

DESARROLLO DE UN ALGORITMO PARA LA DETERMINACION DE PARAMETROS  
RADIOGRAFICOS Y SU APLICACION A UNA COMPUTADORA PERSONAL

YAPUR, MIGUEL ING.  
MERCHAN, JOHN EGSDO.  
ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL

RESUMEN

Existen muchas variables que influyen en la obtención de una placa radiográfica aceptable y optimizada. En la práctica, el operador del equipo radiográfico tiene la opción de manipular sólo 3 variables: el kilovoltaje, el miliamperaje, y el tiempo de exposición; éstos son llamados "parámetros eléctricos". La relación entre estos 3 parámetros eléctricos define un cuarto parámetro llamado "factor de exposición E", el cuál expresa la energía radiológica necesaria para una exposición a determinada distancia y es a la vez, intrínseco para cada órgano o parte del cuerpo a ser irradiada.

En nuestro medio, el ajuste de los 3 parámetros eléctricos es realizado en base a los métodos tradicionales, o sea, recurrir a las tablas de exposición básicas, y asumir dimensiones físicas de personas promedio, lo cual conlleva a la obtención de placas radiográficas no optimizadas y en muchos casos, no aceptables.

En este trabajo presentamos un algoritmo que hemos desarrollado, el cuál acepta 2 de los 3 parámetros eléctricos y calcula el valor del tercer en base al factor E almacenado en memoria, y que es único para cada parte del cuerpo humano que se desea irradiar y que corresponde a una persona promedio. Este factor es corregido de acuerdo a las características del paciente y de esta manera se obtiene el tercer parámetro eléctrico apropiado para una toma radiográfica optimizada. Este algoritmo se lo ha desarrollado para que sea usado en cualquier computadora personal portátil, y de fácil acceso al operador del equipo radiográfico.

INTRODUCCION

El factor de exposición E es intrínseco para cada parte del cuerpo que va a ser irradiada y se lo considera constante para dicha parte del cuerpo, bajo ciertas condiciones (1). En la práctica, E es determinado mediante exposiciones de prueba para un órgano dado, una proyección fija, una distancia determinada, un tipo de rejilla conocido, un espesor promedio, una pantalla dada, y una técnica de revelado apropiada, variando únicamente el valor de los 3 parámetros eléctricos. Si la placa resultante está bien contrastada en la zona de interés, entonces se anota este valor E. La forma como se ha logrado confeccionar las tablas de exposición, es realizando el procedimiento arriba mencionado para todas las partes del cuerpo y tomando como modelo a un ser humano promedio de 1,70 m. de estatura, 70 Kg. de peso, y bien proporcionado.

El propósito de este trabajo es el de asistir al médico radiólogo, tecnólogo médico, o ingeniero de mantenimiento, en la obtención de placas radiográficas satisfactorias, sin la necesidad de consultar las tablas de exposición básicas.

El algoritmo desarrollado se lo ha confeccionado en lenguaje BASIC y aplicado a la computadora personal CASSIO modelo PB80, debido a que ésta es de uso manual y de bolsillo; sin embargo, mediante las modificaciones apropiadas, se puede aplicar a cualquier otro tipo de computadora personal.

1.-GENERALIDADES SOBRE LOS EQUIPOS DE RAYOS X

Para tratar el tema sobre equipos de rayos X, es importante realizar una revisión rápida de conceptos, ya que de esta manera se podrá comprender mejor el alcance de nuestro trabajo.

Los rayos X fueron descubiertos en 1895 por Conrad Roentgen, un físico alemán, quien mientras experimentaba con tubos de descarga de gases, notó que existían radiaciones que podían penetrar objetos y proporcionar una imagen de sus estructuras internas; debido a su naturaleza desconocida, las llamó a estas radiaciones "rayos X" (2).

Para obtener una radiografía, que una vez revelada tenga densidades óptimas, es necesario aplicar al tubo de rayos X una cierta tensión (kilovoltaje), y una determinada intensidad de corriente (miliamperaje), durante un cierto tiempo.

La radiación que resulta de este proceso, atraviesa los objetos y actúa sobre la emulsión fotográfica. El producto del tiempo por la intensidad de corriente es muy importante, y junto al valor de la tensión aplicada al tubo definen los factores eléctricos que determinan la calidad de una exposición radiográfica.

La cantidad de radiación que actúa sobre una película debe ser siempre la misma, independientemente del espesor y densidad del objeto, ya que se trata de la radiación primaria que sale del objeto después de atravesarlo y de la radiación secundaria, originada por el cuerpo irradiado. Se comprende pues, que para obtener una cantidad de radiación constante, será necesario aplicar mayor radiación sobre el objeto cuando éste sea grueso ó cuando presente mayor atenuación; de ahí que la energía entregada por el tubo de rayos X deberá ser diferente para objetos distintos.

La cantidad de energía está determinada por el kilovoltaje, el miliamperaje, y el tiempo de exposición, y la combinación de estos 3 parámetros da origen al factor de exposición E. La fórmula que define al factor E es la siguiente (3):

$$E=(Kv)^p*(mA)*(seg) \quad (1)$$

Cabe recalcar que ésta es una relación empírica y es el valor del exponente p el que provee una variación de acuerdo al kilovoltaje aplicado, de la siguiente manera:

- .para:  $40 \leq Kv \leq 100$ ,  $p=5$
- .para:  $100 \leq Kv \leq 125$ ,  $p=4$
- .para:  $125 \leq Kv \leq 150$ ,  $p=3$

Teniendo en cuenta todo lo expresado hasta este punto, y recordando que la producción de rayos X no es sino una forma de conversión de energía, podemos pasar a reconocer ciertos componentes básicos de todo equipo de rayos X (4):

- 1.-el generador ó consola de mandos
- 2.-la mesa de exploración
- 3.-el transformador de alta tensión
- 4.-los cables de alta tensión
- 5.-el tubo de rayos X
- 6.-la columna soporte de tubo
- 7.-el equipo bucky
- 8.-la rejilla antidifusora
- 9.-el portachasis
- 10.-el chasis
- 11.-las pantallas reforzadoras
- 12.-el colimador

El equipo bucky y la rejilla antidifusora forman un conjunto; básicamente, se trata de un sistema-electromecánico accionado por un motor, el cuál permite que la rejilla se mueva en un plano paralelo al de la mesa de exploración. Esta rejilla está compuesta por unas delgadas láminas de plomo dispuestas en forma paralela cuyo objetivo es el de detener la mayor cantidad de radiación secundaria ó dispersa, permitiendo el paso de la radiación primaria únicamente (5).

El portachasis mantiene fijo al chasis, el cuál es el recipiente que contiene la placa radiográfica. Las pantallas reforzadoras son aquellas que se colocan en la parte interior del chasis y dan do frente al tubo; son hechas de materiales fluorescentes bajo la acción de los rayos X (tungstato de calcio, por ejemplo), y de esta forma se refuerza é intensifica el efecto de los rayos X sobre la emulsión fotográfica de la placa (6).

El colimador, por último, es un dispositivo que, tal como su nombre lo indica, colima el haz de rayos X mediante placas de plomo para que éste irrradie solamente la zona de interés.

## 2.-DESARROLLO DEL ALGORITMO

El algoritmo que hemos desarrollado, está basado en el proceso de la corrección del factor E que proveen las tablas de exposición básicas, de acuerdo con los cambios que se tengan que realizar para optimizar las placas radiográficas resultantes. Hemos creído conveniente que el operario solamente pueda cambiar los siguientes parámetros: distancia foco-película, espesor del objeto, y tipo de equipo (monofásico ó trifásico). El programa va a estar planteado de tal forma que el operario ingresa al computador sólo 2 de los 3 parámetros eléctricos (cualesquiera que él desee utilizar), y en base a los cambios arriba mencionados, y al tipo de proyección que se desee realizar, el computador calculará el tercer parámetro. De esta forma, el operario ingresará los 3 parámetros eléctricos al equipo de rayos X y procederá a realizar la toma correspondiente.

En la fig. 1, podemos observar el diagrama de flujo del algoritmo que hemos desarrollado. En él podemos observar que el operario debe ingresar el tipo de proyección a realizar mediante un código; este código hará referencia a una tabla que se anexa al programa, la cuál enlista códigos asociados a cada parte ó órgano del cuerpo humano a ser irradiado (7). En esta tabla se indica el tipo de proyección, el espesor medio, la distancia foco-película, el tipo de rejilla, y la pantalla utilizada, para cada parte del cuerpo humano.

Así mismo, para poder corregir la distancia foco-película, el operario deberá únicamente de ingresar el valor de la nueva distancia; el algoritmo será el encargado de realizar la corrección pertinente, mediante el uso de la fórmula siguiente (8):

$$En = Ev * dn^2 / dv^2 \quad (2)$$

donde: En: Nuevo  
Ev: Viejo  
dn: distancia nueva  
dv: distancia vieja

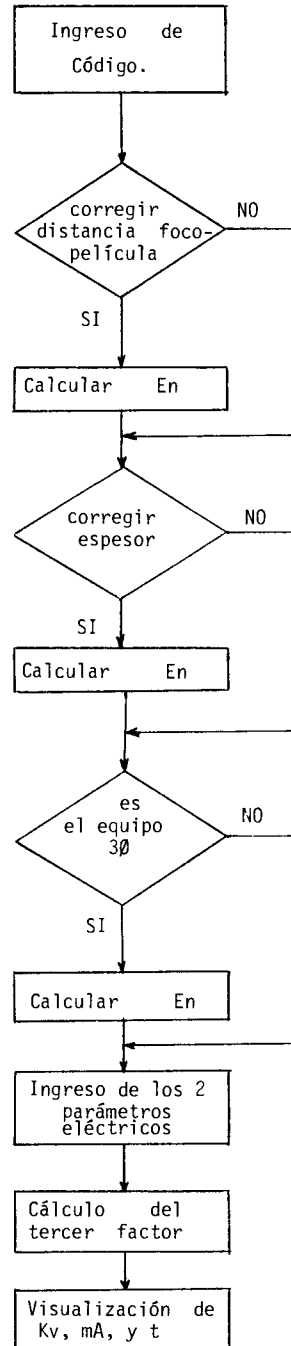


Fig. 1. Diagrama de flujo del algoritmo para la determinación de los parámetros radiográficos.

La siguiente corrección que se realiza es la del espesor; la fórmula 3 nos provee la corrección apropiada para el espesor (9):

$$E_n = E_v * Y^m \quad (3)$$

donde:  $Y=0,8$  si el espesor nuevo es menor  
 $Y=1,25$  si el espesor nuevo es mayor  
 $m$ : son los centímetros de más ó de menos

La tercera corrección se refiere al tipo de equipo; si el equipo es trifásico se calcula el nuevo valor de  $E$  de acuerdo con la fórmula 4, la cuál nos permite la conversión de monofásico a trifásico (10):

$$E_n = E_v / 2 \quad (4)$$

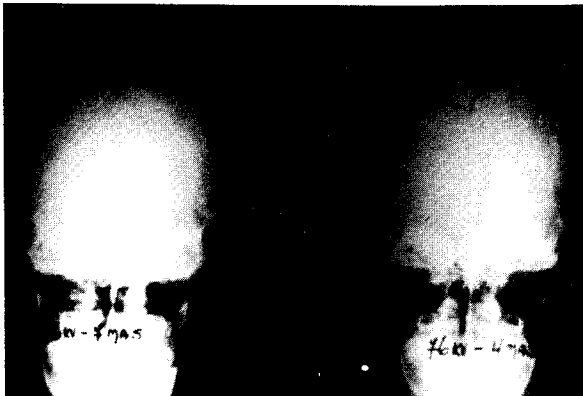
Una vez hechas las correcciones, el operario procede a ingresar los 2 parámetros eléctricos y el computador calcula el tercero mediante la fórmula 1.

### 3.-PRUEBAS REALIZADAS

Para poder probar la eficiencia del programa, realizamos varias pruebas tanto en equipos diferentes como de distintas partes del cuerpo. El resultado fue altamente positivo; los médicos que nos prestaron su apoyo quedaron ampliamente satisfechos con la utilidad del algoritmo, y más aún con la facilidad de operación del mismo en la computadora personal utilizada. A continuación presentamos 3 diferentes pruebas realizadas, donde comparamos la toma que las tablas de exposición recomiendan, con la toma que obtuvimos a partir del algoritmo desarrollado por nosotros.

#### 3.1.-RADIOGRAFIA DE CRANEO -EQUIPO TRIFASICO

DATOS: -Equipo 30, marca PHILIPS, modelo Diagn65  
 -Distancia foco-película= 100 cm  
 -Espesor= 18 cm  
 -Proyección: p-a  
 -Factor de rejilla= 2,5  
 -Tipo de pantalla: tierras raras



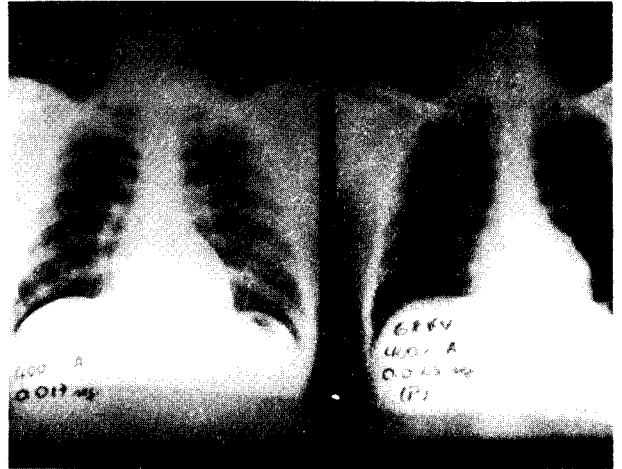
RADIOLOGO  
 mA= 100  
 t= 0,07  
 Kv= 66

PROGRAMA  
 mA= 100  
 t= 0,04  
 Kv= 76

En este caso ambas radiografías son aceptables, y es justo reconocer que los valores suministrados a la computadora fueron los de miliamperaje y de tiempo; la computadora calculó el kilovoltaje. Se debió utilizar la corrección de espesor y de equipo trifásico. Según los radiólogos consultados, ambas placas son satisfactorias para diagnóstico.

#### 3.2.-RADIOGRAFIA DE TORAX.-EQUIPO MONOFASICO

DATOS: -Equipo 10, marca XONICS, modelo 650-H  
 -Distancia foco-película= 180 cm  
 -Espesor= 19 cm  
 -Proyección: p-a  
 -Factor de rejilla= sin rejilla  
 -Tipo de pantalla: ultrarápida



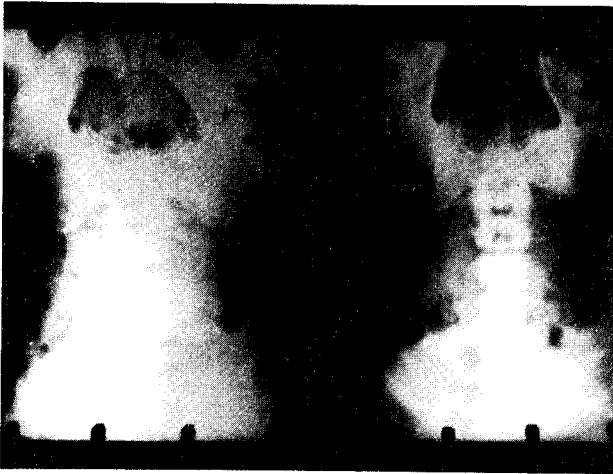
RADIOLOGO  
 Kv= 68  
 mA= 400  
 t= 0,017

PROGRAMA  
 Kv= 68  
 mA= 400  
 t= 0,025

Se puede observar claramente que la radiografía de la izquierda está menos contrastada que la de la derecha, ya que a ésta se la expuso 8 milisegundos más. Se ingresó a la computadora los mismos valores de kilovoltaje y miliamperaje y en base a las correcciones pertinentes tanto de espesor como de distancia foco-película, la computadora calculó el tiempo necesario para obtener una placa aceptable.

#### 3.3.-RADIOGRAFIA DE ABDOMEN.-EQUIPO MONOFASICO

DATOS: -Equipo 10, marca XONICS, modelo 650-H  
 -Distancia foco-película= 100 cm  
 -Espesor= 19 cm  
 -Proyección: a-p  
 -Factor de rejilla= 2,5  
 -Tipo de pantalla: superrápida



#### RADIOLOGO

mA= 200  
t= 0,2  
Kv= 72

#### PROGRAMA

mA= 300  
t= 0,2  
Kv= 64

La placa de la izquierda muestra una mejor escala de grises que la de la derecha; existe además una mejor gama de detalles en la de la izquierda. La placa resultante de los datos proveídos por la computadora presenta una mayor diferencia entre blanco y negro, pero sin resaltar muchos detalles intermedios. La computadora calculó el kilovoltaje, y el valor obtenido debió ser corregido para el tipo de pantalla utilizada en un factor de aproximadamente 1,15; así se obtuvo la radiografía de la derecha. Según los especialistas consultados, ambas placas son aceptables para realizar un diagnóstico.

#### CONCLUSIONES

Una de las aplicaciones más interesantes de este trabajo radica en la ayuda que puede significar al Tecnólogo Médico sin experiencia, ya que le podrá permitir realizar radiografías con buen contraste sin necesidad de consultar la tabla de exposiciones básicas, con lo cual conseguirá un ahorro de dinero y de tiempo.

Cabe anotar que el programa desarrollado por nosotros, si bien incluye ciertas correcciones consideradas por los radiólogos como las más significativas, no incluye correcciones ni para el tipo de pantallas reforzadoras, ni para el tipo de rejilla que puede variar de equipo en equipo.

Es también menester anotar que para que la aplicación del programa resulte exitosa, se debe asegurar que el equipo en cuestión se encuentre debidamente calibrado, de lo contrario los factores aun que estén bien escogidos no darán una buena toma radiográfica.

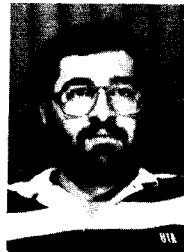
A partir de esta última acotación nace otra buena aplicación de nuestro trabajo, la cuál ya entra en el campo de la ingeniería en lo que a mantenimiento se refiere, ya que se lo puede utilizar para constatar que un equipo de rayos X esté calibrado realizando las pruebas correspondientes.

#### AGRADECIMIENTO

Deseamos expresar nuestro agradecimiento de manera muy especial al Dr. Alfredo Rivas R., por su tiempo, su dedicación, y su valiosa cooperación. Así mismo, expresamos nuestro agradecimiento al Hospital de Niños Alejandro Mann, por habernos brindado todas las facilidades para realizar las pruebas del programa.

#### REFERENCIAS

- (1) Van der Plaats, G.J., "Técnica de la Radiología Médica", Biblioteca Técnica Philips-Paraninfo, Madrid: 1972; p. 327.
- (2) Cromwell, L., et al, "Biomedical Instrumentation and Measurements", Prentice Hall, New Jersey: 1980; p. 363.
- (3) Van der Plaats, G.J., p. 314.
- (4) Feinberg, B.N., "Applied Clinical Engineering", Prentice Hall, New Jersey: 1986; pp. 237-319.
- (5) Mosca, L.G., "Técnica Radiológica", Editorial Argentina, Buenos Aires: 1973; p. 81.
- (6) Mosca, L.G., p. 87.
- (7) Van der Plaats, G.J., pp. 338-348.
- (8) Van der Plaats, G.J., p. 331.
- (9) Van der Plaats, G.J., p. 335.
- (10) Van der Plaats, G.J., p. 317.



**YAPUR, MIGUEL.** Nació en Guayaquil, en Septiembre 1 de 1957. Obtuvo el título de Ingeniero Electrónico en 1983, luego de estudiar en la Escuela Superior Politécnica (ESPOL). Realizó estudios de Post-Grado en el Estado de Texas, Estados Unidos. Obtuvo el título de Master en Ciencias de la Ingeniería Biomédica en 1986, después de estudiar en la Universidad de Texas en Arlington y en el Centro de Ciencias de la Salud de la Universidad de Texas en Dallas, conjuntamente. En 1987, obtuvo el Certificado de Ingeniero Clínico después de estudiar cursos especiales en la Universidad de Texas en Arlington, y de trabajar como interno en el Departamento de Ingeniería Clínica del Hospital Harris de la ciudad de Fort Worth. Desde 1983 trabaja como Profesor de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la ESPOL. Es miembro del IEEE, de la BME y del CRIEEL.



**MERCHAN, JOHN.** Nació en Guayaquil, en Agosto 12 de 1957. En Octubre de 1982 egresó de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la ESPOL. En el mismo año, realizó cursos de especialización en equipos de Rayos X, en la fábrica XONICS, en Chicago, Illinois. Su experiencia en el campo de los Rayos X es grande; ha dirigido 6 instalaciones de equipos de rayos X estacionarios. Desde Abril 1982, se desempeña como Gerente-Propietario de la Compañía MEDISERVICE.