

## MODELO PREDICTIVO DE RUIDO Y DOSIS: UNA APROXIMACIÓN PARA APLICACIONES PEDIÁTRICAS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Rafael A. Miller Clemente<sup>1</sup>, Marlén Pérez Díaz<sup>2</sup>, Yudel Mora Reyes<sup>3,4</sup>, Maikel Rodríguez Garlobo<sup>3,4</sup>,  
Rafael Castillo Salazar<sup>4</sup>.

<sup>1</sup>Centro de Biofísica Médica. Sede Central. Universidad de Oriente. Ave. Patricio Lumumba s/n. Santiago de Cuba, Cuba. C.P.90400.

Email: [ramillerc@cbm.uo.edu.cu](mailto:ramillerc@cbm.uo.edu.cu)

<sup>2</sup>Universidad Central Marta Abreu. Villa Clara. Carretera a Camajuaní km 5 1/2, Santa Clara, Villa Clara, Cuba, C.P. 54830.

<sup>3</sup>Hospital Clínico Quirúrgico "Ambruno Zayas Alfonso". Dpto. Imagenología. Carr. Caney, Santiago de Cuba, Cuba.

<sup>4</sup>Hospital Infantil Sur. Dpto. Imagenología. Trocha y Capitán Cuevas. Santiago de Cuba, Cuba

### RESUMEN

Se presenta una propuesta de modelo de regresión lineal múltiple para predecir el ruido en imágenes pediátricas tomográficas de cráneo y abdomen, así como la dosis que recibe el paciente a partir del Índice de Dosis volumétrico de Tomografía Computarizada (CTDI<sub>vol</sub>). Para esto se adquirieron 54 imágenes con un maniquí físico que simula regiones anatómicas de cráneo y abdomen. Se analizaron como variables de escaneo determinantes tanto de la dosis como del ruido: el diámetro del maniquí, la corriente y el kilovoltaje nominal del tubo, la colimación del haz, diámetro y filtros de reconstrucción y el filtro de post procesamiento. Los resultados muestran buena concordancia entre mediciones y predicciones realizadas, las cuales resultan superiores en la estimación del ruido que en la dosis ( $R^2_{ajustado}=0.953$  para ruido y  $R^2_{ajustado}=0.744$  para dosis). Las variables de mayor peso estadístico en la modelación resultaron la corriente del tubo de rayos X, el diámetro del objeto, el espesor del corte y filtro de reconstrucción.

**Palabras claves:** Tomografía Computarizada pediátrica, predicción de ruido, predicción de dosis al paciente, enfoque AMAR.

### ABSTRACT

Here we present a proposal of a multi-line regression model to predict the noise in tomographic pediatric images of skull and abdomen, as well as the dose that the patient receives starting from the indication of volumetric dose of Computerized Tomography (CTDI<sub>vol</sub>). For this purpose was obtained 54 images with a physical model that simulate anatomy regions of skull and abdomen. It was analyzed as determine scanning variables of the dose and the noise, the diameter of the model, the current and the nominal voltage (kv) of the tube, the beam, diameter and reconstruction filters and the post processing filter. The results show a good concordance between the measurements and the predictions, which are superior in the estimation of the noise than in the dose ( $R^2_{ajustado}=0.953$  for noise and  $R^2_{ajustado}=0.744$  for dose). The major statistic variables became to be the X Rays Tube current, the diameter of the object, the thickness of the cut and the reconstruction filter.

**Key words:** pediatric Computerized Tomography, noise prediction, patient dose prediction, "AMAR" focusing.



SOCIBIO  
SOCIEDAD CUBANA  
DE BIOINGENIERÍA



ICID  
Instituto Central  
de Investigación Digital

Bioingeniería y Física Médica Cubana  
ISSN-1606-0563

## 1. INTRODUCCIÓN

Las dosis colectivas en la población mundial, provocadas por exámenes de Tomografía Computarizada de rayos X (TC), exhiben una tendencia creciente -, en las aplicaciones pediátricas y exámenes de pacientes jóvenes debe prestarse especial atención a este problema .

La disminución de la dosis al paciente afecta la calidad de imagen, descrita cuantitativamente por el ruido, la resolución espacial y el contraste. El ruido es un factor limitante crítico en TC debido a que la mayoría de las aplicaciones de detalle en tejido blando presentan una naturaleza de bajo contraste. Su efecto en la imagen consiste en establecer un límite inferior al contraste detectable por el observador.

Partiendo de un enfoque sistémico que denominamos AMAR (acrónimo de Atributos del paciente, Modulación de parámetros de escaneo, Aspectos técnicos de equipos y Requisitos de calidad de imagen diagnóstica) , seleccionamos los factores a tener en cuenta en nuestros modelos.

El objetivo de este trabajo consiste en obtener un modelo operacional predictivo del ruido y la dosis respecto a factores de escaneo en un equipo de TC de Simple Corte (TCSC) en el ámbito de las aplicaciones pediátricas.

Se obtuvieron modelos de regresión lineal múltiple para la estimación del ruido y el CTDIvol respectivamente.

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó un tomógrafo SHIMADZU SCT-7800TC para aplicaciones pediátricas en el Hospital Infantil Sur de Santiago de Cuba.

Las mediciones se realizaron de forma que no interfirieran los servicios asistenciales del Departamento de Imagenología y que el régimen operacional de trabajo del equipo no sobrepasara al de explotación normal así como las restricciones de ahorro energético. Debido a esto se obtuvieron 54 imágenes correspondientes a tres réplicas de 18 corridas para distintos arreglos aleatorizados de factores de escaneo y diámetro del maniquí. Las variables independientes se seleccionaron atendiendo al enfoque AMAR , éstas fueron: diámetro del maniquí, miliamperaje del tubo de rayos X, colimación, diámetro de reconstrucción, modo de reconstrucción, filtro de reconstrucción, filtro de postprocesamiento (Smart Filter del fabricante) y kilovoltaje del tubo de rayos X.

Para el diseño experimental se utilizaron los niveles de factores de escaneo relacionados en la Tabla I, donde las variables independientes se representan por: p1 (diámetro del maniquí en mm), p2 (kilovoltaje nominal del tubo de rayos x), p3 (miliamperaje del tubo), p4 (colimación a la salida del tubo de rayos x), p5 (diámetro de reconstrucción), p6 (modo de reconstrucción), p7

(filtro de reconstrucción) y p8 (filtro de postprocesamiento de imagen del equipo)

Tabla I. Niveles de factores de escaneo utilizados en las mediciones.

Factores	Niveles
$p_1$ [mm]	160 / 320
$p_2$ [kV]	120 / 135
$p_3$ [mA]	50 / 100 / 250
$p_4$ [mm]	1 / 3 / 10
$p_5$ [mm]	160 / 250 / 500
$p_6$	STD / HR
$p_7$	RF1 / RF2 / RF3 / RF4 / RF5 / RF6
$p_8$	SF1 / SF2 / SF3

Se propuso como punto de partida un modelo de regresión lineal múltiple con la forma de la Ec..

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^f \beta_i p_i, \quad (1)$$

Donde :

$Y$  - representa la variable dependiente,

$\beta_i$  - son los parámetros de los términos constante y lineales del modelo para  $i = 0 \dots f$ ,

$p_i$  - son las variables independientes del modelo cuyos valores corresponden con los factores de escaneo establecidos para la obtención de las imágenes,  $f$  - cantidad de factores de escaneo incluidos en el modelo (en este trabajo se utilizó  $f=8$ ).

Debido al impacto de la precisión de los parámetros del modelo para su implementación, se realizó un diseño experimental de tipo D-óptimo para un modelo lineal utilizando un algoritmo de optimización del determinante con intercambio de las filas de factores de la matriz experimental cuyo valor calculado según la Ec. (II) resultó  $DO=1.995$

$\times 10^{-026}$ . En el diseño se consideraron los factores numéricos y categóricos.

$$DO = \det |(\mathbf{p}' \mathbf{p})^{-1}|, \quad (II)$$

Donde :

donde  $\mathbf{p}$  es la matriz de factores de escaneo del diseño experimental.

Todas las imágenes se tomaron en un tiempo de escaneo de 1s y 360° de rotación del tubo. Antes de comenzar las mediciones se realizó una calibración según recomienda el fabricante. La colocación del maniquí se realizó garantizando un correcto centrado durante la obtención de cada imagen.

Se utilizaron las secciones de cráneo (Ø160mm) y abdomen (Ø320mm) del maniquí escalonado provisto por el fabricante del equipo de TCSC, los cuales resultan equivalentes para estimaciones relacionadas con estudios de cráneo y abdomen en pacientes pediátricos adolescentes.

Como puede observarse, las variables  $p_6$ ,  $p_7$  y  $p_8$  son categóricas, por lo cual se transformaron en variables ficticias (*dummies*) para su inclusión en el modelo (en lo adelante se añadirá un subíndice a cada variable ficticia en correspondencia con el nivel del factor que represente, por ej.  $X_{83}$  representa SF3). Las variables cuantitativas se transformaron según la expresión de la Ec. (III).

$$X_i = 2 \cdot \frac{(p_i - X_d)}{(p_i^{(\max)} - p_i^{(\min)})}, \quad (\text{III})$$

donde:  $X_d = (p_i^{(\max)} + p_i^{(\min)})/2$

La normalidad y homogeneidad de varianzas de las variables dependientes respecto a las independientes se comprobó usando las pruebas de Kolmogorov-Smirnov y Levene respectivamente. Se comprobó la correlación bivariada entre los factores y las variables dependientes a través de los coeficientes de Pearson. Se comprobó la aleatoriedad del ruido y la dosis a través de la prueba de las rachas. Se estimaron los valores promedio a partir de las réplicas para ruido y dosis según la Ec. (IV), se determinaron los valores relativos con respecto al máximo para ambas variables dependientes.

$$\hat{Y}_k = 1/N \sum_{i=1}^N Y_i^{(k)}, \quad (\text{IV})$$

donde:  $\hat{Y}_k$  representa el estimador del valor promedio del ruido o la dosis para el punto de medición k-ésimo ( $N=18$  valores promedio de ruido y dosis). En lo adelante se representarán los valores promedio del ruido y la dosis por  $\hat{R}_k$  y  $\hat{D}_k$  respectivamente. Los valores relativos por el ruido y la dosis se determinaron según  $r_k = \hat{R}_k / \hat{R}_{\max}$  y  $d_k = \hat{D}_k / \hat{D}_{\max}$  respectivamente.

Para la selección de los modelos se utilizó un método de eliminación en el cual se introducen todas las variables en la ecuación y se eliminan secuencialmente. Esto es, la variable con la menor correlación parcial con respecto a la variable dependiente se elimina primero, luego se repite el procedimiento con las restantes mientras se cumpla el criterio de eliminación. Como criterio de entrada de variables al modelo se utilizó un nivel de significación de 0.05 del valor F y para la exclusión una probabilidad de 0.1. Como criterios para seleccionar nuestro modelo definitivo en ambos casos verificamos

que: (1) el modelo fuera estadísticamente significativo para describir el comportamiento de la variable dependiente y (2) que explicara el mayor porcentaje de la variabilidad total de dicha variable. Las pruebas estadísticas utilizadas para verificar el cumplimiento de los criterios fueron ANOVA y coeficiente de determinación ajustado del modelo conjuntamente con el índice Durbin-Watson para los residuos.

### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se aplicó una transformación logarítmica a los valores relativos del ruido  $-\ln(r_k)$  - y la dosis  $-\ln(d_k)$  - con lo cual se satisface la condición de normalidad de los mismos para un nivel de significación  $\alpha=0.05$ , con esta transformación también se garantizó la homogeneidad de varianzas de ambos conjuntos de valores (verificada con la prueba de Levene para la media y la mediana). El ruido y la dosis satisfacen la condición de aleatoriedad con respecto a la mediana y la media según prueba de las rachas.

#### 1.1 Modelo de la dosis

Atendiendo al método de eliminación utilizado, el modelo resulta estadísticamente significativo para describir la dosis reportada por el equipo como se aprecia a partir de la prueba ANOVA().

Tabla II. Prueba ANOVA para el modelo de dosis

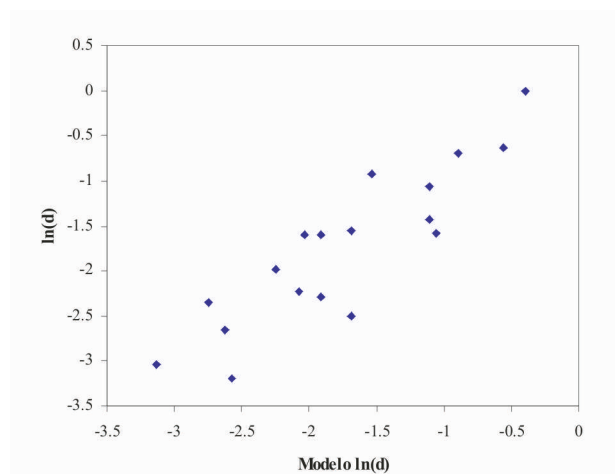
	S.C.	g.l.	C.M.	F	Sig.
Regresión	10.17	3	3.389	17.45	0.0001
Residual	2.72	14	0.194		
Total	12.88	17			

En la Tabla III se presentan los coeficientes del modelo de regresión lineal múltiple de la dosis, el mismo incluye los predictores  $\beta_0, X_1, X_3, X_4$ . Dado el nivel de significación de la corriente del tubo en el modelo, éste confirma la dependencia directamente proporcional de la dosis respecto a  $p_3$  con una fuerte influencia en la dosis respecto a los demás factores, solo superada en significación por el término constante, el diámetro del objeto escaneado influye inversamente proporcional en la dosis y su efecto es comparable con el que ejerce el espesor de corte, el modelo exhibe un coeficiente de determinación ajustado igual a 0.744, la ilustra gráficamente el significado de dicho coeficiente, donde se aprecia la medida en que el modelo lineal utilizado describe la variabilidad de la dosis en el equipo utilizado.

Tabla III. Coeficientes del modelo de la dosis

	Coefs. de regresión		
	B	Error Estándar	Sig.
$\beta_0$	-1.7641	0.1143	3.E-10
$X_1$	-0.2504	0.1102	4.E-02
$X_3$	0.7580	0.1222	2.E-05
$X_4$	-0.3577	0.1211	1.E-02

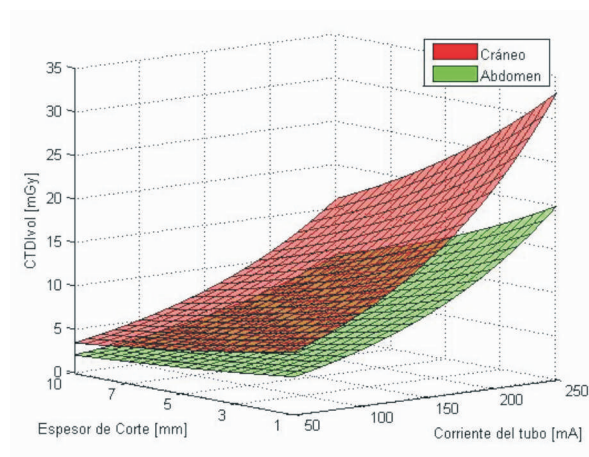
A partir de la expresión del modelo -Ec. (V)- se obtiene la expresión que permite estimar el  $CTDI_{vol}$  -Ec. (VI)- que se obtendría en el espacio de los parámetros de escaneo con 1s de escaneo y 360° de rotación del tubo.

Figura 1. Gráfico de correlación entre  $\ln(d)$  medidos y estimados con el modelo

$$\ln(d) = -1.764 - 0.250 \cdot X_1 + 0.758 \cdot X_3 - 0.358 \cdot X_4, \quad (V)$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_{vol}^{(max)} \cdot e^{-1.764 - 0.250 \cdot X_1 + 0.758 \cdot X_3 - 0.358 \cdot X_4}, \quad (VI)$$

El modelo puede ser comparado respecto a otros métodos establecidos para estimar dosis en tomografía [9]. En la fig.2 se presenta la superficie de respuesta del  $CTDI_{vol}$  obtenida con el modelo según la Ec.(VI) para volúmenes con diámetros equivalentes a cráneo (Ø160mm) y abdomen (Ø320mm) respectivamente. Estrategias de menores valores de corriente del tubo conjuntamente con el uso de mayores espesores de corte contribuirán a menores niveles de  $CTDI_{vol}$ .

Figura 2. Superficie de respuesta del  $CTDI_{vol}$  estimado por el modelo de dosis.

### 1.1 Modelo del ruido

En la Tabla IV se presentan los resultados de la prueba ANOVA para el modelo de ruido en el espacio experimental de este trabajo, el modelo exhibe un coeficiente de determinación ajustado igual a 0.953, el modelo asumido incluye los siguientes predictores:

$$\beta_0, X_1, X_2, X_3, X_4, X_{62}, X_{72}, X_{73}, X_{74}, X_{75}, X_{76}.$$

Tabla IV. Prueba ANOVA para el modelo de ruido.

	S.C.	g.l.	C.M.	F	Sig.
Regresión	25.29	10	2.53	35.40	4.8E-05
Residual	0.50	7	0.07		
Total	25.79	17			

En la V se presentan los coeficientes del modelo de regresión lineal múltiple del ruido.

Tabla V. Coeficientes del modelo de la dosis.

	Coefs. de regresión		
	B	Error Estándar	Sig.
$\beta_0$	-4.5614	0.1571	1.5E-08
$X_1$	0.3433	0.0863	5.3E-03
$X_2$	-0.2850	0.0814	1.0E-02
$X_3$	-0.4888	0.0856	7.3E-04
$X_4$	-0.5614	0.0895	4.2E-04
$X_{62}$	1.9344	0.1543	4.7E-06
$X_{72}$	0.4249	0.2127	8.6E-02
$X_{73}$	0.4799	0.2126	5.9E-02
$X_{74}$	0.7867	0.2710	2.3E-02
$X_{75}$	1.5245	0.2547	5.5E-04
$X_{76}$	0.8206	0.2609	1.6E-02



En la Ec. (VII) se presenta la expresión del modelo de ruido. En la se observa una elevada correlación entre el modelo y los datos medidos.

En la se presenta la superficie de respuesta del ruido según el modelo obtenido –Ec. (VII)- donde los mayores niveles de ruido corresponden a las mayores dimensiones del paciente (representado por maniquí de abdomen) y para ambas superficies el ruido es inversamente proporcional a la corriente del tubo, el efecto conjunto del resto de los factores considerados en el modelo (integrados en el eje Otros Paráms. Escaneo) influye en proporcionalidad directa sobre el ruido.

$$R = R^{(\max)} \cdot \dots \quad (\text{VII})$$

$$\dots e^{-4.5614 + 0.3433 \cdot X_1 - 0.285 \cdot X_2 - 0.4888 \cdot X_3 - 0.5614 \cdot X_4 + 1.9344 \cdot X_{62} \dots}$$

$$\dots + 0.4249 \cdot X_{72} + 0.4799 \cdot X_{73} + 0.7867 \cdot X_{74} + 1.5245 \cdot X_{75} + 0.8206 \cdot X_{76},$$

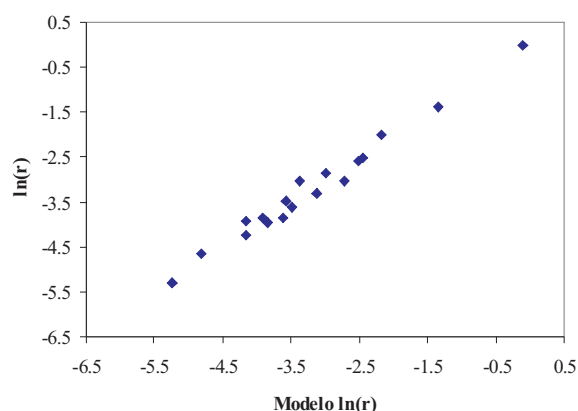


Figura 3. Gráfico de correlación de Ln(r) medidos y estimados con el modelo.

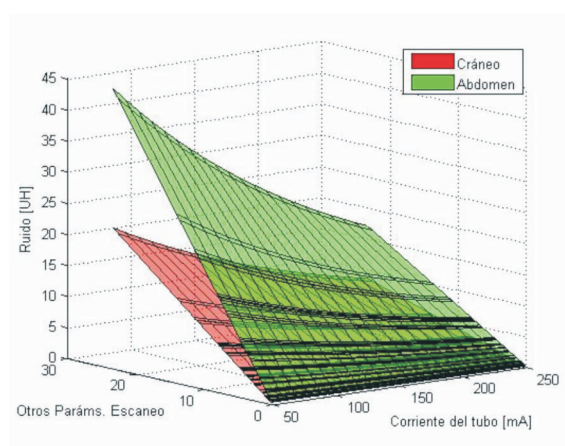


Figura 4. Superficie de respuesta del Ruido estimado por el modelo.

El comportamiento de la superficie del ruido concuerda con el comportamiento esperado según [10]:

$$n_c = \frac{K_r}{\sqrt{X_3 \cdot X_4 \cdot X_5}}, \quad (\text{VIII})$$

donde  $n_c$  el ruido cuántico en la imagen y  $K_r$  es un factor de proporcionalidad. El modelo obtenido en este trabajo permite identificar la influencia de cada factor por separado permitiendo así mayores posibilidades operacionales de optimización de la relación entre el ruido y la dosis.

La superficie de respuesta para la Ec. (8) para el ruido cuántico se presenta en la figura 5.

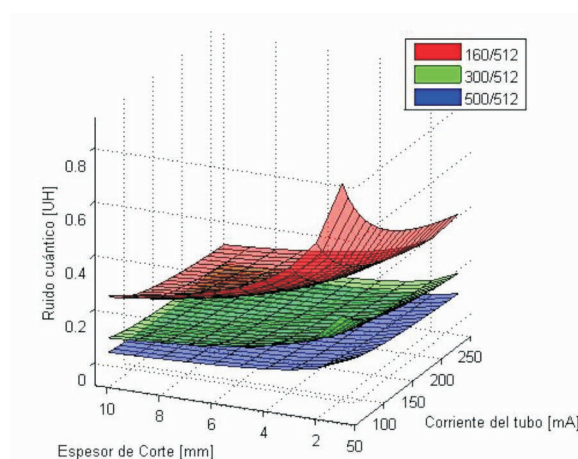


Figura 5. Superficie de Respuesta del modelo de ruido cuántico [10].

Comparativamente pueden observarse las semejanzas en cuanto al comportamiento de ambos modelos y la especificidad del modelo dado en la Ec. (VII) presentado con un ejemplo de aplicación en la figura 6.

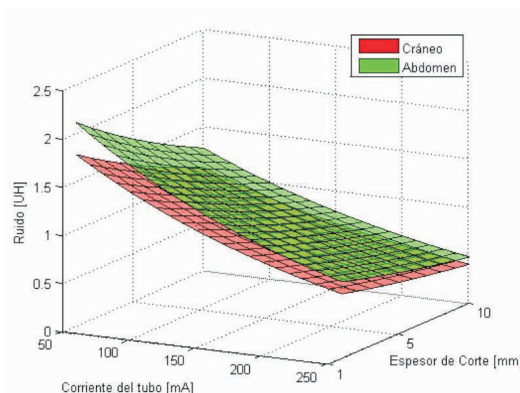


Figura 6. Aplicación del Modelo para cráneo y abdomen usando el filtro de reconstrucción RF2, modo de reconstrucción estándar y kV=135.

Los resultados obtenidos prueban que al ser útil para predecir calidad de imagen en TC pediátrica de cráneo y abdomen pueden utilizarse como herramienta para establecer un método de optimización de calidad de imagen vs. dosis al paciente de gran utilidad en protección radiológica, equivalente a procedimientos internacionales previamente establecidos 11, 12.

#### 4. CONCLUSIONES

Podemos concluir expresando que los modelos lineales propuestos para la estimación de la dosis al paciente y del ruido en las imágenes tomográficas reproducen correctamente las mediciones por lo cual pueden resultar apropiados para propósitos de optimización en radiología pediátrica de cráneo y abdomen, una vez que se realice la validación a partir de estudios reales con pacientes. El modelo estima mejor el ruido que la dosis al paciente, pero aún en este caso el valor del ajuste de la dosis entre predicción y valores medidos resulta convincente. Las variables más determinantes de la dosis y del ruido, a tener en cuenta para establecer referencias nacionales optimizadas para este tipo de estudio, resultaron la corriente del tubo de rayos X, el diámetro del objeto y el espesor del corte.

#### 5. REFERENCIAS

- [1] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation: UNSCEAR 1993 report to the General Assembly. New York, NY: United Nations, 1993; 280–283.
- [2] United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation: UNSCEAR 2000. Report to the General Assembly, Annex D: medical radiation exposures. New York, NY: United Nations 2000; 300-315.
- [3] T. Makri et al. Radiation risk assessment in national radiographic examinations of the chest and abdomen: a clinical and Monte Carlo Dosimetry study. Phys Med Biol. 51 (2006) pp 5023-5033.
- [4] A. C. Azevedo et al. Pediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro. Phys Med bull 51 (2006) pp 3723-3732.
- [5] International Commission on Radiation Protection. Managing patient dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Pergamon Press, Oxford, UK 2001; 7:42.
- [6] Miller C RA, Estrategias de optimización de la dosis al paciente en Tomografía Computarizada: un enfoque sistémico. CD – ROM Monografías de Excelencia del 2003 al 2006, Universidad de Oriente, ISBN 959-207-191-8 (2006).

- [7] Kutner, M.H., et al., Applied Linear Statistical Models. Fifth ed, ed. McGraw-Hill. 2005, Singapore. 1279-80.
- [8] Atkinson, A.C. and A.N. Donev, Optimum Experimental Designs. Oxford University Press, 1992.
- [9] N. Theocharopoulos et al. Estimation on effective doses to adult and pediatric patients from multislice computed tomography. Med phys 3 (2006) pp 3848-3856.
- [10] TG2, AAPM Report No 39. Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. 1993, American Institute of Physics: New York.c
- [11] M. K. Kalra et al. Clinical comparison of standard Dose 50 % reduced dose abdominal CT: effect on Image quality. AJR 179 (2002), pp 1101-1106.
- [12] M.K. Kalra et al. Strategies for CT Dose optimization. Radiology 230 (2004) pp 620-628.