

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE COSTA RICA**  
**FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES**  
**DEPARTAMENTO DE FÍSICA**  
**MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA**

**MODALIDAD:**

**PROYECTO DE GRADUACIÓN**

**TEMA:**

**METODOLOGÍA PARA COMPROBAR EL CONTROL AUTOMÁTICO DE  
EXPOSICIÓN EN EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA**

**ESTUDIANTE:**

**KIMBERLY MELISSA SOLÍS LARA**

**HEREDIA, NOVIEMBRE 2024**

## **Dedicatoria**

*A Dios, mi familia y amigos, por ser mi mayor fuente de motivación.*

## Resumen

El Control Automático de Exposición (CAE) es una técnica cotidiana en equipos de Tomografía Computarizada (TC) para reducir la dosis que reciben los pacientes durante los estudios tomográficos. El objetivo de este trabajo fue establecer y verificar una metodología para evaluar cuantitativamente el CAE en equipos de TC. Se diseñaron y desarrollaron tres pruebas diferentes. En las pruebas, mediante exploraciones clínicas, se determina la reducción de dosis (RD) que proporciona el CAE en los descriptores de dosis (DD): utilizando el índice de dosis volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ), el producto dosis-longitud (DLP) y la dosis estimada por tamaño específico (SSDE); se analiza también la variación de la carga (mAs) con el tamaño del maniquí y se verifica como afecta la calidad de imagen mediante la determinación de la variación del ruido en las imágenes obtenidas. Para las tres pruebas se emplearon dos maniqués: uno de 11 secciones elípticas (PURE-CAE) y otro de 3 secciones (cabeza y abdomen) que se emplea para pruebas dosimétricas (maniquí CTDI). Las pruebas se realizaron en dos equipos de tomografía computarizada, ambos marca Philips, modelos Incisive e iCT, en los cuales escogieron 3 protocolos clínicos: Abdomen, Cervical y Tórax. En la prueba se identificó que la RD con el CAE fue mayor en el protocolo Cervical, siendo más representativa para la SSDE, con un 53% de RD para el maniquí PURE-CAE respecto al CTDI. El mAs con el CAE activado se incrementa con el aumento del diámetro efectivo del maniquí en cada sección, así como la variación del ruido es también mayor con el CAE activado en un 29% con el maniquí PURE-CAE y 14.1% para el maniquí CTDI. La metodología propuesta permitió establecer procedimientos de control de calidad para verificar el funcionamiento del CAE en equipos de tomografía computada utilizando maniqués de diferentes diámetros efectivos.

**Palabras claves:** tomografía computarizada (TC), control automático de exposición (CAE), calidad de imagen, dosis, ruido.

## Abstract

Automatic Exposure Control (AEC) is a routine technique in Computed Tomography (CT) systems aimed at reducing the dose patients receive during tomographic studies. The objective of this project was to establish and verify a methodology to quantitatively evaluate AEC in CT systems. Three different tests were designed and developed. In these tests, clinical scans are used to determine the dose reduction (DR) provided by the AEC in dose descriptors (DD), employing the volumetric dose index (CTDI<sub>vol</sub>), the dose-length product (DLP), and the size-specific dose estimate (SSDE). The variation of mAs with the size of the phantom is also analyzed, and the impact on image quality is assessed by determining the noise variation in the obtained images. Two phantoms were employed for the three tests: one with 11 elliptical sections (PURE-AEC) and another with 2 sections (head and abdomen) typically used for dosimetric tests (CTDI phantom). The tests were performed on two Philips CT scanners, models Incisive and iCT, across three selected clinical protocols: Abdomen, Cervical, and Thorax. The test results showed that DR with AEC was greatest in the Cervical protocol, being more significant for SSDE, with a 53% DR for the PURE-AEC phantom compared to CTDI. The mAs with AEC enabled increased with the effective diameter of the phantom in each section, and the noise variation was also higher with AEC activated, reaching 29% for the PURE-AEC phantom and 14.1% for the CTDI phantom. The proposed methodology allowed for the establishment of quality control procedures to verify the operation of AEC in CT systems using phantoms with different effective diameters.

**Keywords:** computed tomography (CT), automatic exposure control (AEC), image quality, dose, noise.

## Introducción

En los últimos años los equipos de tomografía computarizada (TC) han tenido un avance tecnológico considerable, por lo que caracterizar de manera precisa y correcta su funcionamiento se ha vuelto cada vez más complejo e imprescindible, con el fin de minimizar la dosis de radiación administrada a los pacientes, manteniendo la calidad de imagen requerida para cada procedimiento diagnóstico.

Actualmente, los TC cuentan con técnicas avanzadas de control automático de exposición (CAE) para reducir la dosis suministrada a los pacientes, mediante el ajuste de la intensidad de la corriente del tubo de rayos X en función de las características morfológicas del área anatómica del paciente. El efecto CAE es más significativo cuando se cambia el tamaño, la forma y la densidad de la zona en estudio. El CAE modula la corriente (mA) a lo largo de la dirección Z del paciente y en el plano XY alrededor del paciente.

El método a utilizar para CAE en los TC puede variar según el fabricante, siendo siempre su principio fundamental el gestionar la calidad de imagen y suministrar la dosis de radiación necesaria de forma reproducible, con la adaptación de la corriente del tubo según la forma, el tamaño y la atenuación del paciente<sup>1</sup>.

Una prueba de control de calidad que permita caracterizar y verificar el correcto funcionamiento del CAE es imprescindible para optimizar la protección radiológica del paciente; sin embargo, los documentos técnicos de referencia publicados en América Latina y el Caribe, en el documento TECDOC-1958<sup>2</sup> y en el IAEA-Series No.19<sup>3</sup> no se describe un método concreto para evaluar el CAE. Para complementar este control de calidad se recomienda consultar el protocolo español SEFM-SEPR-SERAM<sup>4</sup> y el AAPM-TG-233<sup>5</sup>, donde se mencionan pruebas de variación de mAs y ruido, según el diámetro efectivo del maniquí; estos documentos ofrecen una descripción parcial de pruebas para evaluar el correcto funcionamiento del CAE en los TC<sup>2,3,4,5</sup>.

Por lo anterior, el objetivo principal de este trabajo es proponer una metodología para comprobar el funcionamiento del CAE, con el fin de verificar la reducción de las dosis que genera en los TC, manteniendo la calidad diagnóstica requerida en las imágenes.

## **Materiales y Métodos**

### **Técnicas CAE**

Los fabricantes de TC han desarrollado diferentes métodos para el CAE, los cuales pueden ser de tipo angular, longitudinal o combinado<sup>6</sup>.

En la modulación angular la corriente se ajusta para cada giro alrededor del cuerpo que se explora en X y Y. En la modulación longitudinal la corriente se ajusta frontal y lateral y el equipo modula en función del espesor, corte a corte, en Z. En la modulación combinada la corriente del tubo se ajusta durante cada rotación, para cada posición de corte, en X, Y y Z<sup>7</sup>.

Los TC Philips empleados en este estudio utilizan los tres métodos de modulación: D-DOM para X y Y, Z-DOM para Z y Dose Right para X, Y y Z, y cuentan con un sistema nombrado Selección Automática de Corriente (ACS)<sup>7,8</sup>, el cual ajusta el mAs basado en las características anatómicas de los pacientes, manteniendo la calidad requerida de imagen, a través de una imagen de referencia y de valores predefinidos para un tamaño de paciente estándar de 33 cm de diámetro. Si el paciente es más grande que el estándar, el mAs aumenta, y si es más pequeño, el mAs disminuye<sup>7,8</sup>.

La adaptación del mAs al tamaño del paciente es crucial para optimizar la calidad de la imagen y minimizar la dosis de radiación. De este concepto surge el índice de dosis, un valor que el equipo calcula y reporta automáticamente. El operador del equipo debe verificar este valor y decidir si es necesario ajustarlo para optimizar el equilibrio entre la calidad de imagen y la dosis que recibirá el paciente.

### **Equipos TAC**

Para este estudio se utilizaron dos equipos de tomografía computarizada marca Philips, modelo Incisive de 64 cortes, serie 550007, instalado en el año 2022 en la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) y el modelo Brilliance iCT de 128 cortes, serie 87089, instalado en el año 2022, igualmente en la CCSS.

## Maniquís

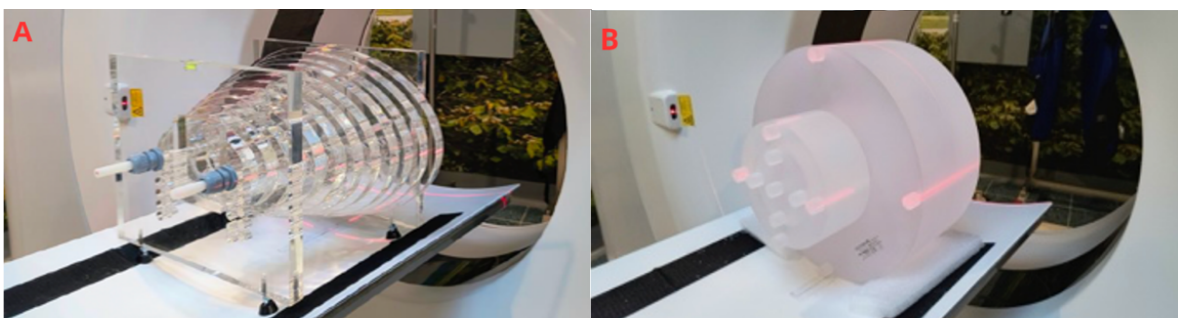
Se emplearon dos maniqués, uno general como es el clásico CTDI marca Pro-Project y uno especialmente diseñado para evaluar el CAE, el PURE-CAE de la marca Pure Imaging. Se colocaron los maniqués en la mesas de los tomógrafos alineados con los láseres internos y externos y se comparan los datos obtenidos con ambos maniqués.

## PURE-CAE

El maniqué PURE-CAE tiene 11 secciones elípticas de PMMA de 25 mm de espesor y diferentes diámetros efectivos que varían de 18.8 cm a 32.66 cm, y se puede configurar en cualquier orden para cambiar proporcionalmente la corriente del tubo de rayos X según las diferentes atenuaciones del haz en cada sección del maniqué. En la **Figura I.A** se muestra la ubicación del maniqué PURE-CAE en el TC.

## CTDI

El maniqué CTDI se introduce como una opción para estas pruebas al tener una mayor disponibilidad en los servicios médicos. El maniqué CTDI posee tres secciones: una con diámetro de 32 cm para simulación de cuerpo adulto; 16 cm para cabeza adulto y cuerpo pediátrico; y otra de 8 cm para cabeza pediátrico. En este estudio se utilizaron las secciones de 32 cm y 16 cm. En la **Figura I.B** se muestra la ubicación del maniqué CTDI en el TC.



**Figura I. (A) Maniqué PURE CAE (B) Maniqué CTDI.**

## Metodología CAE

La metodología comprende tres pruebas diferentes con el fin de estandarizar la comprobación del funcionamiento del control automático de exposición en equipos de tomografía computarizada. En las pruebas se determina la reducción de dosis (RD) utilizando el índice de dosis volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ), el producto dosis-longitud (DLP) y la dosis estimada por tamaño específico (SSDE); además se analiza la variación del mAs con el tamaño del maniquí y la calidad de imagen mediante la determinación de la variación de ruido. La metodología se aplicó en dos TC de la marca Philips, modelos Incisive (64 cortes) e iCT (128 cortes).

## Pruebas de control de calidad

Se realizan exploraciones helicoidales a los 2 maniqués con tres protocolos seleccionados: Abdomen, Tórax y Cervical, sin modulación y con modulación activada. En la **Tabla I** y la **Tabla II** se muestran los parámetros de adquisición para el maniquí PURE-CAE y CTDI respectivamente y en ambos TC. Los parámetros son los establecidos en los protocolos clínicos que se utilizan en el servicio médico donde se ubican estos TC.

Las pruebas tienen tres objetivos: comprobar la reducción de la dosis en diferentes protocolos con el CAE activado y desactivado, verificar la variación de la carga (mAs) para diferentes diámetros efectivos del maniquí con CAE activado y, por último, evaluar el ruido de las imágenes en los tres protocolos con CAE activado y desactivado.

**Prueba 1:** Reducción de dosis (RD) utilizando el índice de dosis volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ), producto dosis-longitud (DLP) y la dosis estimada por tamaño específico (SSDE). La reducción de dosis (DR) se calculó a partir de los tres descriptores de dosis (DD) reportados en los equipos:

$$RD (\%) = 1 - \frac{DD_{CAE \text{ desactivado}}}{DD_{CAE \text{ activado}}} \cdot 100 \quad (\text{Ecuación 1})$$

**Prueba 2:** Variación de la carga con respecto al tamaño del maniquí. Se debe seleccionar la imagen central de cada sección del maniquí y graficar los valores de carga en el sistema con CAE activado vs el tamaño del maniquí.

**Prueba 3:** Calidad de imagen mediante la determinación de la variación de ruido. Se tomó la imagen central de cada sección de diámetro efectivo de los maniqués, se creó una región de interés (ROI) de 300 mm<sup>2</sup>, donde se analizaron los valores de los números CT, de ruido y de mAs para cada uno de los 3 protocolos con CAE activado como desactivado.

La variación del ruido (VR) se calculó a partir del promedio de los valores de la desviación estándar (SD) de las unidades hounsfield:

$$VR (\%) = 1 - \frac{SD_{CAE \text{ desactivado}}}{SD_{CAE \text{ activado}}} \cdot 100 \quad (\text{Ecuación 2})$$

### Parámetros de adquisición CAE

Se realizó exploración dual: AP y lateral, con el fin de colocar de la mejor manera los maniqués y asegurar la correcta medición y evaluación de las pruebas de control de calidad, así como la optimización de la calidad de imagen. Además, para evitar que los insertos influyeran en los cálculos de modulación de dosis del equipo durante la radiografía, se ubicaron fuera del topograma de localización. Se ejemplifican a continuación los parámetros de adquisición para las 3 pruebas mencionadas anteriormente realizadas a los equipos Philips, en modelos iCT e Incisive, cabe recalcar que solamente se hizo una adquisición con CAE activado y CAE desactivado por protocolo, ya que el equipo contaba con pruebas de dosimetría al día.

**Tabla I.** Parámetros de adquisición para el maniqué PURE-CAE.

Parámetros	Protocolos para adquisición					
	Philips (iCT)			Philips (Incisive)		
	Abdomen	Cervical	Tórax	Abdomen	Cervical	Tórax
Tensión (kV)	120	120	120	120	120	120
Rango mAs	129 a 506	153 a 770	72 a 288	91 a 356	139 a 402	56 a 210
Colimación	128 x 0.625	128 x 0.625	128 x 0.625	64 x 0.625	64 x 0.625	64 x 0.625
FOV (mm)	415	415	415	415	415	415
Desplazamiento (pitch)	0.792	0.549	0.724	1	0.8	1
Tiempo de rotación (s)	0.75	1	0.4	0.75	0.75	0.5
Espesor de Corte (mm)	1	1	2	2	1.5	1
Longitud media exploración (cm)	27.1	27	27	30.51	30.64	30.65

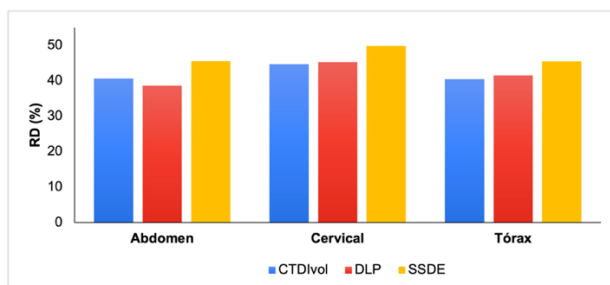
**Tabla II.** Parámetros de adquisición para el maniquí CTDI.

Parámetros	Protocolos para adquisición					
	Philips (iCT)			Philips (Incisive)		
	Abdomen	Cervical	Tórax	Abdomen	Cervical	Tórax
Tensión (kV)	120	120	120	120	120	120
Rango mAs	252 a 409	257 a 574	149 a 232	70 a 252	99 a 432	40 a 171
Colimación	128 x 0.625	128 x 0.625	128 x 0.625	64 x 0.625	64 x 0.625	64 x 0.625
FOV (mm)	330	330	330	330	330	330
Desplazamiento (pitch)	0.792	0.549	0.724	1	0.6	1
Tiempo de rotación (s)	0.75	1	0.4	0.75	1	1
Espesor de Corte (mm)	1	1	2	2	1.5	2
Longitud media exploración (cm)	26	26	26.1	27.44	27.32	27.24

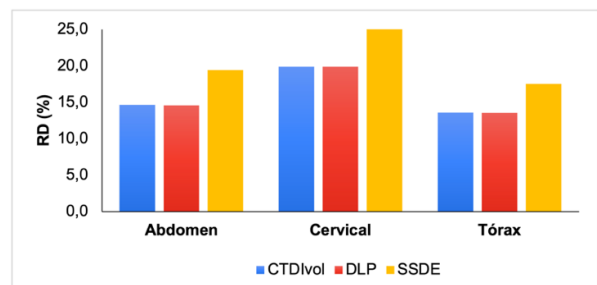
## Discusión y resultados

En la Prueba 1, orientada a la reducción de dosis, no se dispone de parámetros de referencia proporcionados por el fabricante. Por lo tanto, los resultados presentados más adelante se considerarán como valores de referencia para futuras evaluaciones de calidad.

En la **Tabla III** se muestran los resultados de la RD en la prueba 1. En el TC modelo iCT se identificó que la RD fue mayor en el protocolo Cervical, siendo mayor en la SSDE que en los otros DD, en un 50% para el maniquí PURE-CAE (ver **Gráfico I**) y un 26% para el maniquí CTDI (ver **Gráfico II**).



**Gráfico I.** Reducción de dosis – PURE-CAE – iCT.

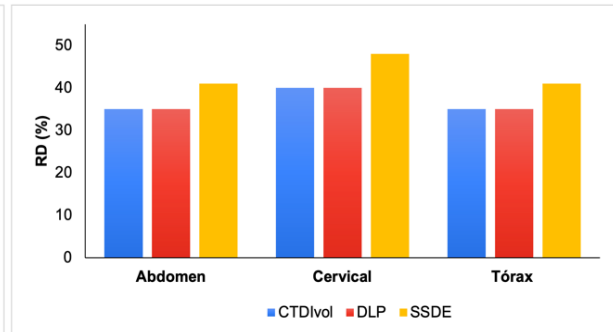
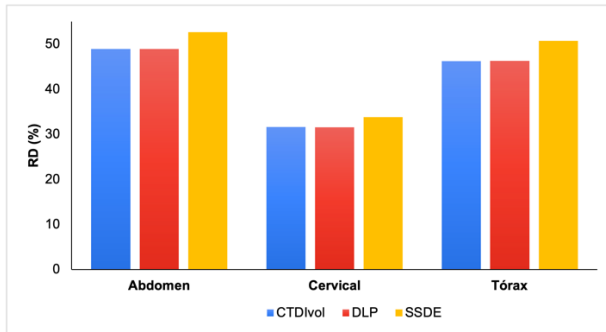


**Gráfico II.** Reducción de dosis – CTDI – iCT.

**Tabla III.** Resultados de reducción de dosis obtenidos para TC iCT con ambos maniqués.

Maniquí	Protocolo	CAE	Índice de dosis	Rango mAs	mAs medio	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	SSDE (mGy)	RD <sub>SSDE</sub> (%)
CTDI	Abdomen	Activado	20	252 a 409	347	21.00	481	29.90	19
		Desactivado	-	-	409	24.60	563	37.10	
	Cervical	Activado	26	257 a 574	462	25.40	532	35.50	26
		Desactivado	-	-	574	31.70	664	47.80	
	Tórax	Activado	18	149 a 232	200	12.10	281	17.40	18
		Desactivado	-	-	232	14.00	325	21.10	
PURE CAE	Abdomen	Activado	20	129 a 506	297	18.10	487	23.20	46
		Desactivado	-	-	506	30.50	793	42.60	
	Cervical	Activado	26	153 a 770	422	23.50	586	29.80	50
		Desactivado	-	-	769	42.50	1071	59.40	
	Tórax	Activado	18	72 a 288	168	10.30	280	13.20	45
		Desactivado	-	-	288	17.30	479	24.20	

En la **Tabla IV** se muestran los resultados de la RD en la prueba 1. Para el TC modelo Incisive se identificó que la RD fue mayor en el protocolo Cervical nuevamente, siendo también mayor en la SSDE, en un 53% para el maniquí PURE-CAE (ver **Gráfico III**) y un 48% para el maniquí CTDI (ver **Gráfico IV**).



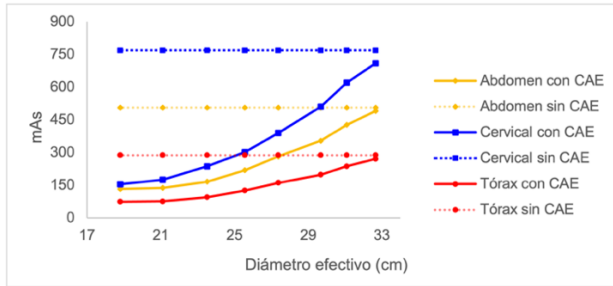
**Gráfico III.** Reducción de dosis – PURE-CAE – Incisive.

**Gráfico IV.** Reducción de dosis – CTDI – Incisive.

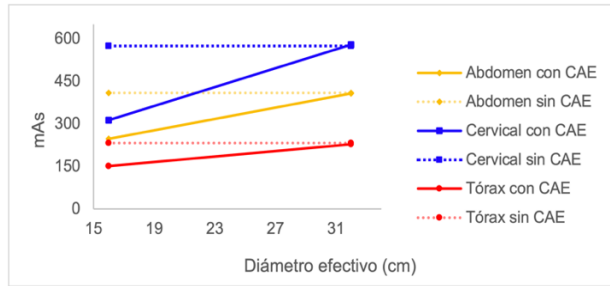
**Tabla IV.** Resultados de reducción de dosis obtenidos para TC Incisive con ambos maniqués.

Maniquí	Protocolo	CAE	Índice de dosis	Rango mAs	mAs medio	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)	SSDE (mGy)	RD <sub>SSDE</sub> (%)
CTDI	Abdomen	Activado	24	70 a 252	164	13.30	282	17.13	41
		Desactivado	-	-	251	20.43	434	288.82	
	Cervical	Activado	27	99 a 432	260	21.11	444	25.87	48
		Desactivado	-	-	431	35.00	736	49.47	
	Tórax	Activado	19	40 a 171	109	8.89	189	11.49	41
		Desactivado	-	-	169	13.78	293	19.55	
PURE CAE	Abdomen	Activado	24	91 a 356	208	16.89	426	19.26	53
		Desactivado	-	-	407	33.08	834	40.69	
	Cervical	Activado	27	139 a 402	255	20.74	523	24.48	34
		Desactivado	-	-	374	30.33	764	37.00	
	Tórax	Activado	19	56 a 210	125	10.15	256	11.35	51
		Desactivado	-	-	232	18.89	477	23.01	

En la **Tabla V y VI** se muestran los resultados de la prueba 2, variación del mAs, se puede observar y comprobar el aumento del mAs para ambos maniqués y en ambos TC, con el CAE activado al aumentar del diámetro efectivo del maniquí, como se esperaba (ver **Gráficos V, VI, VII y VIII**).



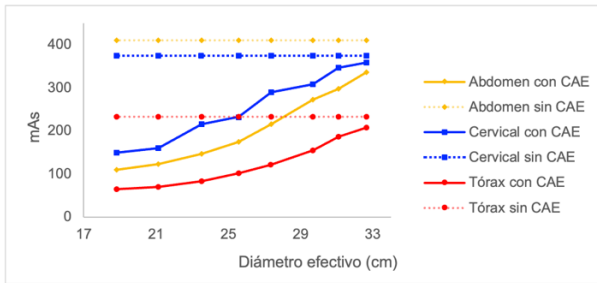
**Gráfico V.** Variación de la carga – PURE-CAE – iCT.



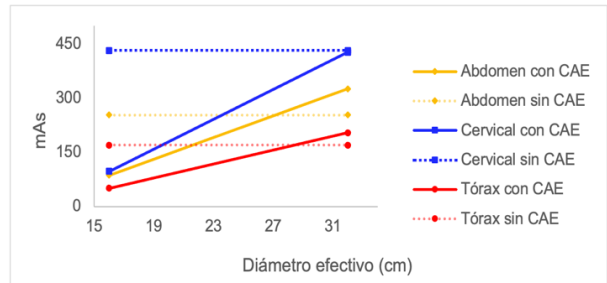
**Gráfico VI.** Variación de la carga – CTDI – iCT.

**Tabla V.** Resultados para modelo iCT por maniquí de la prueba variación del mAs.

Maniquí	Diámetro efectivo (cm)	Abdomen		Cervical		Tórax	
		Activado	Desactivado	Activado	Desactivado	Activado	Desactivado
PURE CAE	19	133	506	155	769	74	288
	21	138		175		76	
	24	166		237		95	
	26	219		302		126	
	27	282		390		161	
	30	354		510		198	
	31	427		621		237	
	33	491		710		271	
CTDI	16	247	409	313	574	151	366
	32	407		579		228	



**Gráfico VII.** Variación de la carga – PURE-CAE – Incisive.



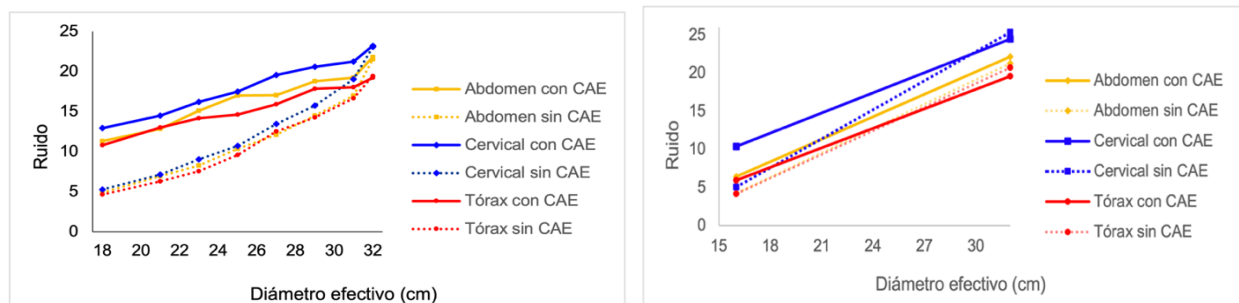
**Gráfico VIII.** Variación de la carga – CTDI – Incisive.

**Tabla VI.** Resultados para modelo Incisive por maniquí de la prueba variación del mAs.

Maniquí	Diámetro efectivo (cm)	Abdomen		Cervical		Tórax	
		Activado	Desactivado	Activado	Desactivado	Activado	Desactivado
PURE CAE	19	110	410	149	374	65	233
	21	123		160		70	
	24	146		216		83	
	26	175		232		101	
	27	215		290		121	
	30	272		308		155	
	31	297		346		186	
	33	336		359		208	
CTDI	16	86	253	97	432	50	170
	32	326		427		204	

En la prueba 3, la calidad de imagen se verifica a través de la desviación estándar (ruido) de los números CT y permite cuantificar cuánto cambia el ruido según el diámetro efectivo, al utilizar el CAE. En la **Tabla VII** y **VIII** se muestran los resultados de la prueba 3.

En el TC modelo iCT, con el maniquí PURE-CAE y los protocolos Cervical, Tórax y Abdomen, la variación de ruido es de 29.0%, 26.5% y 28.2%; respectivamente (ver **Gráfico IX**). Con el maniquí CTDI y los protocolos Cervical, Tórax y Abdomen, la VR es de 12.7%, 2.6% y 10.8%; respectivamente (ver **Gráfico X**). Se observa que para un diámetro efectivo mayor, la imagen se vuelve más ruidosa.



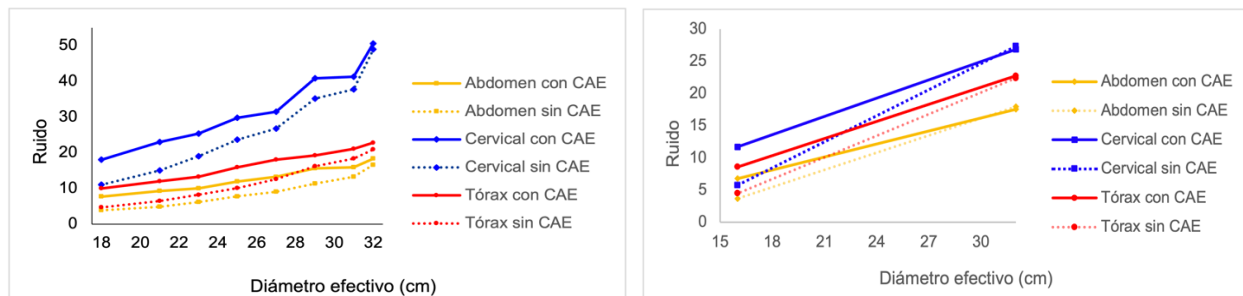
**Gráfico IX.** Calidad de imagen (ruido) – PURE-CAE– iCT. **Gráfico X.** Calidad de imagen (ruido) – CTDI – iCT.

**Tabla VII.** Resultados para modelo iCT por maniquí de la prueba calidad de imagen.

Maniquí	Diámetro efectivo (cm)	SD <sub>prom</sub> abdomen		SD <sub>prom</sub> Cervical		SD <sub>prom</sub> Tórax	
		Activado	Desactivado	Activado	Desactivado	Activado	Desactivado
PURE CAE	19	11.30	4.88	12.92	5.25	10.80	4.62
	21	12.84	6.94	14.48	7.12	13.00	6.28
	24	15.10	8.26	16.18	9.04	14.16	7.54
	26	17.00	10.36	17.48	10.70	14.62	9.58
	27	17.02	12.10	19.56	13.44	15.90	12.5
	30	18.76	14.48	20.58	15.74	17.84	14.24
	31	19.24	16.98	21.24	19.02	18.02	16.64
CTDI	16	6.42	4.22	10.37	5.06	5.92	4.14
	32	22.14	21.24	24.48	25.34	19.58	20.7

En el TC modelo Incisive, con el maniquí PURE-CAE y los protocolos Cervical, Tórax y Abdomen, la variación de ruido es de 16.5%, 26.4% y 28.6%; respectivamente (ver **Gráfico XI**). Con el maniquí CTDI y los protocolos Cervical, Tórax y Abdomen, la VR es de 14.1%, 14.1% y

11.2%; respectivamente (ver **Gráfico XII**). Se observa que para un diámetro efectivo mayor, la imagen se vuelve más ruidosa.



**Gráfico XI.** Calidad de imagen (ruido) – PURE-CAE– Incisive. **Gráfico XII.** Calidad de imagen (ruido) – CTDI – Incisive.

**Tabla VIII.** Resultados para modelo Incisive por maniquí de la prueba calidad de imagen.

Maniquí	Diámetro efectivo (cm)	SD <sub>prom</sub> abdomen		SD <sub>prom</sub> Cervical		SD <sub>prom</sub> Tórax	
		Activado	Desactivado	Activado	Desactivado	Activado	Desactivado
PURE CAE	19	7.70	3.84	18.00	11.00	9.96	4.67
	21	9.26	4.82	23.00	15.02	11.98	6.42
	24	10.00	6.16	25.30	19.00	13.26	8.18
	26	11.88	7.74	29.76	23.62	15.92	10.08
	27	13.20	9.00	31.44	26.72	18.06	12.56
	30	15.60	11.30	40.82	35.16	19.20	16.16
	31	15.90	13.26	41.28	37.70	21.02	18.30
CTDI	16	6.80	3.68	11.70	5.76	8.60	4.50
	32	17.54	17.94	26.84	27.32	22.72	22.38

## Conclusiones

Se ha establecido una metodología que permite verificar el funcionamiento del control automático de exposición en equipos de tomografía computada utilizando maniqués de diferentes diámetros efectivos.

La modulación automática de los TC reguló la corriente del tubo de rayos X en función del tamaño del paciente, lo que aseguró que la dosis suministrada se ajustara al diámetro efectivo del maniquí.

Para la prueba 1, el comportamiento de la reducción de dosis no mostró diferencias significativas entre ambos equipos iCT e Incisive, apuntando a valorizar la utilización de esta metodología para verificar el funcionamiento del CAE.

La metodología empleada para prueba 2 y 3, corresponde con las sugeridas por Asociación Americana de Física Médica (AAPM-TG-233, 2011) y la Sociedad Española de Física Médica (SEFM-SEPR-SERAM, 2021), donde se describen pruebas de variación de mAs y ruido con respecto a espesores del maniqués.

Ambas metodologías fueron efectivas para verificar CAE, pero el maniquí PURE-CAE demostró ser útil al permitir una mejor estimación de la dosis absorbida, simulando mejor las variaciones anatómicas que presentan los pacientes en la realidad. De esta manera, siempre que esté disponible, se recomienda emplear en estas pruebas maniqués de diferentes secciones para validar la eficacia del CAE en los tomógrafos. De no disponer de estos maniqués, entonces se puede utilizar el maniquí CTDI siguiendo la metodología propuesta en este trabajo.

## **Agradecimientos**

Agradezco profundamente al personal de la Maestría en Física Médica de la Universidad Nacional por el camino recorrido en este programa. A mi tutor, por su apoyo, orientación y paciencia durante el desarrollo de este trabajo. Su conocimiento y experiencia han sido fundamentales para la realización de este proyecto. Al servicio de Radiología del Hospital México por estar anuentes a la investigación.

## **Referencias bibliográficas**

1. Söderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography--an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol.* 2010; 51 (6): 625-634. doi: 10.3109/02841851003698206.
2. Organismo Internacional de Energía Atómica. Protocolos de control de calidad para radiodiagnóstico en América latina y el caribe, IAEA-TECDOC-1958. Viena, 2021.

3. International Atomic Energy Agency. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No.19. Vienna, 2012.
4. Sociedad Española de Física Médica, Protección Radiológica, Radiología Médica. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR-SERAM. Madrid, 2011.
5. American Association of Physicists in Medicine Performance. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations, AAPM Report No. 233. 2011.
6. González López, D., Camacho Soto, J.A., Salvador Hernández, L. y Santos Gutiérrez, F. 2023. Comprobación del control automático de exposición en el tomógrafo Canon Aquilion ONE. Acta Médica Costarricense. 65, 2 (ago. 2023), 1–7. doi: <https://doi.org/10.51481/amc.v65i2.1220>.
7. Philips Healthcare. Administración de dosis de paciente, uso de índice de DoseRight. Instrucciones de uso, iCT family. Koninklijke, 2021.
8. Philips Healthcare. Gestión de la dosis, modulación de dosis. Instrucciones de uso, Incisive CT. Koninklijke, 2021.
9. American Association of Physicists in Medicine Performance. Evaluation of Computed Tomography Systems, AAPM Report No. 204. Apr, 2019.
10. Iball GR, Moore AC, Crawford EJ. A routine quality assurance test for CT automatic exposure control systems. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2016; 17. doi: [10.1120/jacmp.v17i4.6165](https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i4.6165).
11. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM, Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. Radiographics. 2006; 26:503-512. doi: [10.1148/rg.262055138](https://doi.org/10.1148/rg.262055138).
12. Palacios M, Carrizales Lila. El Control de Exposición Automático como Prueba Rutinaria del Control de Calidad en Tomografía Computada. Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica, Instituto Venezolana de Investigaciones Científicas. 2018 doi: [10.13140/RG.2.2.14885.96483](https://doi.org/10.13140/RG.2.2.14885.96483).
13. Wood TJ, Moore CS, Stephens A, Saunderson JR, Beavis AW. A practical method to standardize and optimize the Philips DoseRight 2.0 CT automatic exposure control system. J. Radiol. Prot. 2015; 35:495-506. doi: [10.1088/0952-4746/35/3/495](https://doi.org/10.1088/0952-4746/35/3/495).