

Implementación de Sistema de Registro de Dosimetría Radiológica en pacientes del Instituto Nacional de Cancerología (INCan).

J. J. Tapia Acosta¹, J. P. Castillo López², S. L. Rocha Nava³, H. A. Galván Espinoza⁴

¹Alumno de Ingeniería Biomédica, Universidad Iberoamericana, Ciudad de México, México.

²Departamento de Imagenología y Radiodiagnóstico, Instituto Nacional de Cancerología, Ciudad de México, México.

³Profesora del Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Iberoamericana, Ciudad de México, México.

⁴Departamento de Física Médica, Instituto Nacional de Cancerología, Ciudad de México, México.

jjtapiacosta@msn.com

Abstract— A software was developed to monitor the radiation doses imparted by medical imaging studies at the Mexico's National Cancer Institute. It has both a web and a desktop interface that allows follow up of dose indicators such as: kerma area product, average glandular dose, dose index for CT, and peak skin dose, among others. Based on these magnitudes, the software monitors diagnostic reference levels and detects studies whose dose is high enough to require follow up by the radiation protection officer. The software also estimates the effective dose received by each patient.

Palabras clave—DICOM, dosimetría, PACS, rayos X.

I. INTRODUCCIÓN

El Instituto Nacional de Cancerología (INCan) realiza diariamente estudios de imagen radiológica los cuales utilizan radiación ionizante, principalmente rayos X, la cual se encuentra asociada a un incremento en el riesgo de desarrollar cáncer [1]. Para medir este riesgo se utilizan tres conceptos: dosis absorbida, dosis equivalente y dosis efectiva [2]. La dosis absorbida (D) indica la energía absorbida por el tejido por unidad de masa, representada en unidades Gray [Gy] o Joules [J] entre kilogramos [kg]. La dosis equivalente (H) asigna un factor de ponderación dependiendo del tipo de radiación utilizada y el daño que puede generar en los tejidos. Esta dosis se representa en Sieverts [Sv] y el factor de ponderación esta dado en [mSv/mGy]. Por último, la dosis efectiva (E) asigna otro factor de ponderación que depende de la radiosensibilidad del órgano irradiado y de su importancia en el funcionamiento del cuerpo. Al igual que la dosis equivalente, la dosis efectiva se mide en Sieverts [1-3]. Estos factores de ponderación se encuentran definidos en la publicación ICRP 103 y son la base para la estimación de la dosis efectiva en estudios de imagen médica [4].

Conociendo la dosis efectiva, es posible realizar dos acciones:

- Calcular el riesgo de que un paciente desarrolle cáncer.
- Verificar la calidad de los procedimientos de toma de imagen de la institución tomando en cuenta la calidad de la imagen y la dosis

efectiva en comparación a otras instituciones con el fin de mejorar la adquisición de estudios [5].

La dosis efectiva surge como magnitud para limitar el riesgo del público y de los trabajadores al exponerse a fuentes radiación creadas artificialmente, como los equipos de imagen y los aceleradores de tratamiento médico. Para los pacientes no existen límites de dosis efectiva, esto gracias al principio de que el beneficio médico debe ser mayor que el riesgo de usar radiación, por lo que se puede usar tanta radiación como sea necesaria. En consecuencia, la dosis efectiva se puede utilizar como una herramienta para monitorizar el riesgo previamente mencionado y asegurarse que no supere el beneficio de la toma de estudios radiológicos.

A nivel internacional se utilizan los niveles de referencia (DRL) para comparar la eficiencia de los protocolos de adquisición de imagen entre diferentes equipos y hospitales. [6]. Se comparan los valores obtenidos entre protocolos similares para tener un control de calidad en la toma de imagen. Algunos países han puesto a disposición niveles de referencia nacionales para la reducción y estandarización de radiación impartida, al igual que el mejoramiento de protocolos de adquisición [7].

En procedimientos de radiología intervencionista es útil poder estimar la dosis máxima en piel (PSD por sus siglas en ingles) la cual es una estimación conservadora de la máxima dosis que pudo haber recibido la piel. Esta magnitud permite identificar pacientes que requieren seguimiento por posibles efectos en piel. Su relevancia se debe a que en esta modalidad se ha reportado lesiones en piel inducidas por la radiación en un mismo punto [8].

Para el almacenamiento de miles de estudios realizados por el hospital se utiliza el sistema PACS (Picture Archiving and Communication System), permitiendo un almacenamiento ordenado y evitando la pérdida de información [9]. Esta información esta almacenada de acuerdo con el protocolo DICOM (Digital Imaging and Communication on Medicine) con la finalidad de homogeneizar la información proveniente de los diferentes equipos de imagen. En los últimos años se generó un nuevo

protocolo denominado DICOM Radiation Dose Structured Report (DICOM RDSR) el cual se enfoca en proporcionar información de relevancia sobre el registro de dosis radiológica [10]. En este reporte se encuentra información tal como tipo de estudio, equipo, órganos irradiados, corriente, voltaje, tiempo de radiación, magnitud de la radiación emitida por el equipo, etc. Estos parámetros se recuperan y se procesan para el cálculo de la dosis efectiva [11].

El INCan recibe a pacientes diagnosticados con cáncer, los cuales requieren un seguimiento y tratamiento que involucra realizar una mayor cantidad de estudios en comparación a otros pacientes [12]. Esto genera la necesidad de un sistema que permita la comunicación y despliegue de información efectiva a los diferentes miembros del equipo hospitalario para una toma de decisión informada ya sea del tratamiento del paciente o del control de calidad de los diferentes protocolos de adquisición de imagen. Previamente se contaba en el instituto con un sistema de seguimiento de dosis efectiva el cual recopilaba la información y la guardaba en una base de datos local. El sistema cuenta con limitaciones que dificultan su funcionamiento. Al encontrarse el sistema ya compilado limita su acceso para una posible actualización del sistema [13].

Se requiere de un sistema que permita el acceso a los datos dosimétricos de los diferentes estudios del hospital y pueda ser consultado por los diversos miembros del hospital.

II. METODOLOGÍA

El sistema se compone de una base de datos la cual contiene la información dosimétrica de todos los pacientes del instituto. Se cuenta con una interfaz de escritorio que permite la descarga, procesamiento y almacenamiento de información desde el sistema PACS. Igualmente se tiene una interfaz web que permite la consulta de los datos desde cualquier computadora con acceso a la red del hospital y que cuente con un navegador web actualizado.

A. Características técnicas.

El sistema está desarrollado en el lenguaje de programación orientado a objetos Python y estructurado en base a la arquitectura Modelo-Vista-Controlador (MVC), lo cual nos permite independizar las funciones de nuestro sistema de la interfaz gráfica al fin de poder adaptarlas para la aplicación web y la aplicación de escritorio.

Para el almacenamiento de información se utilizó una base de datos relacional de licencia libre MySQL, la cual almacena la información general de los pacientes, los estudios realizados, así como las diferentes irradiaciones que conforman cada estudio, sus valores de dosis efectiva y DRL.

Para la actualización del sistema se implementó un administrador de descargas que permite la descarga de imágenes del servidor PACS de forma paralela, así como la descarga de aquellos archivos de relevancia para el cálculo

de dosis permitiendo una reducción de tiempo en las actualizaciones. Este módulo se ejecuta de manera continua y automática cada cierto intervalo de tiempo definido por el usuario para asegurarse de contar con la información más actualizada.

B. Cálculo de dosis efectiva.

Las imágenes provenientes del PACS son descargadas en el servidor del sistema y se realiza la lectura de su encabezado DICOM en busca de los valores DRL y dosis efectiva. A continuación, se describen los valores extraídos por modalidad de imagen:

TABLA 1
VALORES DE REFERENCIA Y DE INTERÉS POR MODALIDAD

| Tomografía computarizada | | |
|-------------------------------|---------------------|--|
| Valor | Unidades | Cálculo |
| CTDIvol | mGy | Extraído del encabezado DICOM |
| Producto Dosis | | |
| Longitud (DLP) | mGy·cm | Extraído del encabezado DICOM |
| Dosis efectiva | mSv | DLP · factor k(Parte cuerpo, fantom) |
| Mastografía | | |
| Valor | Unidades | Cálculo |
| Dosis Glandular | | |
| Media (MGD) | mGy | Extraído del encabezado DICOM |
| Dosis efectiva | mSv | MGD · factor k(Parte cuerpo) |
| Rayos X simple y Fluoroscopia | | |
| Valor | Unidades | Cálculo |
| Producto Kerma Área (KAP) | mGy·cm ² | Extraído del encabezado DICOM |
| Dosis efectiva | mSv | KAP · factor k(Parte cuerpo, vista) |
| Ortopantomografía | | |
| Valor | Unidades | Cálculo |
| KAP | mGy·cm ² | Extraído del encabezado DICOM |
| Dosis efectiva | mSv | KAP · factor k(Parte cuerpo) |
| Angiografía | | |
| Valor | Unidades | Cálculo |
| KAP | mGy·cm ² | Extraído del encabezado DICOM |
| Kerma en piel (SK) | mGy | Extraído del encabezado DICOM |
| Dosis máxima en piel (PSD) | mGy | SK · factor de conversión (KVP, HVL, filtración, atenuación, colimación) |
| Dosis efectiva | mSv | |

C. Módulos de consulta de datos

Para la consulta de la información de la base de datos se desarrollaron tres módulos distintos en los que cada uno entrega información de la base de datos con un enfoque distinto:

- Búsqueda de estudios: Módulo que despliega la información general de los estudios de una misma modalidad en una tabla para la fácil comparación de resultados entre estudios de naturaleza similar.
- Búsqueda de pacientes: Como su módulo indica, con el ID y/o nombre del paciente es posible

recuperar la lista de estudios proveniente de un paciente, así como el reporte dosimétrico del paciente. Es posible visualizar un listado de todos los pacientes en la base de datos ordenados por número de estudios, dosis efectiva acumulativa o número de alertas.

- Estadísticas de estudios: Aquí es posible visualizar la información estadística de los DRL y la dosis efectiva de manera gráfica. Es posible ver la evolución de un valor (media o mediana) a través del tiempo, definir rango de búsqueda de datos y filtrar por equipo y protocolo (si aplica).

D. Alarmas del sistema.

Se construyó un sistema de alarmas que monitorea dos magnitudes relevantes a la protección radiológica del paciente. Primero, la dosis efectiva acumulativa (CED) impartida a paciente. En base a las sugerencias dadas por los expertos, es recomendable avisar al personal en caso de que un paciente reciba una dosis alta (100mSv) en un corto periodo de tiempo (1 mes) [14]. El sistema genera una alerta en aquellos pacientes que reciban más de 100 mSv en un determinado mes. El segundo tipo de alarmas se envía cuando la PSD en angiografía supera los 5 Gy en un estudio. Este es un criterio para dar seguimiento a los pacientes porque pueden presentar lesiones radioinducidas en piel, cuyos grados de gravedad, dependen de la dosis recibida [8].

E. Limitaciones del sistema.

Se excluyeron estudios provenientes de equipos externos al INCan, porque el Instituto no tiene control sobre los mismo. El registro retrospectivo de la dosis recibida por los pacientes se extendió hasta 2015, fecha en la cual se encuentra los reportes estructurados de dosis más antiguos.

F. Valores de referencia

Para probar el sistema se realizó el cálculo de valores de referencia de las diferentes modalidades. En el módulo de estadísticas se realizó la consulta de la mediana de los DRL utilizando como rango de tiempo todo el año previo (2020). Para comprobar su veracidad se compararon los resultados con los valores de referencia reportados por Reino Unido [7] en aquellos estudios más frecuentes realizados en el hospital.

III. RESULTADOS



Fig. 1. Sección de reporte dosimétrico de paciente

El sistema permite la obtención de información relevante para los diferentes miembros del hospital. Un caso de uso es el mostrado en la Figura 1 en el módulo de búsqueda de pacientes, en el cual el médico puede consultar el reporte dosimétrico del paciente, donde es posible consultar sus estudios realizados, su dosis impartida, así como el número de alarmas en datos que se deban de tomar en cuenta.

Por otro lado, se cuenta con el módulo de estadísticas en el cual es posible el cálculo de DRL donde el radiólogo puede consultarlos como referencia para una posible mejora de protocolos de adquisición de imagen.

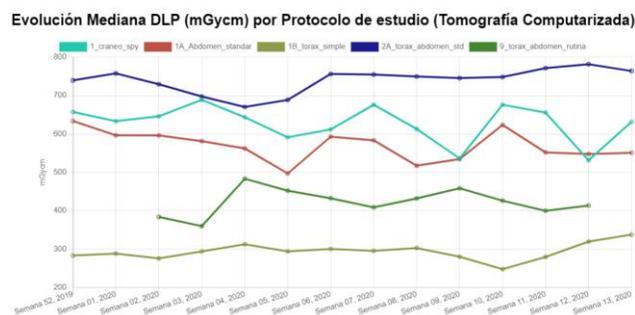


Fig. 2 Evolución de mediana DLP en los 5 protocolos más utilizados en el primer trimestre de 2020

En la Figura 2 se despliega la gráfica de evolución de DLP, un valor de referencia de gran importancia en CT, en el primer trimestre del 2020 con los 5 protocolos más utilizados, los cuales fueron consultados en el programa. Es posible ver los diferentes cambios de los DRL a lo largo del tiempo y detectar anomalías para posteriormente investigar la causa de estos.

TABLA 2
VALORES DE REFERENCIA DEL INCan EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

| Descripción | Valor | INCan | Reino Unido [7] |
|----------------------|---------------|--------|-----------------|
| Tórax | DLP (mGy·cm) | 600 | 610 |
| Tórax-Abdomen-Pelvis | DLP (mGy·cm) | 2439.5 | 1000 |
| Tórax | CTDIvol (mGy) | 13.36 | 12 |
| Tórax-Abdomen-Pelvis | CTDIvol (mGy) | 16.98 | 14 |

En la Tabla 2 se encuentran los valores de referencia del hospital de los dos protocolos más frecuentes en CT. En el caso de tórax-abdomen-pelvis el DLP es 2.4 veces más grande en comparación de Reino Unido. Además, en ambos el CTDIvol es ligeramente mayor al reportado.

TABLA 3
VALORES DE REFERENCIA DEL INCan EN IMAGEN PLANA

| Modalidad | Descripción | Valor | INCan | Reino Unido [7] |
|-----------|-------------|---------------------------|-------|-----------------|
| CR | Tórax PA | KAP (Gy·cm ²) | 0.1 | 0.1 |
| CR | Tórax AP | KAP (Gy·cm ²) | 0.1 | 0.15 |
| | Panorámica | KAP | 83 | 81 |
| PX | | (mGy·cm ²) | | |
| MG | Tamizaje | MGD (mGy) | 1.9 | 2.5 |

Por otro lado, en imagen plana se obtuvieron valores similares, a excepción de mastografía donde se obtuvo un valor del 76% respecto a Reino Unido.

IV. DISCUSIÓN

En este proyecto se tomó como prioridad la creación de procedimientos para la descarga y adquisición de información de la manera más rápida posible. Se filtraron las imágenes y se descargaron solo aquellas que contenían información para el cálculo de dosis. Se desarrolló un gestor de descargas que permite conocer el avance de la y la reducción de tiempo por medio de descargas paralelas. Esta fue la clave para alcanzar el uso rutinario.

A través de las diferentes reuniones con posibles usuarios de la aplicación, fue posible crear de búsqueda de acuerdo con las necesidades de las diferentes disciplinas de los miembros del instituto, ya sean médicos, radiólogos, técnicos, físicos técnicos; etc.

Por medio de la implementación de un servidor web, se aumentó el alcance de la aplicación aunado a la disminución de requerimientos para acceder al sistema. Sin embargo, dado que continúa en etapa de pruebas alfa, su uso está restringido al Departamento de Radiodiagnóstico.

Una adición al sistema fue el cálculo de dosis máxima en piel en la modalidad de angiografía, el cual permite alertar al médico en caso de que exista un riesgo de que el paciente obtenga una lesión en piel producto de irradiación constante en un área específica. Esto permitirá el posterior seguimiento del paciente y la selección de un tratamiento adecuado.

En general los niveles de referencia se encuentran a la par de Reino Unido. En el caso de tomografía el DLP en un protocolo es mayor gracias a que en el hospital se realiza el examen en dos fases (adquisiciones): una simple y una contrastada, mientras que en Reino Unido utilizan solo una fase. Esta es una decisión basada en criterio clínico, no está asociada al desempeño del equipo. Por otro lado el CTDIvol es independiente del número de fases pero depende de la masa corporal de la persona [5]. El promedio de masa corporal en ambos lugares es diferente teniendo en México un índice de masa corporal superior (28.54) a Reino Unido (26.19) de acuerdo con la OMS [15]. Finalmente, en mastografía el KAP es menor al reportado debido a las diferencias en el grosor de mama promedio del hospital (47.78 mm) y Reino Unido (55 mm) [7] ya que se requiere de más radiación para diagnosticar volúmenes más grandes.

V. CONCLUSIONES

El sistema desarrollado sirve tanto para dar seguimiento a la dosis de radiación impartida a los pacientes y como para monitorear el desempeño del Departamento de Imagen, en aspectos de Protección Radiológica. Su mayor éxito radica en haber alcanzado la etapa de pruebas alfa, que incluyen su uso rutinario en ambiente controlado y bajo la supervisión de expertos.

A futuro el sistema no solo sirve como un programa de seguimiento al paciente, sino que puede ayudar a definir las DRL del instituto con las cuales se pueden regular las dosis impartidas en el hospital para un control de calidad y

mejoramiento de la toma de imagen diagnóstica, de igual manera permitiendo una interconexión entre diferentes hospitales para poder definir DRL regionales que beneficien a la población.

REFERENCIAS

- [1] A. Meghzi, "Dosimetry in diagnostic radiology", *European Journal of Radiology*, vol 76, pp. 11-14. 2010. Accessed on: March, 10, 2020. DOI: doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.06.032. [Online]
- [2] M. Short, "Radiation dose, dosimetry, and background radiation", Massachusetts Institute of Technology, 2016, Accessed on: June, 09, 2020. Audiovisual Material: youtube.com/watch?v=Hz7ouec7dKo [Online]
- [3] D. B. Richardson, "Occupational Health Risks in Nuclear Power" in *Encyclopedia of Energy*, New York, United States of America, Elsevier, 2004, pp 489-496 DOI: doi.org/10.1016/B0-12-176480-X/00439-3. [Online]
- [4] "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection" in ICRP Publication 103, 2007, pp 117.
- [5] J. T Bushberg, "X-ray Dosimetry in Projection Imaging and Computed Tomography" in *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed. Philadelphia, PA, United States of America. LWW, 2012, sec, II ch. 6, pp 375-401.
- [6] "Diagnostic Reference Levels (DRLs) in medical imaging", IAEA, 2020. Accessed on: December, 14, 2020. [Online] Available at: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine/diagnostic-nuclear-medicine/diagnostic-reference-levels-in-medical-imaging>
- [7] "National Diagnostic Reference Levels (NDRL's)", United Kingdom Government, 2019. Accessed on May, 28, 2021. [Online] Available at: <https://www.gov.uk/government/publications/diagnostic-radiology-national-diagnostic-reference-levels-ndrls/ndrl>
- [8] H. Max, "Estimating patient peak skin dose with fluoroscopic procedures " M. S. Thesis, Department of Radiation Science, Umeå University, Sweden, 2018.
- [9] F. Bordils I Rovira, "Almacenamiento y transmisión de imágenes. PACS", pp 54-58 Accessed on June, 16, 2020 [Online] Available at: http://www.conganat.org/SEIS/is/is45/IS45_54.pdf
- [10] "Radiation Dose Recording", NEMA, Accessed on: March, 10, 2020 [Online] Available at: <https://www.dicomstandard.org/using/radiation/>
- [11] A. Trianni, "DICOM standards for patient dosimetry", *Physica Medica*, vol. 32, 2016, Accessed on: March, 10, 2020. DOI: doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.07.326. [Online]
- [12] "INCan – Ingreso a Pacientes", Departamento de Control y Referencia de Pacientes, INCan. Accessed on: April, 30, 2020. [Online] Available at: <http://www.incan.salud.gob.mx/interna/pacientes/ingreso-pacientes.html>
- [13] A. Cherit Hernández, "Estimación para el Registro de Dosis Efectiva y Costos Erogados por el INCan en Pacientes con Cáncer de Mama mediante Estudios Diagnósticos por Imagen con Radiaciones Ionizantes", Thesis, Biomedical Engineering, Universidad Iberoamericana, México, 2018.
- [14] "Technical Meeting on Radiation Exposure of Patients from Recurrent Radiological Imaging Procedures", IAEA, 2020.
- [15] OMS, "Mean BMI (kg/m²) (age-standardized estimate)", Accessed on September, 14, 2021. [Online] Available at: [https://www.who.int/data/gho/data/indicators/indicator-details/GHO/mean-bmi-\(kg-m-\)-\(age-standardized-estimate\)](https://www.who.int/data/gho/data/indicators/indicator-details/GHO/mean-bmi-(kg-m-)-(age-standardized-estimate))