracterización de los procedimientos en lo referente a la exposición presente en cada etapa, así como, a la variabilidad existente entre el conjunto de operadores monitorizados. Para ello se monitorizó a cuatro profesionales de enfermería. Cada procedimiento monitorizado fue realizado de principio a fin por un mismo profesional. Mediante un detector de lectura directa de estado sólido (EPD<sup>®</sup> Mk2.3; Thermo Electron Corporation Waltham, MA) se registran los incrementos de dosis obtenidos para cada etapa. La muestra de datos experimentales consiste en un total de 240 procedimientos monitorizados. Posteriormente, en una segunda fase, se monitorizó un sólo enfermero. Se utilizan un conjunto de 3 dosímetros termoluminiscentes para la medida de Hp(3) suministrados por el Laboratorio de dosimetría termoluminiscente de la Universitat Politècnica de Catalunya.<sup>13</sup> La colocación de estos dosímetros es la siguiente (fig. 1): centro de la frente (A), sobre la sien derecha (B) y un último (C) centrado sobre el esternón. El número de procedimientos monitorizados durante esta fase asciende a 81.

El dosímetro de lectura directa consiste en un diodo cuya respuesta en energía para fotones de 511 keV es del  $\pm 20\%$  dentro del intervalo de 20 keV a 6 MeV. El dosímetro está calibrado a la energía de <sup>137</sup>Cs con una incertidumbre del  $\pm 10\%$ , lo cual resulta adecuado para la medida de los fotones de aniquilación del <sup>18</sup>F.<sup>14-16</sup> Para la evaluación de la dosis equivalente en cristalino se posicionó el detector centrándolo en la parte anterior

de cuello (E) (ver fig. 1). Debido al posicionamiento del dosímetro es necesario aplicar un factor geométrico para la estimación de la dosis a la altura del cristalino, ello resultó en una corrección del 15%. Además, se introdujo otro factor de corrección para estimar, de una manera conservadora, la dosis Hp(3) a partir de la dosis Hp(10) que ofrece nuestro dosímetro. Dicho factor, se obtuvo mediante una simulación Monte Carlo del porcentaje de dosis absorbida en profundidad para fotones de 511 keV en agua. Para esta simulación utilizamos el código DOSXYZnrc que calcula la distribución dosis sobre maniqués de vóxeles rectangulares, este código forma parte del sistema OMEGA-BEAM desarrollados en el Consejo Nacional de Investigación de Canadá (NRC). La geometría utilizada consistió en un cubo de 10 cm de arista, de densidad agua, sobre el que se hizo incidir normalmente un haz de superficie 2 cm x 2 cm centrado en una de las caras del cubo. Cada vóxel del cubo tenía 0.2 mm de longitud máxima. Se modeló el transporte de fotones y electrones con una energía de *cut-off* de 0.521 y 0.01 MeV, respectivamente. Bajo las anteriores consideraciones se obtuvo la siguiente correspondencia:

$$Hp(3) = (1.066 \pm 0.7\%)Hp(10) \quad (1)$$

Nótese que la configuración adoptada, de incidencia normal, supone el caso más crítico donde la diferencia entre la dosis a 3 mm y 10 mm sería máxima. Ello es debido a que la forma de la curva de rendimiento de dosis es tal que para ambas profundidades se conserva el equilibrio electrónico.

Los dosímetros termoluminiscentes A y B, empleados en la segunda fase, permiten obtener el equivalente de dosis personal Hp(3) mientras que C ofrece dosis en superficie Hp(0.07) y dosis en profundidad Hp(10),

denotadas por C1 y C2 respectivamente. Estos dosímetros se encuentran calibrados con respecto a la energía del  $^{137}\text{Cs}$ , la incertidumbre máxima asociada es del 15% (calculada según la norma IEC TR 62461).<sup>17</sup> Se ha utilizado otro dosímetro termoluminiscente D (suministrado por el Centro Nacional de Dosimetría) localizado en la muñeca derecha del operador con el fin de evaluar si los valores de dosis obtenidos para cristalino son más críticos que los obtenidos en extremidades. La incertidumbre máxima de este dosímetro es del 15%.<sup>17</sup> Se ha utilizado el criterio de  $k = 1$  para la expresión del intervalo de incertidumbre expandida.

## Resultados y discusión

El análisis de los datos correspondientes a la primera fase del estudio nos permite determinar, como promedio de todas las medidas individuales, la contribución porcentual de cada etapa a la dosis en cristalino: 59% para la preparación, 40% para la inyección y menos del 1% para el transporte. A continuación se presenta de manera más detallada la variabilidad de la dosis por etapa y por operador.

En la fig. 2a se observa como, por ejemplo, entre los operadores 3 y 4 existe una diferencia sustancial de dosis, i.e.,  $8.3 \pm 1.8 \mu\text{Sv}$  frente a  $5.3 \pm 1.2 \mu\text{Sv}$ , respectivamente. Dicha diferencia se atribuye principalmente al grado de experiencia del trabajador. En la fig. 2b se presenta la distribución de dosis por etapa para todos los procedimientos. Durante la preparación la dosis media por procedimiento es de  $4.3 \mu\text{Sv}$ , con una desviación estándar de  $2.4 \mu\text{Sv}$ . La mediana de la distribución es  $3.2 \mu\text{Sv}$ , del análisis de la distribución se obtiene que el 50 % de los incrementos de dosis asociados a esta etapa se encuentran entre  $2.1 \mu\text{Sv}$  y  $5.3 \mu\text{Sv}$ , con



**Fig. 1.** a) Imagen del operador durante la etapa de preparación. b) Esquema de la ubicación del conjunto de dosímetros utilizados: A-frente, B-sien derecha, C-punto medio del esternón, D-muñeca derecha y E-parte anterior del cuello.

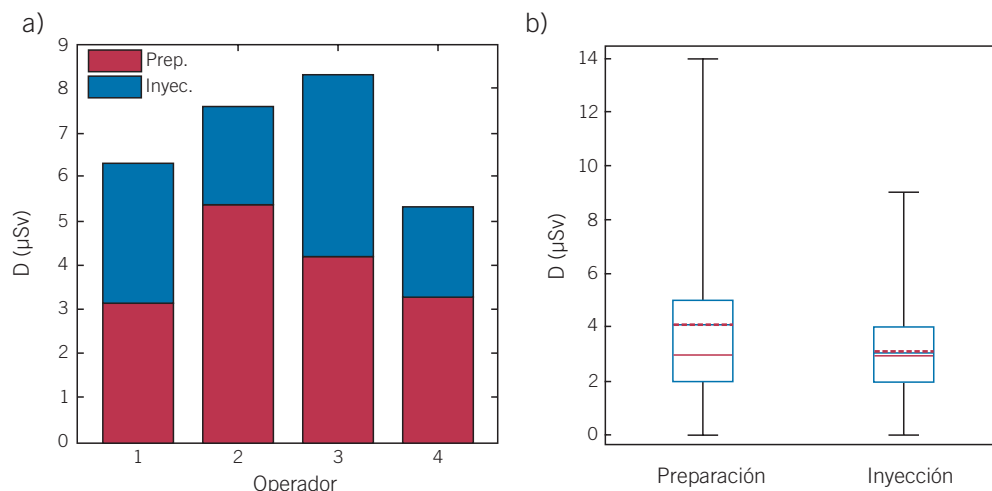
valores máximos que pueden alcanzar puntualmente el valor de  $14.8 \mu\text{Sv}$ . Para la fase de inyección tenemos un valor medio de dosis de  $3.0 \mu\text{Sv}$  con una desviación típica de  $1.7 \mu\text{Sv}$ . La mediana toma un valor similar al del caso anterior,  $3.2 \mu\text{Sv}$ , sin embargo, los percentiles P25 y P75 van de  $2.0 \mu\text{Sv}$  a  $4.2 \mu\text{Sv}$ . Atendiendo a la figura se observa una clara asimetría en las distribuciones de dosis de ambas etapas con coeficientes de Fisher 1.3 y 0.6, respectivamente. La razón de esta mayor asimetría en la etapa de preparación se debe a que la manipulación del radiofármaco se realiza de manera manual, lo que en ocasiones puede dar lugar a repeticiones innecesarias hasta alcanzar la actividad prescrita para la inyección. En cambio, para la etapa de administración, la variabilidad en la distribución de dosis se debe a parámetros relacionados con las particularidades de cada paciente, con carácter más aleatorio lo que contribuye a la simetrización de la distribución. Incrementos de dosis cercanos a  $9.5 \mu\text{Sv}$  se deben a situaciones puntuales en las que excepcionalmente el operador además de realizar la inyección ha de participar en la manipulación propia del paciente.

La correlación existente entre la actividad del vial de FDG y la dosis en cristalino durante la etapa de preparación se presenta en la fig. 3. Se han analizado 240 pares de datos, incrementos de dosis versus actividad del vial, que muestran la existencia de correlación. Para cuantificar esta correlación se procedió a un agrupamiento de los datos en 20 intervalos, todos ellos con el mismo número de datos. Este método permite calcular la correlación entre ambas variables ponderada por la densidad de datos en el eje de ordenadas. Los valores medios de dosis de cada intervalo se someten a un test

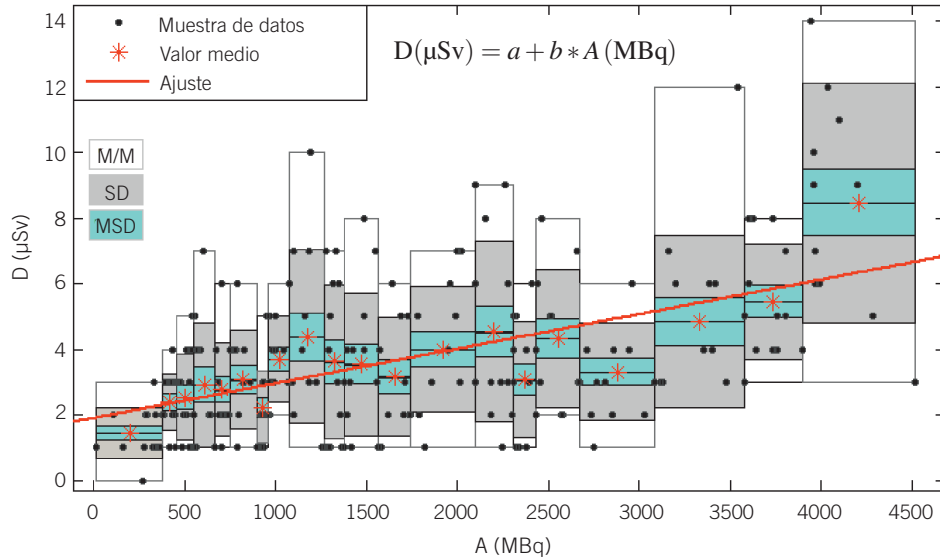
de correlación de Pearson frente a la actividad del vial con  $p < 0.001$  (99.9% de nivel de confianza). El intervalo de confianza para el coeficiente de correlación de Pearson es  $[0.39 - 0.96]$ .

Además, se realizó una regresión lineal ponderada por la desviación típica de cada intervalo (SD). La ordenada en el origen del ajuste,  $a = 1.9 \pm 0.3 \mu\text{Sv}$ , representa el fondo existente en la celda de preparación. La pendiente del ajuste,  $b = (1.1 \pm 0.5) \cdot 10^{-3} \mu\text{Sv}/\text{MBq}$ , representa el incremento de dosis por unidad de actividad en el vial, este valor concuerda con el obtenido en estudios similares al nuestro realizados en otros centros europeos.<sup>6,7</sup> El hecho de tener caracterizada esta etapa de preparación permite evaluar la situación en que estamos trabajando y optimizar el procedimiento de manera que se reduzcan los valores de dosis en un 30% repartiendo la dosis inicial entre dos viales en lugar de emplear un único vial.<sup>18</sup>

En la segunda fase del estudio se pretende comparar los dosímetros TLD específicos para  $^{18}\text{F}$  entre sí, y respecto del dosímetro de propósito general. El operador seleccionado para esta fase es el 1. En la tabla 1 se muestran las dosis ( $\mu\text{Sv}$ ) por procedimiento registradas por los dosímetros en cada una de sus diferentes posiciones. Se observa como el dosímetro que registra un valor más alto de dosis es el A, situado en la frente, que supera en un 16% a la lectura del dosímetro B. La corrección para las dosis en superficie y en profundidad respecto las posiciones usuales de estos dosímetros C1 y C2, es del 12% y del 7%, respectivamente. La dosis equivalente en cristalino puede estimarse a partir de la media entre A y B, esto es,  $5.5 \pm 0.8 \mu\text{Sv}/\text{procedimiento}$ . Si comparamos este valor con el obtenido



**Fig. 2.** a) Variabilidad de dosis por procedimiento entre operadores. Valores (media  $\pm$  desviación de la media) para los operadores 1 – 4 durante la preparación (inyección):  $3.1 \pm 0.2 \mu\text{Sv}$  ( $3.1 \pm 0.1 \mu\text{Sv}$ ),  $5.4 \pm 0.4 \mu\text{Sv}$  ( $2.2 \pm 0.2 \mu\text{Sv}$ ),  $4.2 \pm 0.3 \mu\text{Sv}$  ( $4.1 \pm 0.2 \mu\text{Sv}$ ) y  $3.3 \pm 0.4 \mu\text{Sv}$  ( $2.0 \pm 0.3 \mu\text{Sv}$ ), respectivamente. b) Distribución de dosis por etapa para todos los operadores. La dosis media durante preparación (inyección) es  $4.3 \mu\text{Sv}$  ( $3.0 \mu\text{Sv}$ ) y la desviación estándar es  $2.4 \mu\text{Sv}$  ( $1.7 \mu\text{Sv}$ ). La caja representa el intervalo entre los percentiles 25 y 75 ésimos, la línea roja sólida la mediana y línea azul punteada la media. (Con permiso<sup>18</sup>).



**Fig. 3.** Incremento de dosis frente a la actividad del vial de FDG durante la etapa de preparación. Los datos experimentales (puntos negros) consisten en 240 pares (A, D) clasificados en 20 cajas. El valor medio de cada caja se representa con estrellas rojas mientras que la desviación estándar, la desviación de la media y el intervalo mínimo-máximo se denotan por SD, MSD y M/M, respectivamente. La línea roja representa la regresión lineal ponderada respecto de los valores medios de cada caja:  $a = 1.9 \pm 0.3 \mu\text{Sv}$  y  $b = (1.1 \pm 0.5) \times 10^{-3} \mu\text{Sv/MBq}$ . El intervalo de confianza para el coeficiente de correlación de Pearson es (0.39 – 0.96) con un p-value < 0.001. (Con permiso<sup>18</sup>).

**Tabla 1.** Dosis (µSv) por procedimiento para cada uno de los pares de dosímetros. A-Posición central (Hp(3)), B-Posición lateral (Hp(3)), C1-Esternón (Hp(0.07)) y C2-Esternón (Hp(10)).

A	B	C1	C2	A/C1	A/C2	A/B
5.9	5.1	5.5	5.3	1.12	1.07	1.16

**Tabla 2.** Porcentajes de dosis relativos a los límites anuales de dosis (ICRP-118): A-Posición central (Hp(3)), C1 Esternón (Hp(0.07)), C2 Esternón (Hp(10)) y D-muñeca derecha (Hp(0.07)). Límites anuales: 20 mSv/a para A y C2, y 500 mSv/a para C1 y D.

A	C1	C2	D
29.5%	1.1%	26.5%	3.62%

por el operador 1 en la primera fase,  $6.2 \pm 0.9 \mu\text{Sv/}$  procedimiento, obtenemos un buen acuerdo dentro de la incertidumbre de la medida.

Dado que en nuestro centro cada operador realiza en promedio 540 procedimientos/año, podemos expresar las lecturas anteriores en términos de dosis anual, esto es,  $2.8 \pm 0.4 \text{ mSv/año}$  para la dosis en cristalino estimada mediante TLD y  $3.3 \pm 0.5 \text{ mSv/año}$  para la estimada mediante el diodo de silicio. Se han comparado estos valores de dosis con los obtenidos en otras localizaciones, como por ejemplo, en extremidades

(localización D),  $\text{Hp}(0.07) = 18.1 \pm 2.9 \text{ mSv/año}$ . Por lo tanto, atendiendo a los límites de dosis establecidos en ambos casos, la dosis en cristalino es más crítica (tabla 2).

### Conclusiones

En el presente trabajo se presenta una caracterización de la dosis en cristalino, Hp(3), asociada con los procedimientos involucrados en la tomografía por emisión de positrones. Para ello, se ha elaborado un protocolo de medida consistente en la evaluación de la dosis en cada una de etapas que involucran un procedimiento dado. Se ha observado que la etapa que más contribuye a la dosis con un 60% es la fase de preparación manual de las jeringuillas de FDG. Por lo tanto, la automatización de esta fase significaría una reducción de dosis considerable.<sup>19</sup>

Un estudio pormenorizado de la distribución de dosis por operador ha revelado cierta variabilidad, especialmente entre el 3 y el 4, lo cual está relacionado



con su experiencia. Atendiendo a la distribución de dosis por etapa, se ha observado también una mayor dispersión y asimetría de la dosis durante la preparación debida a que la manipulación del radiofármaco se realice de manera manual lo que en ocasiones puede dar lugar a repeticiones innecesarias hasta alcanzar la actividad prescrita.

Durante la etapa de preparación se ha determinado la correlación existente entre la actividad del vial de FDG y el incremento de dosis, cuantificada en  $(1.1 \pm 0.5) \times 10^{-3} \mu\text{Sv}/\text{MBq}$  con un nivel de confianza del 99.9%. Este resultado es compatible con los valores obtenidos en otros trabajos bajo circunstancias similares.<sup>7</sup>

Con el fin de evaluar la veracidad de las medidas obtenidas con el dosímetro de lectura directa se ha realizado una comparación contra un conjunto de dosímetros específicos para <sup>18</sup>F y calibrados en Hp(3). Los resultados de la comparación muestran un buen acuerdo entre ambos valores de dosis. Además, comparando los valores de dosis en cristalino frente a los obtenidos en extremidades, se observa que estos últimos son menos críticos en lo que a límites de dosis se refiere.

Finalmente, indicar que este estudio presenta una caracterización de la dosis por etapa más detallada que la ofrecida en estudios tradicionales donde se realiza dosimetría con elementos pasivos únicamente.<sup>6,13,20</sup> Nuestros resultados ponen de manifiesto la importancia de la monitorización de la dosis en cristalino durante los procedimientos vinculados a la PET.

## Agradecimientos

Los autores agradecen a S. Principi y M. Ginjaume del Instituto de Técnicas Energéticas de la Universitat Politècnica de Catalunya por habernos facilitado los dosímetros personales para la medida de la dosis equivalente en cristalino utilizados en la segunda fase del estudio.

## Referencias

1. ICRP 2012 Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reaction in a Radiation Protection Context (ICRP Publication 118) Ann ICRP; 41(1/2).
2. European Commission 2014 Council Directive 2013/59/EURATOM of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom Official J; 13:1-73.
3. Ainsbury EA, Bouffler SD, Dörr W, Graw J, Muirhead CR, Edwards AA, Cooper J. Radiation cataractogenesis: a review of recent studies. Radiat Res 2009;172:1-9.
4. Bouffler S, Ainsbury E, Gilvin P, Harrison J. Radiation-induced cataracts: the Health Protection Agency's response to the

- ICRP statement on tissue reaction and recommendation on the dose limit for eye lens. J Radiol Prot 2012;32:479-88.
5. Chodick G, Bekiroglu N, Hauptmann M, Alexander BH, Freedman DM, Doody MM, Cheung LC, Simon SL, Weinstock RM, Bouville A, Sigurdson AJ. Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20 year prospective cohort study among US radiologic technologist. Am J Epidemiol 2008;168:620-31.
  6. Vanhavere F, Carinou E, Donadille L, Ginjaume M, Jankowski J, Rimpler A, Sans Merce M. An overview on extremity dosimetry in medical applications. Radiat Prot Dosim 2008;129:350-5.
  7. Kopec R, Budzanowski M, Budzyńska A, Czepczynski R, Dziuk M, Sowinski J, Wyszomirska A. On the relationship between whole body, extremity and eye lens doses for medical staff in the preparation and application of radiopharmaceuticals in nuclear medicine. Radiat Meas 2011;46:1295-8.
  8. Carinou E, Ginjaume M, O'Connor U, Kopec R, Sans Merce M. Status of eye lens radiation dose monitoring in European hospitals. J Radiol Prot 2014;34:729-39.
  9. Tagliabue L, Del Sole A. Appropriate use of positron emission tomography with [(18)F] fluoro-deoxyglucose for staging of oncology patients. Eur J Intern Med 2014;25:6-11.
  10. Behrens R. On the operational quantity Hp(3) for eye lens dosimetry. J Radiol Prot 2012;32:455-64.
  11. Omar A, Marteinsdottir M, Kadesjö N, Fransson A. On the feasibility of utilizing active personal dosimeters worn on the chest to estimate occupational eye lens dose in x-ray angiography. J Radiol Prot 2014;35:271-84.
  12. European Commission 2009 Directorate-general for environment, nuclear safety and civil protection. Technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation EC Report Rad Prot No. 160.
  13. Principi S, Ginjaume M, Duch MA, Sánchez R M, Fernández J M y Vaño E. Influence of dosimeter position for the assessment of eye lens dose during interventional cardiology. Radiat Prot Dosimetry 2015;164(1-2):79-83.
  14. Guillet B, Quentin P, Wautier S, Bourrelly M, Pisano P, Mundler O. Technologist radiation exposure in routine clinical practice with <sup>18</sup>F-FDG PET. J Nucl Med Technol. 2005;33:175-9.
  15. Peet DJ, Morton R, Hussein M, Alsafi K, Spyrou N. Radiation protection in fixed PET/CT facilities-design and operation. Br J Radiol 2012;85:643-6.
  16. Walsh C, O'Connor U, O'Reilly G. Eye dose monitoring of PET/CT workers. Br J Radiol 2014;87:20140373.
  17. IEC TR 62461:2015 Radiation protection instrumentation - Determination of uncertainty in measurement
  18. Guiu-Souto J, Sánchez-García M, Vázquez-Vázquez R, Otero C, Luna V, Mosquera J, Lobato Busto R, Aguiar P, Ruibal A, Pardo-Montero J, Pombar-Cameán M. Evaluation and optimization of occupational eye lens dosimetry during positron emission tomography (PET) procedures J Radiol Prot 2016;36:299-8.
  19. Covens P, Berus D, Vanhavere F, Caveliers V. The introduction of automated dispensing and injection during PET procedures: a step in the optimisation of extremity doses and whole-body doses of nuclear medicine staff. Radiat Prot Dosim 2010;140:250-8.
  20. Wrzesień M, Napolska K. Investigation of radiation protection of medical staff performing medical diagnostic examinations by using PET/CT technique. J Radiol Prot 2015;35:197-207.

# imagine



...el doble de láminas al doble de velocidad



## Con Agility™, esto es realidad.

El MLC más avanzado para la radioterapia actual, Elekta Agility esculpe con precisión la radiación gracias a 160 láminas de gran resolución en un campo de 40 cm × 40 cm. Con capacidad de gestionar el abanico de terapias más amplio, Agility también dispone de un movimiento de lámina ultrarrápido, con una fuga extraordinariamente baja para maximizar el potencial de técnicas avanzadas tales como SRS (sistema de radiocirugía estereotáctica), SRT (sistema de radioterapia estereotáctica) y VMAT (arcoterapia modulada volumétrica).

*La licencia de Agility no se comercializa en todos los mercados. Para obtener más información, póngase en contacto con el representante local de Elekta.*

4513 371 0993 03:12



Experience the Elekta Difference  
Más información en: [elekta.com/imagine](http://elekta.com/imagine)

