

UNIVERSIDAD DE CANTABRIA

Facultad de Ciencias

Licenciatura en Física

Trabajo de Fin de Carrera

**OPTIMIZACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA
EN LAS EXPLORACIONES SIMPLES DE
DIAGNÓSTICO POR IMAGEN CON EQUI-
POS DIGITALIZADOS DE RAYOS X ME-
DIANTE EL CONTROL Y EL AJUSTE DEL
CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN**

Pablo Ignacio Domingo Fernández

Tutores: María Isabel Gutiérrez y Manuel Alonso

Febrero-October 2012

ÍNDICE

RESUMEN.....	4
1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	5
2. RAYOS X DE USO MÉDICO.....	7
2.1 Producción de rayos X.....	7
2.1.a Radiación de frenado y característica.....	7
2.1.b Equipo generador de rayos X.....	9
2.1.c Otros elementos.....	12
2.1.d Parámetros que determinan el haz de rayos X.....	13
2.2 Interacción de los rayos X con la materia.....	14
2.3 Magnitudes y unidades dosimétricas.....	15
2.4 Garantía y control de calidad en radiodiagnóstico.....	18
3. MATERIAL Y MÉTODO.....	19
3.1 Material.....	19
3.1.a Equipos de rayos X.....	19
3.1.b Sistema CR.....	21
3.1.c Maniquí dosimétrico de láminas de PMMA.....	21
3.1.d Sistema de control no invasivo.....	22
3.1.e Dosímetro de estado sólido.....	23
3.1.f Programa informático.....	23
3.2 Procedimiento experimental.....	24
4. RESULTADOS EXPERIMENTALES Y ANÁLISIS.....	27
4.1 Ajuste y homogeneidad de las cámaras.....	27
4.2 Compensación.....	28
4.2.a Tensión.....	28
4.2.b Espesor.....	29
4.3 Repetibilidad.....	30
5. CONCLUSIONES.....	32
6. BIBLIOGRAFÍA.....	33
7. ANEXOS.....	38
7.1 Ejemplo de informe de control de calidad.....	38

RESUMEN

El ser humano está sometido a una radiación natural de origen cósmico y terrestre, que varía en función de la localización geográfica. La utilización de las radiaciones ionizantes en el campo de la medicina, en este orden de importancia, constituye la segunda fuente de exposición de los seres humanos.

Las dos aplicaciones básicas de las radiaciones ionizantes en el campo médico son: diagnóstico y terapia. Para el **diagnóstico** se emplean radiaciones (rayos X) o materiales radiactivos que se aplican sobre la persona (técnicas “in vivo”) o en el laboratorio sobre una muestra para análisis clínicos (técnicas “in vitro”). Para **terapia** se utilizan los rayos X, rayos gamma o haces de partículas cargadas. Estas radiaciones pueden proceder de una fuente externa al paciente, de una fuente encapsulada incorporada temporalmente al paciente o de una fuente no encapsulada que es incorporada metabólicamente al paciente hasta su desaparición por desintegración radiactiva y eliminación por medios biológicos naturales.

Las diferentes aplicaciones médicas se utilizan con más o menos frecuencia en función del nivel de desarrollo que han alcanzado las técnicas sanitarias de cada país. En cualquier caso, son los equipos de rayos X para diagnóstico médico los que más amplia difusión tienen en todos los países. La dosis que recibe la población a causa de la utilización del radiodiagnóstico es mayor que la atribuible a cualquier otro tipo de aplicación médica o de cualquier otra actividad humana y, en los países desarrollados, del orden de la debida al fondo natural.

Los equipos de rayos X actuales disponen de selectores precisos y de sistemas de control para que el personal que los utiliza elija la técnica adecuada que dé lugar a una imagen de calidad con una dosis tan baja como razonablemente sea posible. Se ha observado una gran disparidad en los valores de las dosis impartidas a los pacientes entre unos hospitales y otros e incluso entre distintas salas de un mismo hospital.

El objetivo de este trabajo, es optimizar las dosis impartidas a los pacientes, mediante el control de calidad y el ajuste del control automático de exposición en los equipos digitalizados de rayos X, comprobando que su uso proporciona ventajas.

En la primera parte se describen los conceptos de radiación electromagnética, radiación ionizante, interacción de la radiación ionizante con la materia, así como las magnitudes y las unidades dosimétricas. También se analiza la producción de rayos X y se describen los equipos de radiodiagnóstico utilizados. Más adelante, se describe el material empleado y el procedimiento experimental de medida de los parámetros relacionados con el control automático de exposición. En la tercera parte, se analizan los resultados obtenidos con el fin de cuantificar el estado del control automático de exposición.

Finalmente, se recogen las conclusiones derivadas del estudio realizado, destacando la influencia, en las dosis impartidas a los pacientes, de un ajuste adecuado del control automático de exposición y de su uso habitual en la obtención de las imágenes diagnósticas.

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Llamamos radiación ionizante a cualquier tipo de radiación capaz de arrancar un electrón de su órbita al interactuar con un átomo. Al interactuar un haz de radiación ionizante con un tejido biológico se forman iones positivos y electrones libres. El comportamiento de estos últimos es distinto del que tenían cuando se encontraban ligados al átomo. La ionización altera la composición y los procesos químicos de las células vivas.

Las sustancias radiactivas emiten radiaciones en forma de partículas cargadas llamadas partículas alfa y beta y también en forma de radiaciones electromagnéticas llamadas rayos gamma. La naturaleza de estos últimos es idéntica a la de los rayos X.

La intensidad de la radiación ionizante de origen natural es muy variable, y depende del contenido en minerales del suelo, así como su elevación respecto al nivel del mar. Como resultado del desarrollo científico y tecnológico, la exposición a radiación ionizante se ha incrementado debido a su creciente uso en Medicina.

La radiación ionizante, por su propia naturaleza, produce daños en los seres vivos. Desde el descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895 y de la radiactividad por Becquerel, en 1896, los conocimientos sobre los efectos han ido avanzando a la par que los estudios sobre las propias radiaciones y sobre la esencia de la materia misma, no siempre sin episodios desgraciados.

El propio Becquerel sufrió daños en la piel causados por la radiación de un frasco de radio que guardó en su bolsillo. Marie Curie, merecedora en dos ocasiones del Premio Nobel por sus investigaciones sobre las propiedades de las sustancias radiactivas, falleció víctima de leucemia, sin duda a causa de su exposición a la radiación. Más de 300 de los primeros trabajadores en este campo murieron a causa de las dosis recibidas, con casos significativos como el de los pintores que dibujaban con sales de radio los números en las esferas luminosas de los relojes y mirillas de cañones, afinando el pincel con la boca, que en su mayoría desarrollaron cáncer de mandíbula. El empleo de la bomba atómica en Hiroshima y Nagasaki produjo la irradiación de las poblaciones supervivientes a la explosión, con secuelas que aún continúan siendo estudiadas y son fuente de valiosa información acerca de los efectos biológicos producidos por la radiación a largo plazo.

La utilización de las radiaciones en medicina, con fines terapéuticos o de diagnóstico, constituye sin duda uno de los aspectos más destacados del beneficio que éstas suponen para la Humanidad, pero en su desarrollo también se causaron exposiciones a los pacientes, que en la actualidad serían injustificables, provocando en ciertos casos daños atribuibles a la radiación recibida.

Toda esa experiencia negativa sin duda ha ido creando en el subconsciente colectivo una idea deformada sobre la radiación y la radiactividad, que se perciben como intrínsecamente peligrosas, con independencia del tipo de radiación, de la cantidad recibida o del motivo por el que se reciba. Además, a nivel popular, suele desconocerse que radiación y radiactividad forman parte de la Naturaleza y de nuestro propio cuerpo, siendo vistas en general como un nefasto invento del Hombre.

A partir de experimentos realizados por el hombre, existen evidencias de que la radiación ionizante puede dar lugar a mutaciones genéticas. No obstante, la exposición a radiación es algo continuo y natural, pues ésta llega a nosotros a través de rayos cósmicos, materiales radiactivos de la corteza terrestre e incluso a través de los alimentos.

Como ya hemos comentado, no tardaron en detectarse daños biológicos entre radiólogos y personas que manipulaban sustancias radiactivas, pero no fue hasta el año 1921 cuando surgieron las primeras recomendaciones autorizadas sobre la adopción de medidas de protección y uso. Una década después se fijaron los niveles de exposición a la radiación máximos permisibles. Dichos valores han ido cambiando con el tiempo a medida que el avance científico permitía variarlos a niveles aconsejables. La aceptación de dichos niveles y de las precauciones correspondientes ha conducido a un descenso de las lesiones producidas por radiación, a pesar de que el empleo de rayos X y producción de sustancias radiactivas artificiales se produce en cantidades elevadas.

Con el fin de reducir, en lo posible, las dosis impartidas a los pacientes, en los equipos de rayos X para diagnóstico médico se han introducido nuevos mecanismos de seguridad y perfeccionando los existentes. Uno de estos mecanismos, el control automático de exposición, permite que el operador no tenga que utilizar técnicas manuales, con lo que se eliminan los errores en las técnicas empleadas, y que la dosis de radiación que reciba el paciente sea la mínima compatible con la obtención de la imagen diagnóstica.

Además, y de acuerdo con el desarrollo de la tecnología de la imagen, se ha abandonado la radiología analógica (la imagen radiográfica se obtenía mediante el empleo del conjunto placa-pantalla y la reveladora) y se ha implantado la radiología digital. En esta, la imagen se puede obtener por dos vías:

- Digitalizando imágenes de un equipo de rayos X analógico existente mediante la utilización de una lámina fosforescente y un lector. Se conoce con el nombre de radiografía computarizada (CR).
- Directamente en un equipo de rayos X digital, utilizando un detector electrónico de panel plano. Se denomina habitualmente radiografía digital (DR).

En la actualidad, los equipos más habituales son los que usan la tecnología CR, pues permiten seguir utilizando los equipos de rayos X que funcionaban con placa-pantalla y esto supone un enorme ahorro a los centros sanitarios que no se ven obligados a realizar una enorme inversión inicial.

El objetivo que se persigue, en el desarrollo de este trabajo, es optimizar las dosis impartidas a los pacientes, mediante el control de calidad y el ajuste del control automático de exposición en los equipos de rayos X que utilizan la tecnología CR, comprobando que su uso sigue proporcionando ventajas, ya que, en estos equipos, este dispositivo se diseñó para la obtención de imágenes analógicas.

En la primera parte se describen los conceptos de radiación electromagnética, radiación ionizante, interacción de la radiación ionizante con la materia, así como las magnitudes y las unidades dosimétricas. También se analiza la producción de rayos X y se describen los equipos de radiodiagnóstico utilizados.

A continuación, se describe el material empleado y el procedimiento experimental de medida de los parámetros relacionados con el control automático de exposición.

En la tercera parte, se analizan los resultados obtenidos con el fin de cuantificar el estado del control automático de exposición.

Finalmente, se recogen las conclusiones extraídas a partir del estudio realizado, destacando la influencia, en las dosis impartidas a los pacientes, de un ajuste adecuado del control automático de exposición y de su uso habitual en la obtención de las imágenes diagnósticas.

2. RAYOS X DE USO MÉDICO

La emisión de radiación electromagnética es consecuencia del movimiento de partículas cargadas, o de corriente eléctrica variable, que produce campos eléctricos y magnéticos que varían con el tiempo y que se propagan a través del espacio a la velocidad de la luz. Constituyen las llamadas ondas electromagnéticas.

Las ondas electromagnéticas se caracterizan por su longitud de onda o su frecuencia f . Este conjunto de radiaciones electromagnéticas constituye un espectro continuo de frecuencias (Figura 1) conocido como espectro electromagnético.

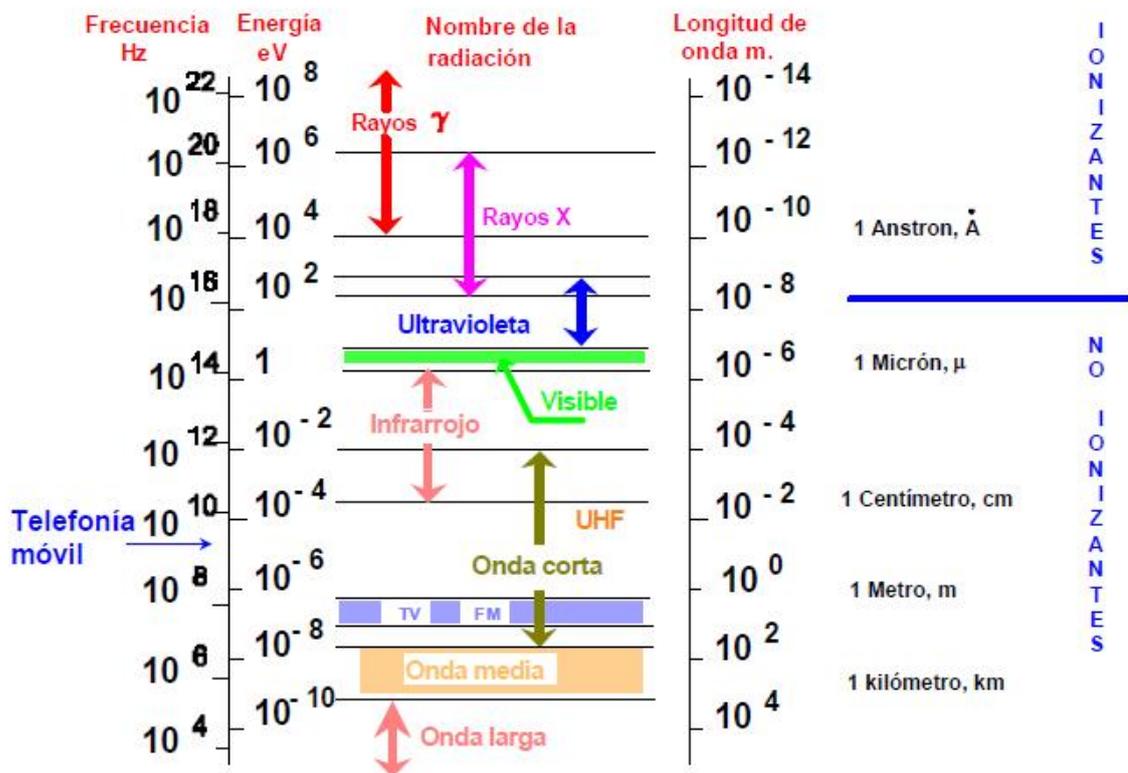


Figura 1: Espectro electromagnético.

2.1 PRODUCCIÓN DE RAYOS X

2.1.a Radiación de frenado y característica

Los rayos X utilizados con fines de diagnóstico médico, son generados, a partir de fenómenos de interacción de los electrones con los átomos, que producen radiación de frenado y radiación característica.

Los electrones acelerados que pasan cerca de los núcleos atómicos, ven su trayectoria desviada debido a la presencia del campo eléctrico de los núcleos. Como consecuencia de este fenómeno, los electrones pierden energía cinética, que transforman en radiación "bremsstrahlung" o de frenado (ver Figura 2).

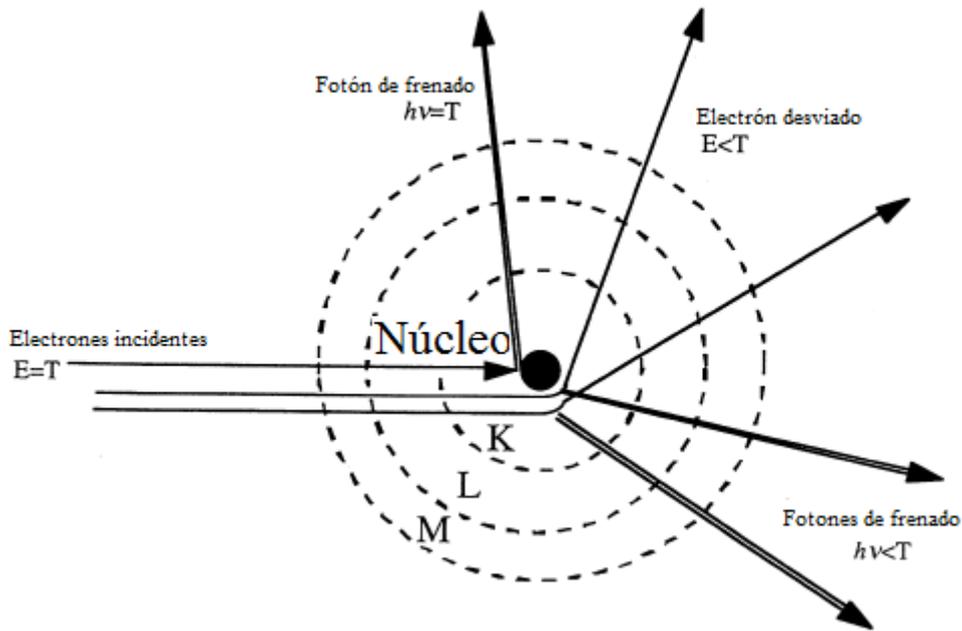


Figura 2: Emisión de radiación de frenado.

Por otro lado, la radiación característica se produce porque algunos de los electrones acelerados interactúan con los electrones de las capas más próximas al núcleo (ver Figura 3), excitando a estos electrones y expulsándolos del átomo, dejando un hueco. Un electrón de una capa superior desciende para ocupar el hueco y emite un fotón cuya energía es equivalente a la diferencia de energía entre los dos niveles. La energía de enlace de los electrones a sus capas es característica de cada sustancia y, por lo tanto, también la energía de la radiación característica generada.

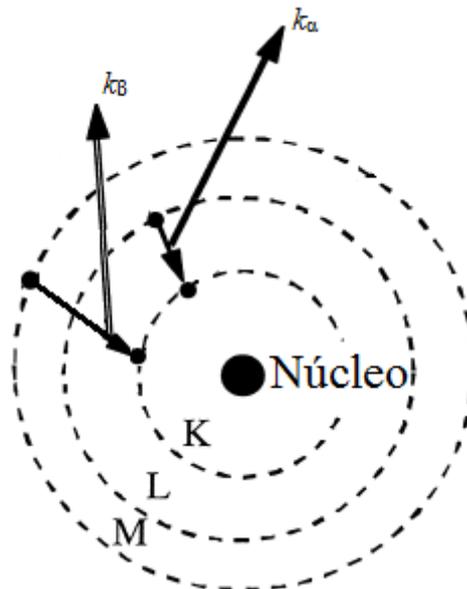


Figura 3: Emisión de rayos X característica.

El espectro de emisión de rayos X (Figura 4) queda descrito entonces por una parte continua debida a la radiación de frenado, y una discreta debido a la radiación característica.

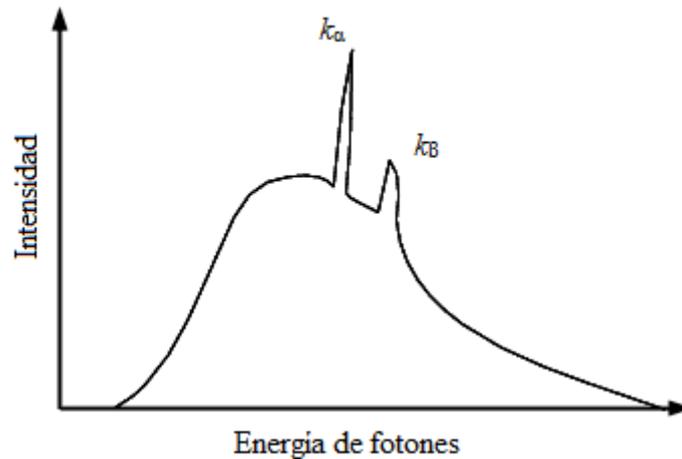


Figura 4: Espectro de producción de rayos X.

2.1.b Equipo generador de rayos X

El equipo generador de rayos X tiene como principal función producir un flujo de electrones de intensidad suficiente como para originar un haz de rayos X con la cantidad y calidad deseadas.

Cualquier equipo generador de rayos X, con independencia de su diseño, consta de cuatro partes principales: el tubo de rayos X, la consola de control, la sección de alta tensión o generador y el sistema de limitación del haz.

Tubo de rayos X

Es un componente inaccesible para el operador pues está contenido en una carcasa protectora.

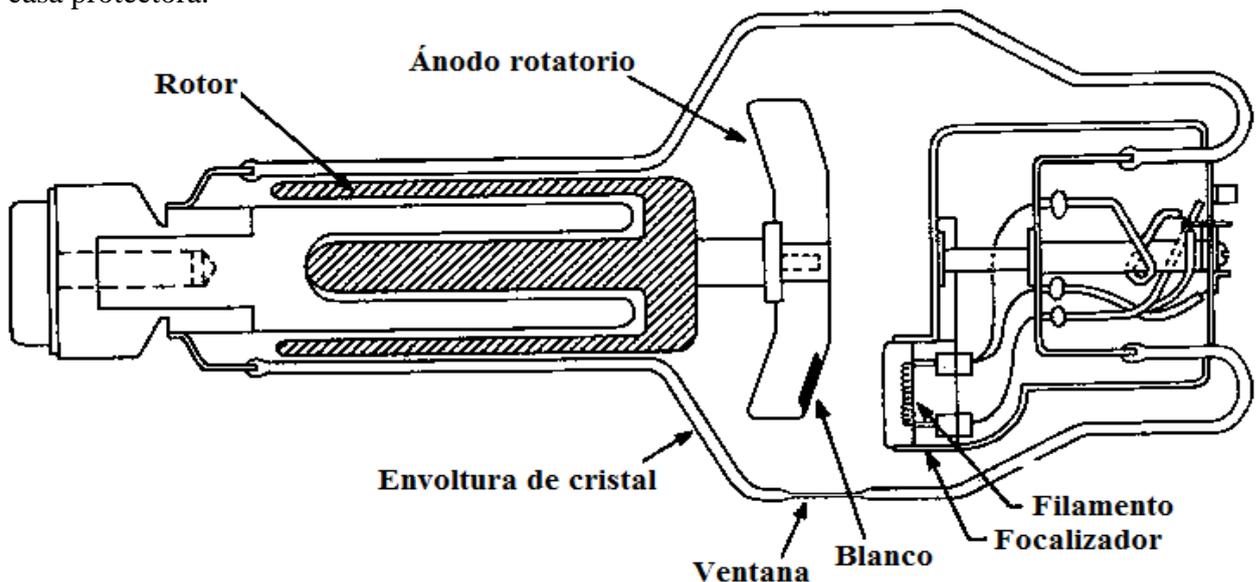


Figura 5: Esquema de un tubo de rayos X.

Las partes principales de un tubo de rayos X son un ánodo y un cátodo (filamento), como se muestra en las Figuras 5 y 6, que se encuentran en el interior de una envoltura de cristal al vacío. Por el cátodo, parte negativa del tubo de rayos X, se hace circular una corriente, haciendo que se caliente. Cuando la corriente que atraviesa el filamento es lo bastante intensa, los electrones menos ligados se liberan por efecto termoiónico. Debido a una diferencia de potencial establecida entre ánodo y cátodo, los electrones liberados en el filamento, son fuertemente atraídos por la parte positiva del tubo de rayos X, el ánodo. Cuando los electrones colisionan con el ánodo, dan lugar a calor y, en menor medida, radiación de frenado y radiación característica.

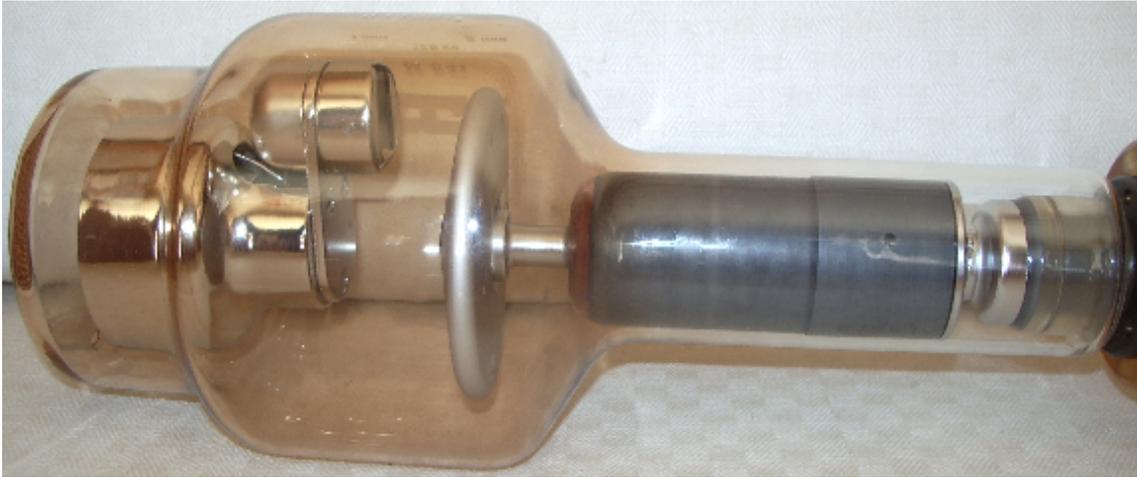


Figura 6: Tubo de rayos X.

En general, la energía de los rayos X aumentará al aumentar la diferencia de potencial que establecíamos entre ánodo y cátodo, mientras que el número de fotones aumentará al aumentar la corriente que circula por el filamento del tubo de rayos X, pues ello conlleva más emisión termoiónica.

Por otro lado, el focalizador es un refuerzo metálico ligado al cátodo. Éste está cargado negativamente, de forma que, al emitirse electrones del filamento, el focalizador consigue canalizarlos al ánodo mediante repulsión electrostática.

Existen fundamentalmente dos tipos de ánodos: estacionarios y rotatorios. Los tubos de rayos X con ánodo estacionario se utilizan en unidades destinadas a fines que no requieren de gran potencia e intensidad, como por ejemplo, aparatos de odontología. El resto, utilizan ánodo rotatorio. Además, normalmente, el ánodo suele ser tungsteno debido a su alta temperatura de fusión.

El ánodo recibe los electrones emitidos por el cátodo, proporciona soporte mecánico al blanco, y al ser rotatorio, hace que los electrones acelerados no incidan siempre en la misma área del blanco, evitando que éste se sobrecaliente de forma innecesaria (el 99% de la energía del haz de electrones se convierte en calor).

Consola del operador

La consola del operador es la parte del equipo de rayos X más familiar para un operador, pues es la sección que le permite controlar la tensión de pico, la corriente y el

tiempo de exposición, de forma que el haz útil tenga la intensidad y capacidad de penetración apropiadas para realizar el diagnóstico.

Generador de alta tensión

La sección de alta tensión es la parte que se encarga de convertir la baja tensión facilitada por la compañía eléctrica en una alta tensión con la forma de onda apropiada. Esta sección suele ubicarse en un gran tanque metálico apartado (ver Figura 7), en la sala de exploración. La sección de alta tensión consta de tres partes principales: transformador elevador de alta tensión, transformador de filamento y rectificadores; todos estos componentes están sumergidos en aceite con fines de aislamiento.

Sistema de limitación del haz

El tamaño del haz de radiación permitido por la ventana del tubo puede ser muy superior a la zona de interés radiológico. Esto tiene una serie de inconvenientes ya que cuanto mayor sea el tamaño del campo de radiación:

- Mayor cantidad de fotones dispersos se producen en la interacción de los rayos X con el paciente, que al llegar al receptor de imagen, degradan la calidad de la imagen obtenida.
- Aumenta la dosis al personal de operación por el aumento de los fotones dispersos.
- Se irradian, sin necesidad, zonas del paciente sin interés clínico.

Por ello, todos los equipos de rayos X llevan unido a la coraza un dispositivo que permite limitar el tamaño del campo de radiación a la zona de interés radiológico. Estos limitadores pueden ser fijos (conos y cilindros) o móviles (colimadores).

Los colimadores móviles (Figura 8) disponen, en la mayoría de los equipos, de un haz luminoso que permite simular el campo de radiación facilitando el centrado y la reducción del tamaño del campo de radiación a la zona de interés.



Figura 7: Generador de alta tensión.



Figura 8: Tubo generador de rayos X sobre un colimador móvil.

2.1.c Otros elementos

Para la obtención de la imagen diagnóstica, además del equipo generador de rayos X, se requieren otros dispositivos. Dentro de los diversos dispositivos auxiliares, queremos destacar las parrillas antidifusoras, por su importancia en la calidad de la imagen y el control automático de exposición, objeto principal de este estudio, por su importancia en la dosis impartida al paciente.

Parrillas antidifusoras

Incluso aunque el tamaño del campo sea el correcto, al receptor de imagen llega radiación dispersa que hace disminuir el contraste en la imagen. Para disminuir aún más la cantidad de radiación dispersa que llega al receptor de imagen se coloca entre el sistema de imagen y el paciente una parrilla antidifusora (ver Figura 9). Ésta consiste en unas láminas de plomo entre las cuales hay un material menos absorbente. Las láminas van orientadas de forma que absorben buena parte de la radiación dispersa.

La utilización de parrilla antidifusora supone un aumento de dosis al paciente en un factor del orden de 2.5 a 3.5. Esto es debido a que, además de absorber la radiación dispersa, una parrilla absorbe también una parte de la radiación directa haciendo necesario compensar esta absorción para que el receptor de imagen reciba la exposición necesaria.

Los equipos fijos de rayos X suelen llevar parrillas focalizadas en las que sus láminas convergen hacia una línea de forma que la radiación directa es paralela a ellas. Esta focalización exige que el foco del tubo se coloque muy próximo a esta línea y bien centrado para que no se produzca una sombra de las láminas en la imagen que obligue a aumentar la dosis.



Figura 9: Parrilla antidifusora.

Control automático de exposición

Es un dispositivo cuya finalidad es medir la cantidad de radiación que llega al receptor de imagen y detener automáticamente la irradiación cuando la cantidad de radiación ha alcanzado un valor suficiente. Será analizado en detalle más adelante.

2.1.d Parámetros que determinan el haz de rayos X

Los factores que modifican el espectro del haz de fotones que se produce en un tubo de rayos X son:

Carga

Para una tensión dada, la intensidad de los rayos X es directamente proporcional a la carga.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{Q_1}{Q_2} \quad (1)$$

Tensión

A igualdad de carga, la intensidad de los rayos X es, aproximadamente, proporcional al cuadrado de la tensión, es decir:

$$\frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{V_1}{V_2} \right)^2 \quad (2)$$

La técnica de rayos X debe seleccionarse entre un rango relativamente estrecho de valores, de 40 kVp a 150 kVp para diagnóstico.

Distancia

La intensidad de la radiación varía inversamente con el cuadrado de la distancia. Esta relación es conocida como ley del inverso del cuadrado.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{r_2^2}{r_1^2} \quad (3)$$

Esta ley es válida y aplicable a los rayos X, salvo para distancias muy grandes, donde interviene la atenuación del aire.

Filtración

Los equipos de rayos X tienen filtros metálicos cuya finalidad es reducir el número de fotones de baja energía que llegan al paciente, ya que dichos fotones no contribuyen a la calidad diagnóstica, pues no son lo suficientemente penetrantes como para llegar al receptor de imagen, de tal manera que dan lugar a una dosis innecesaria en la superficie del paciente.

2.2 INTERACCIÓN DE LOS RAYOS X CON LA MATERIA

En el rango de energía de los fotones de rayos X para diagnóstico médico tienen lugar, básicamente, los fenómenos de interacción con la materia que se explican a continuación.

Efecto fotoeléctrico

Los rayos X en el rango del diagnóstico pueden experimentar interacción con los electrones de las capas internas de los átomos, de manera que los fotones no se dispersan sino que son totalmente absorbidos produciendo la liberación de un electrón. Este proceso, esquematizado en la Figura 10, se denomina efecto fotoeléctrico.

El electrón liberado del átomo, también conocido como fotoelectrón, escapa con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de ligadura del electrón al átomo.

Desde el punto de vista de la imagen diagnóstica, el efecto fotoeléctrico es deseable porque mejora el contraste radiográfico, debido a la absorción de radiación X.

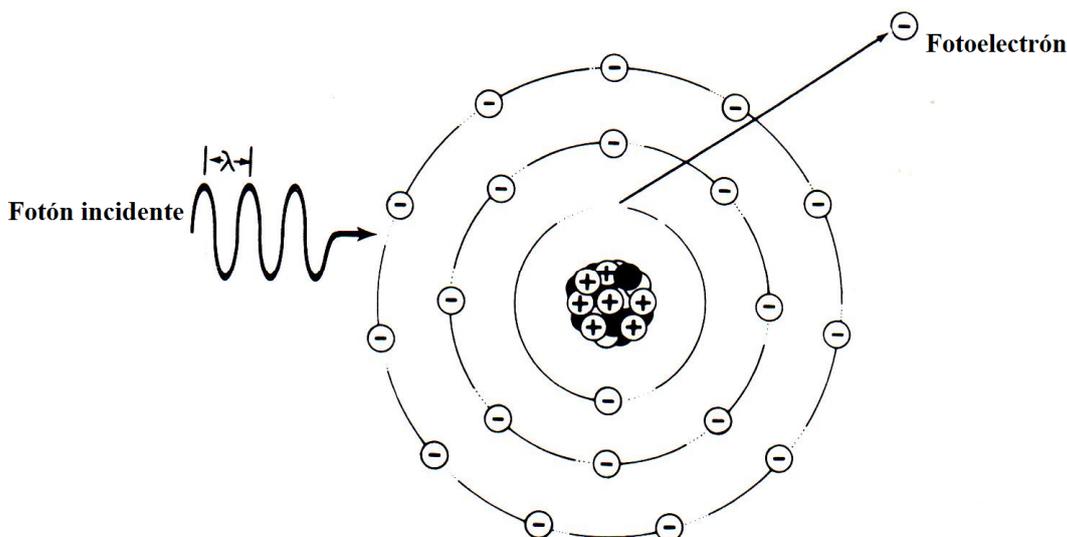


Figura 10: Efecto fotoeléctrico.

Efecto Compton

Los rayos X pueden experimentar, también, una interacción con los electrones de las capas externas de los átomos, que no solo dispersan el fotón, sino que reduce su energía e ionizan el átomo. Esta interacción, que se muestra en la Figura 11, es denominada efecto Compton.

En el proceso, un fotón incidente ioniza un átomo, liberando a un electrón de sus capas externas, y desviándose de su trayectoria inicial, con menor energía.

La energía del fotón que ha experimentado efecto Compton es igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la cedida al electrón liberado.

Desde el punto de vista de la imagen diagnóstica, el efecto Compton no es deseable porque la radiación dispersada empeora el contraste radiográfico.

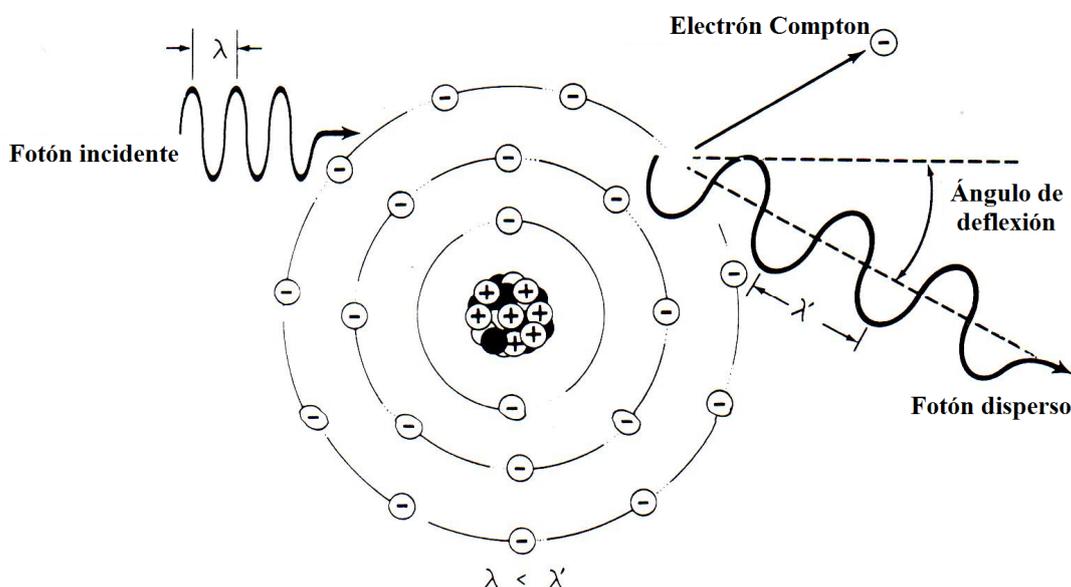


Figura 11: Efecto Compton.

2.3 MAGNITUDES Y UNIDADES DOSIMÉTRICAS

En 1925, debido a la necesidad de establecer normas de protección contra los efectos biológicos perjudiciales de las radiaciones ionizantes, se crea la "International Commission on Radiation Units and Measurements" (I.C.R.U.), organismo que se ocupa de hacer recomendaciones sobre las magnitudes y unidades de radiación y radiactividad, así como de los procedimientos para la medida y aplicación de estas magnitudes en radiología clínica y radiobiología y de los datos físicos necesarios para la aplicación de estos procedimientos.

Entre 1953 y 1962, la I.C.R.U. presentó las definiciones de dosis absorbida, exposición, actividad y dosis equivalente y sus correspondientes unidades: el rad, el röntgen, el curio y el rem.

Finalmente, en 1975, adoptó como unidades del S.I. en dosimetría biomédica, el Bequerelio (actividad) y el Gray (dosis absorbida). El Sievert (dosis equivalente) fue propuesto más adelante, en 1977.

Exposición (X), de un haz de fotones

Representa la variación dQ/dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en el aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones de radiación X en un elemento de volumen, de masa dm , se han parado por completo en el seno del aire.

La unidad de exposición en el Sistema Internacional es el culombio/kilogramo ($C \cdot kg^{-1}$).

Dosis absorbida, (D)

Se define como la variación dE/dm , donde dE es la energía media impartida por la radiación en un elemento de masa dm de cualquier material.

La unidad de dosis absorbida en el Sistema Internacional es el gray (Gy) o julio/kilogramo ($J \cdot kg^{-1}$).

La dosis absorbida, se define para cada punto del material irradiado. Por tanto, cuando se habla de la dosis en un órgano o tejido se supone que nos referimos al valor promedio.

La dosis absorbida D y la exposición X se relacionan a través del factor f tabulado para las distintas energías de los fotones en los distintos medios materiales. Para un medio absorbente se tiene:

$$D = f \cdot X \quad (4)$$

En la Tabla 1 se muestra los valores del factor f para distintos materiales y fotones de diferentes energías.

Tabla 1: Valor del factor f para distintas energías de fotones y distintos materiales absorbentes.

Energía (keV)	Material	Factor f
10	Aire	0.869
	Agua	0.91
	Músculo	0.93
	Hueso	3.5
100	Aire	0.869
	Agua	0.95
	Músculo	0.95
	Hueso	1.5

Dosis equivalente, (H)

Como la dosis absorbida D por un tejido no determina el efecto biológico resultante, ya que los efectos de la radiación sobre las personas no dependen solo de la dosis absorbida sino, también, del tipo y la energía de la radiación considerada, se introduce el concepto de dosis equivalente H .

La dosis equivalente H se define como:

$$H = D \cdot W_R \quad (5)$$

Donde D es la dosis absorbida y W_R es el factor de ponderación de la radiación. La unidad de dosis equivalente en el Sistema Internacional es el sievert (Sv) o julio/kilogramo ($J \cdot kg^{-1}$).

El factor de ponderación de la radiación W_R , es una constante adimensional, característica de cada tipo de radiación, que depende de la transferencia lineal de energía

LET (energía cedida al medio por unidad de recorrido) y de la densidad de ionización (número de iones por unidad de longitud que produce el haz de radiación a lo largo de su recorrido). En la Tabla 2 aparecen los valores del factor de ponderación para distintos tipos de radiaciones y partículas.

Tabla 2: Valores del factor de ponderación.

Tipo de radiación	Rango de energía	W_R (RPSRI 2001)	W_R (ICRP 103)
Fotones (X, γ)	Todas	1	1
Electrones y muones	Todas	1	1
Neutrones	>10 keV	5	Diferentes ecuaciones según las energías
	>10 keV a 100 keV	10	
	>100 keV a 2 MeV	20	
	>2 MeV a 20 MeV	10	
	>20 MeV	5	
Protones	>2 MeV	5	5
Partículas α , fragmentos de fisión, núcleos pesados	Todas	20	20

Las dos columnas con valores del factor de ponderación W_R que se muestran en la Tabla 2, corresponden a los indicados en el Reglamento Sobre Protección Sanitaria Contra Radiaciones Ionizantes [7], que son los que se encuentran en vigor, actualmente, en España, y los propuestos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica en sus últimas recomendaciones de 2007, ICRP 103 [12].

La dosis equivalente H se define también para cada punto del material irradiado, como en el caso de la dosis absorbida. Por tanto, cuando se habla de la dosis equivalente en un órgano o tejido, nos referimos siempre al valor promedio:

$$H_T = \sum W_R \cdot D_{T,R} \quad (6)$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promediada sobre el órgano o tejido T debida a la radiación R .

Dosis efectiva, (E)

Debido a que cada tejido tiene su propia susceptibilidad para la radiación, la ICRP (ICRP, 1977) [10] recomendó que se igualase el riesgo total para una irradiación no uniforme del cuerpo con el riesgo producido por una irradiación uniforme. Para ello se introduce una magnitud llamada dosis efectiva E , que es la suma ponderada de las dosis equivalentes recibidas en distintos órganos. Su valor viene expresado por:

$$E = \sum W_T \cdot H_T \quad (7)$$

El factor de ponderación W_T representa la proporción de riesgo que se debe al órgano T , dentro del riesgo total cuando el cuerpo se irradia uniformemente. Sus valores para diversos órganos se indican en la Tabla 3.

Tabla 3: Factores de ponderación [12] para distintos órganos.

Tejido	W_T	$\sum W_T$
Gónadas	0.20	0.20
Médula ósea (roja), colon, pulmón, estómago,	0.12	0.48
mama, hígado, vejiga, esófago, tiroides	0.05	0.25
Superficie ósea, piel	0.01	0.02
Resto del organismo	0.05	0.05
<i>Total: Organismo entero</i>		1.00

2.4 GARANTÍA Y CONTROL DE CALIDAD

Se define **garantía de calidad**, en general para cualquier proceso, sistema, etc., como el “Conjunto de acciones planificadas y sistemáticas necesarias para proporcionar la confianza adecuada de que una estructura, sistema, componente o procedimiento, rendirá satisfactoriamente cuando esté en servicio.” [10]

En radiodiagnóstico, la garantía de calidad se enfoca a conseguir la optimización de imágenes radiológicas, la protección radiológica del paciente y a minimizar las dosis recibidas por los trabajadores expuestos y el público, tanto como razonablemente pueda conseguirse.

Por otro lado, se define **control de calidad**, también en general, como el “Conjunto de operaciones (programación, coordinación y realización) pensadas para mantener o mejorar la calidad.” [10]

En radiodiagnóstico, el control de calidad debe ser capaz de detectar posibles cambios en la calidad de la imagen que puedan afectar al diagnóstico o a la dosis que reciben los pacientes, antes de que sean significativos.

No hay que confundir ambos conceptos. La garantía de calidad presenta unas características de globalidad y continuidad que no tiene el control de calidad, que consiste en la serie de pruebas oportunas para comprobar y corregir si existen desviaciones. El control de calidad es una parte de la garantía de calidad.

Desde que se decide captar una estructura anatómica, pidiendo una determinada exploración, hasta que se realiza el diagnóstico sobre la imagen se realiza un complejo trabajo en el que intervienen diferentes procesos físicos, equipos y especialistas, todos ellos relacionados entre sí. Si se produce algún fallo en alguno de estos elementos, tendremos un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la cantidad de radiación que reciba el paciente. Es preciso, por tanto, que los requisitos respecto a la imagen, las dosis y los costes se cumplan de forma continuada, para lo que será necesario realizar una serie de controles de calidad periódicamente.

En estos controles, se miden los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos y, en ocasiones, se trata de medidas relativas en las que se comparan los valores obtenidos con los de referencia iniciales. En cualquier caso, el objetivo es comprobar si se observan desviaciones fuera de las tolerancias establecidas.

En el caso particular que analizamos en este trabajo, exploraciones simples de radiodiagnóstico en equipos digitalizados, el objetivo del control de calidad es obtener información sobre el funcionamiento de los equipos y, en concreto, sobre el control automático de exposición.

En la tabla siguiente se presentan los parámetros a controlar y sus tolerancias, aplicables al control automático de exposición, tal y como establece el procedimiento de especificaciones generales [] del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario “Marqués de Valdecilla, basado, a su vez, en la revisión 2011 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [].

Tabla 4: Control automático exposición en sistemas de radiografía computarizada

Parámetro	Tolerancia
Ajuste del CAE para la posición central del selector	Para todas las cámaras seleccionadas individualmente, la dosis en el receptor de imagen con 80 kV y 20 cm de PMMA, debe de estar entre 2.7 y 4.0 μ Gy
Homogeneidad entre las cámaras	La máxima diferencia entre las dosis suministradas al receptor al seleccionar cualquiera de ellas ha de ser del 20 %
Compensación del CAE para distintos espesores (entre 10 y 30 cm de PMMA) y diferentes tensiones (entre 60 y 125 kV)	Desviación máxima de las dosis estimada a través del índice de exposición del sistema de imagen ± 20 %
Repetibilidad del CAE	Coefficiente de variación de las dosis estimadas con el índice de exposición < 10 %

3. MATERIAL Y MÉTODO

En este trabajo hemos utilizado los siguientes materiales:

- Equipos de rayos X para diagnóstico médico.
- Sistemas de radiografía computarizada.
- Sistema no invasivo de control de calidad de equipos de rayos X junto con un programa informático.
- Cámara de ionización.
- Maniquí dosimétrico de láminas de PMMA.

3.1 MATERIAL

En nuestro estudio, como ya indicamos anteriormente, nos hemos centrado en los equipos que usan la tecnología CR, que viene del término abreviado Computed Radiography, y que son los más abundantes en la actualidad.

3.1.a Equipos de rayos X

Se han controlado doce equipos de rayos X para la obtención de radiografías simples (tórax, abdomen, pelvis, etc.) todos ellos pertenecientes al Servicio Cántabro de Salud. Todos los equipos controlados disponen de control automático de exposición.

C.A.E.

El control automático de exposición (C.A.E.) se utiliza para referirse a cualquier dispositivo empleado para finalizar la exposición de forma automática en un receptor de imagen.

Valores de dosis por encima del valor de referencia significan que el paciente está siendo irradiado de forma innecesaria, pues le están llegando más rayos X de los necesarios para realizar un correcto diagnóstico.

Valores de dosis por debajo del valor de referencia significan que el paciente está siendo irradiado de forma insuficiente, lo que conllevará a volver a repetir la exposición, pues la escasa cantidad de rayos X recibida no sirve para realizar un correcto diagnóstico. Lo que, finalmente, se traduce en mayor dosis al paciente.

Propósito y función de un dispositivo C.A.E.

Los propósitos fundamentales de un sistema de C.A.E. son:

- Integrar la señal eléctrica que es proporcional a la radiación acumulada que llega al receptor de imagen.
- Establecer una señal de referencia que depende de factores de exposición, tamaño del campo, sensibilidad del receptor de imagen y del nivel de gris y de ruido deseado en la imagen.

- Proporcionar una señal de corte al generador siempre que la señal eléctrica alcance el valor integrado de la señal de referencia.

Es importante comprender que un dispositivo de C.A.E. puede cumplir estas funciones y, sin embargo, no proporcionar una radiografía clínicamente aceptable. Con el fin de obtener resultados aceptables, el dispositivo debe estar adecuadamente calibrado, y el operario debe comprender el uso y funcionamiento del dispositivo en su totalidad. La calibración consiste en la compensación de señales internas, por personal cualificado, y en el establecimiento de la sensibilidad a niveles que proporcionan un nivel de gris y de ruido en la imagen aceptable.

Elementos básicos de un C.A.E.

Para determinar la cantidad de radiación que llega al receptor de imagen, se usa la capacidad de los rayos X de provocar fluorescencia, o bien, su capacidad de ionización del aire o de otros materiales. Independientemente del método usado, los elementos básicos de un sistema C.A.E. son los mismos.

Hay un sensor de detección cerca del plano receptor de imagen, situado antes o después de éste y que muestra la absorción de radiación, a partir de los rayos X que han pasado a través del paciente. Se produce una señal eléctrica que es proporcional a la intensidad de radiación y, posteriormente, un circuito electrónico integra esta señal. Cuando el receptor de imagen ha recibido radiación suficiente, se transmite una señal al generador y se abre un interruptor que interrumpe la producción de rayos X (ver Figura 12).

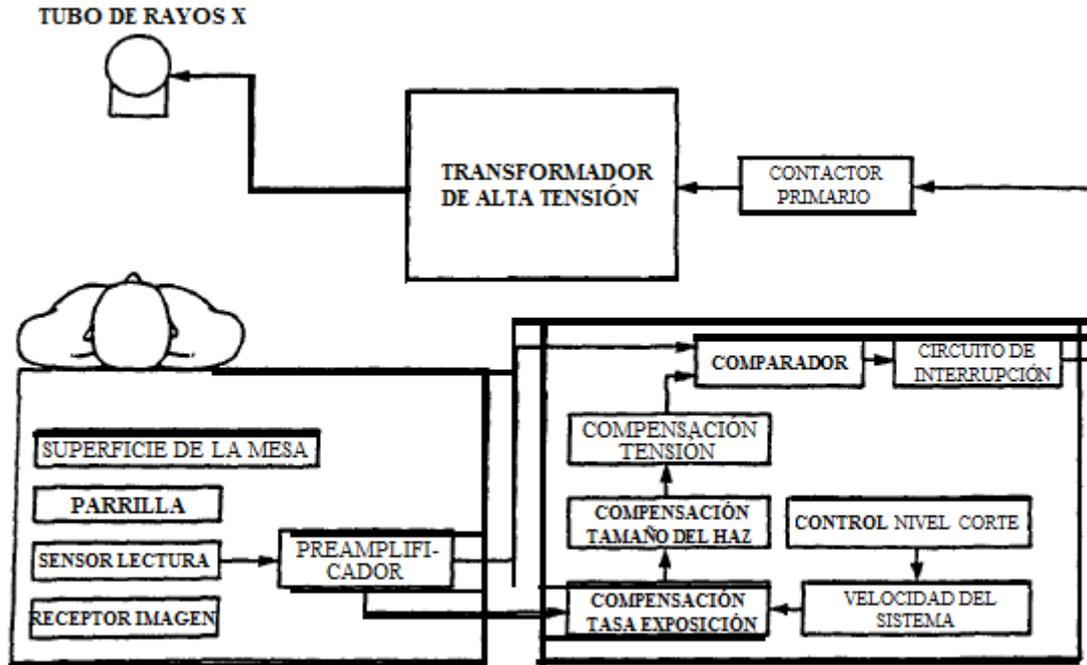


Figura 12: Esquema de las partes de un dispositivo de C.A.E. de tipo centelleador.

3.1.b Sistema CR

El sistema CR es el equipo utilizado para la digitalización de la imagen. Está formado, básicamente, por dos componentes: la lámina de fósforo y el lector.

En función de su asociación con los equipos de rayos X controlados, se han utilizado tres tipos de lectores, dos de Fuji (FCR XG5000 y Capsula XL II) y uno de Konica (Regius 190).

Láminas de fósforo

Las láminas de fósforo fotoestimulable son el medio de digitalización. Se introducen dentro de un chasis similar al del sistema cartulina/película. La energía de los fotones de rayos X incidentes sobre la lámina es absorbida localmente por los electrones de la red cristalina que pasan a niveles de energía superior metaestables donde quedan atrapados formando la imagen latente, estable durante varias horas.

Tras la exposición a los rayos X, las láminas de fósforo se trasladan al lector CR para su lectura. Si bien las láminas de fósforo son reutilizables, se van degradando a cada uso.

Los fósforos utilizados por Fuji son de BaF(BrI):Eu y los utilizados por Konica de BaFI:Eu.

Lector CR

Durante el proceso de lectura de la lámina en el lector CR, un haz de luz láser muy focalizado realiza un barrido “estimulando” a los electrones a retornar al nivel de energía más bajo o nivel fundamental (luminiscencia estimulada). El paso a este nivel es realizado a través de transiciones entre niveles energéticos intermedios asociados a un material dopante que es introducido en la red cristalina. La longitud de onda de los fotones de luz emitidos depende del dopante utilizado y es distinta de la asociada a la luz láser. El número de fotones de luz emitidos en este proceso es proporcional al número de fotones de rayos X incidentes sobre la placa.

La luz es recogida por una guía de fibra óptica y transmitida a fotomultiplicadores, los cuales convierten la señal luminosa en una señal eléctrica analógica, que es posteriormente amplificada y reconvertida en señal digital, para almacenarse finalmente en el ordenador.



Figura 13: Lector CR dotado de una consola de operador.

Una vez adquirida la imagen, es preciso borrar la información residual, lo que se consigue, normalmente, mediante un barrido de todo el fósforo con un haz de luz intensa que vacíe las trampas electrónicas. De esta forma, las láminas de fósforo quedan reutilizables.

Por último, una consola forma parte del lector CR, y permite al operador visualizar las radiografías y ver cuáles serán válidas para diagnóstico y cuáles serán descartables.

Estos dispositivos proporcionan información sobre el grado de exposición de los fósforos mediante un índice de exposición que, en el caso de los dispositivos utilizados se denomina S y se relaciona con la dosis mediante la expresión

$$E = \frac{1750}{S}, \quad (8)$$

siendo E la dosis en la lámina de fósforo expresada en μGy .

3.1.c Maniquí dosimétrico de láminas de PMMA

Para analizar el funcionamiento del control automático de exposición, hemos utilizado un maniquí que simule dosimétricamente a un paciente. Este maniquí no es antropomórfico, sino que consta de seis bloques de PMMA de dimensiones $30 \times 30 \times 5$ cm (ver Figura 14). Se utiliza PMMA por su similitud con el músculo humano en cuanto a la absorción y las propiedades dispersoras de la radiación.



Figura 14: Maniquí de metacrilato utilizado comúnmente en control de calidad en radiodiagnóstico.

3.1.d Sistema de control no invasivo

Hemos utilizado un multímetro de rayos X para el control de calidad, modelo Barracuda de la casa RTI Electronics, diseñado para emplearse en todas las modalidades: desde mamografía hasta radiografía simple. Para esta última, sus especificaciones son las presentadas en la Tabla 5:

Tabla 5: Especificaciones del sistema Barracuda de control no invasivo.

Rango	Incertidumbre
35 – 155 kVp	±1.5%
0.1 ms - 2000 s	±1%
30 nGy – 1000 Gy	±5%
15 nGy/s – 450 mGy/s	±5%

El Barracuda es capaz de medir, entre otras magnitudes, la tensión, la dosis, la tasa de dosis y la filtración. Una serie de sondas pueden acoplarse al sistema en función del tipo de equipo que estemos utilizando: cámara de ionización, detectores de estado sólido o detectores electrónicos.

El dispositivo permite representar gráficamente las magnitudes medidas y puede ser controlado mediante el programa informático que se detalla más adelante.



Figura 15: Sistema de control no invasivo.

3.1.e Dosímetro de estado sólido

Para medir la dosis hemos utilizado el detector R100, también de la casa RTI Electronics, especialmente diseñado para tasas de dosis bajas, conectado al Barracuda. La superficie del dosímetro es pequeña, para minimizar la interferencia con el sistema de control automático de exposición. No requiere de corrección por temperatura ni presión. Sus características se presentan en la Tabla 6 y su respuesta con la tensión, prácticamente plana, en la Figura 16.

Tabla 6: Especificaciones del detector R100.

Sensibilidad	55 $\mu\text{C}/\text{Gy}$
Tamaño	20×45×7.4 mm
Área del detector	10×10 mm
Rango de dosis	0.1 nGy \rightarrow 150 kGy
Rango de tasa de dosis	1 nGy/s \rightarrow 76 mGy/s



Figura 15: Dosímetro de estado sólido R100.

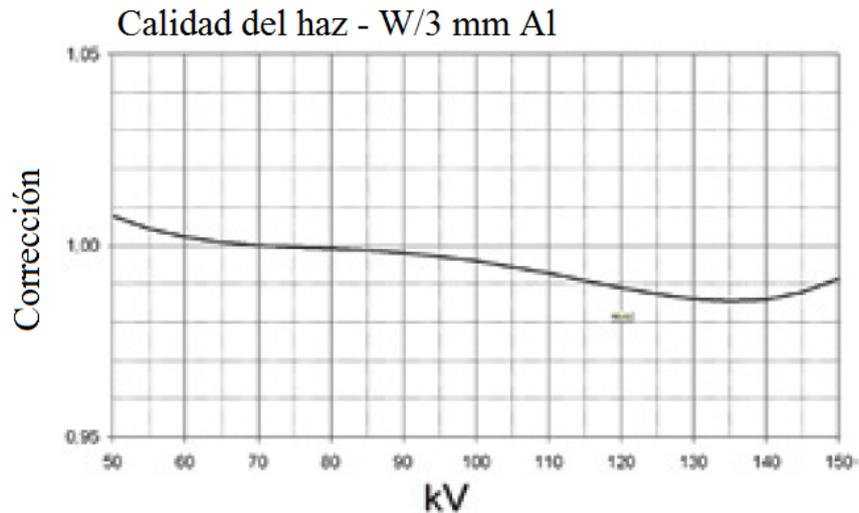


Figura 16: Respuesta del detector R100 con la tensión.

3.1.f Programa informático

El software utilizado, oRTIgo 2002, es una plataforma profesional diseñada para controles de calidad de equipos de rayos X desarrollado por la empresa RTI Electronics. Proporciona funciones para establecer y realizar las medidas con el Barracuda y con el R100.

Permite identificar y seleccionar el detector que se quiera utilizar para realizar las medidas (Figura 17).

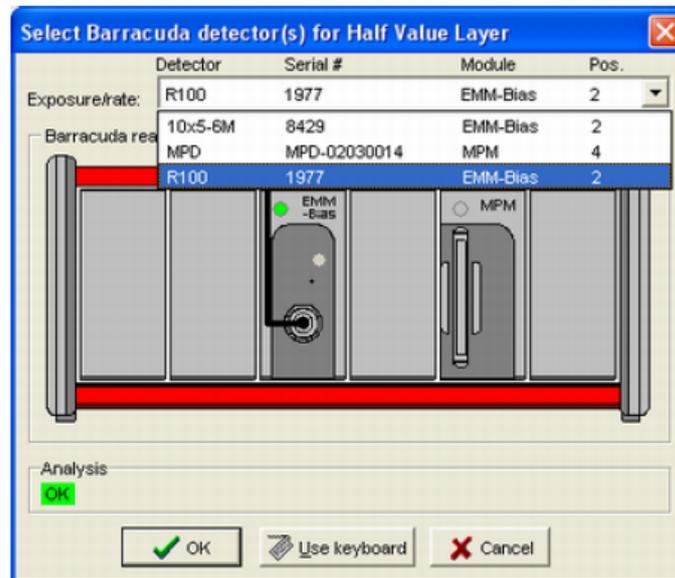


Figura 17: Esquema del dispositivo Barracuda.

Para utilizar el programa se define, previamente, un conjunto de plantillas que permitan adquirir los datos. Estos datos, los resultados de las medidas, son almacenados en un fichero informático y, posteriormente, analizados. En la Figura 18 se presenta una plantilla para comprobar la compensación del CAE con la tensión.

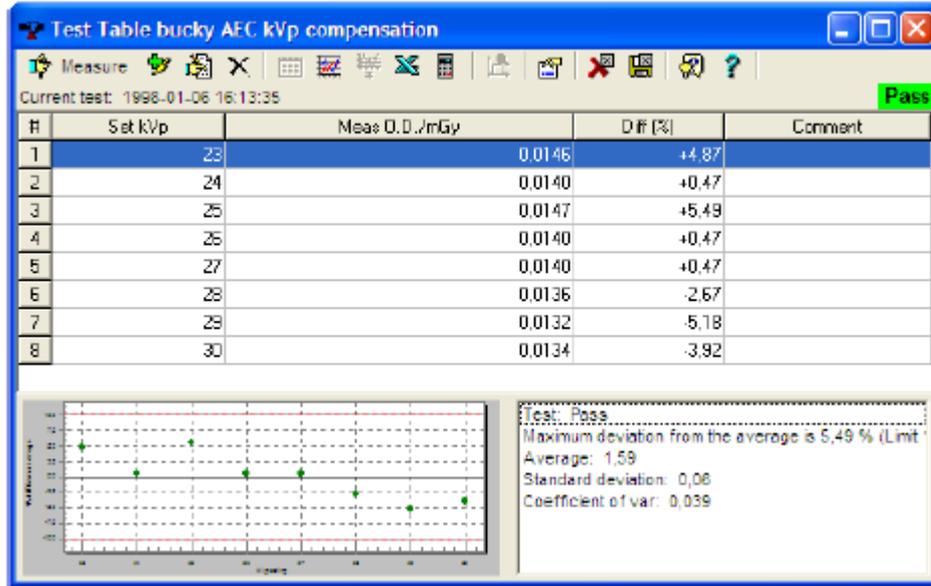


Figura 18: Plantilla del oRTIgo para determinar la compensación del control automático de exposición con la tensión.

3.2 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

La medida de los parámetros del control automático de exposición, se ha realizado siguiendo los procedimientos del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Universitario Marqués de Valdecilla. A su vez, las especificaciones utilizadas se han basado en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [4].

Condiciones generales

- El tipo de receptor (a seleccionar en el control del generador) ha sido aquel para el que el Servicio Técnico del suministrador del equipo de rayos X haya efectuado el ajuste para la combinación fósforos y lector CR que se usa.
- Según el CAE que se fuese a verificar, la distancia foco-chasis se ha elegido como se indica a continuación.
 - Mesa: la distancia foco-chasis de focalización de la parrilla de mesa o, cuando se desconocía, 100 cm.
 - Pared: tanto si hay una como dos parrillas, la distancia de focalización de la parrilla de tórax o, cuando se desconocía, la de uso habitual.
- Las condiciones de lectura y procesado han sido las especificadas por el fabricante del CR.
- Se ha anotado el indicador de exposición de las imágenes obtenidas, proporcionado por el equipo.

Ajuste del CAE

- Se ha situado el tubo de rayos X a la distancia adecuada según el apartado anterior y se ha anotado la distancia indicada por el equipo. Se han colocado 20 cm de PMMA sobre las cámaras del exposímetro.
- Con objeto de poder valorar el ajuste, se han hecho previamente medidas de dosis que permitan determinar la relación entre el índice de exposición, S , y la dosis a nivel del fósforo. Para ello, se ha expuesto el R100 situado en el portachasis a 80 kV y la carga adecuada para que la lectura sea del orden de $10 \mu\text{Gy}$ y se ha anotado el valor de la dosis.
- Se ha extraído el R100 y se ha introducido, en su lugar, un chasis, previamente borrado, de $24 \times 30 \text{ cm}^2$.
- Se ha expuesto con la misma técnica anterior, y se ha leído el índice de exposición. Se ha calculado la relación entre el índice de exposición y la dosis.
- El control se ha efectuado utilizando, para un equipo dado, el mismo fósforo y lector CR durante todas las exposiciones.
- Se ha seleccionado la cámara central (nº 3).

Homogeneidad entre cámaras

- Con las mismas condiciones geométricas utilizadas en el apartado anterior, la misma técnica radiológica y receptor seleccionado, se han efectuado exposiciones seleccionando las cámaras 1 y 2 (ver Figura 19).
- Se han comparado los índices de exposición obtenidos con el de la cámara central y entre sí.

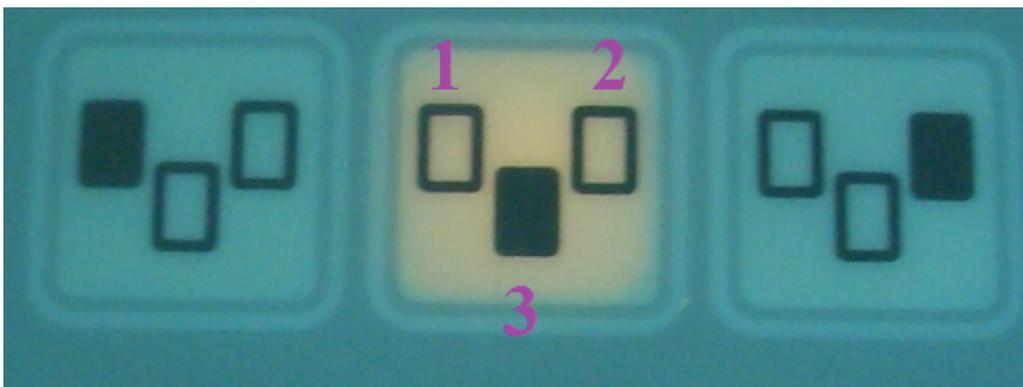


Figura 19: Distribución típica de las tres cámaras del C.A.E.

Compensación para distintas tensiones, corrientes y espesores

- Sin modificar la geometría de los apartados anteriores, se han realizado varios bloques de exposiciones seleccionando la cámara central, el receptor adecuado y:
 - a) 20 cm de PMMA, 100 mA, foco fino y tensiones entre 60 y 125 kV
 - b) 80 kV, 20 cm de PMMA y corrientes entre 100 y 600 mA (foco fino, en general, y foco grueso cuando las corrientes eran altas)
 - c) 80 kV, 100 mA, foco fino y espesores de PMMA entre 10 y 30 cm
- Se han comparado dentro de cada bloque los índices de exposición en cada disparo con el valor obtenido en las condiciones especificadas para el ajuste.

Repetibilidad

- La repetibilidad del comportamiento del exposímetro se ha determinado calculando el valor medio de los índices de exposición (o de la carga indicada por el equipo) en varias exposiciones efectuadas con las mismas condiciones que para el ajuste.

4. RESULTADOS EXPERIMENTALES Y ANÁLISIS

A continuación, se exponen los datos experimentales correspondientes a los 12 equipos controlados, que analizaremos para comprobar que el control automático de exposición actúa correctamente, es decir, que la dosis absorbida en el receptor es siempre la misma, independientemente del tejido y espesor del paciente, siempre dentro de las tolerancias establecidas por el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

En el anexo 1 se presenta un informe con los resultados del control de calidad de uno de los equipos utilizados en este trabajo.

Tabla 7: Datos experimentales obtenidos en el control de calidad del C.A.E en la mesa.

Equipo	S•D (u·μGy)	Mesa - Índice de exposición S											
		80 kV, 20 cm PMMA			20 cm PMMA, cámara 3				80 kV, cámara 3				
		Cámara			Tensión (kV)				Espesor (cm)				
		1	2	3	60	80	100	125	10	15	20	25	30
1	1553	365	400	409	357	419	409	400	391	419	429	419	429
2	931	339	338	378	388	380	368	374	423	389	383	384	394
3	851.2	317	308	355	349	354	341	351	397	-	356	-	371
4	1303	277	283	325	264	325	333	373	325	-	333	-	348
5	1058	247	247	252	252	290	247	225	333	215	252	215	400
6	1107	711	634	711	592	711	780	634	634	817	711	620	592
7	1284	540	552	565	382	552	649	780	634	-	552	459	365
8	1398	506	477	440	372	440	483	511	479	-	451	-	469
9	993	365	352	404	395	408	410	421	417	-	409	-	402
10	839	520	485	579	468	575	675	690	462	-	592	-	618
11	899	224	229	262	260	263	256	262	261	-	266	-	266

Tabla 8: Datos experimentales obtenidos en el control de calidad del C.A.E en la pared.

Equipo	S•D (u·μGy)	Pared - Índice de exposición S											
		80 kV, 20 cm PMMA			20 cm PMMA, cámara 3				80 kV, cámara 3				
		Cámara			Tensión (kV)				Espesor (cm)				
		1	2	3	60	80	100	125	10	15	20	25	30
1	1553	303	310	333	-	-	-	-	287	-	302	325	-
2	931	344	326	374	-	-	-	-	399	-	377	-	387
3	851.2	300	299	339	-	-	-	-	369	-	340	-	343
4	1303	252	247	297	-	-	-	-	297	-	297	303	-
5	1058	605	875	620	-	-	-	-	-	-	620	-	592
6	1107	540	565	565	540	565	565	492	745	592	565	578	552
9	993	335	331	406	-	-	-	-	412	-	409	-	427
10	839	484	493	521	416	518	577	591	523	-	519	-	516
11	899	193	194	219	-	-	-	-	216	-	213	211	-
12	1570	485	478	528	452	527	530	564	540	-	527	-	484

4.1 AJUSTE Y HOMOGENEIDAD DE LAS CÁMARAS

Con las medidas presentadas en la Tabla 7 y en la Tabla 8, podemos comprobar el ajuste de las cámaras y su homogeneidad. A partir del valor del producto $S \cdot D$, donde S es el índice de exposición y D la dosis proporcionada por nuestro detector, en μGy , ambos medidos en unas determinadas condiciones de referencia (indicadas en el apartado “ajuste del CAE” del punto 3.2), podemos obtener el valor de la dosis para los índices de exposición correspondientes a los distintos ajustes de las cámaras del CAE, y así poder comparar con el resto de cámaras y comprobar que está dentro de las tolerancias.

Tabla 9: Estudio del ajuste y la homogeneidad de las cámaras del control automático de exposición en la mesa.

Equipo	$S \cdot D$ ($\mu \cdot \mu\text{Gy}$)	Mesa - 80 kV, 20 cm PMMA								
		Ajuste de cámaras						Homogeneidad de cámaras		
		Índice de exposición, S			Dosis (μGy)			Variación (%)		
		1	2	3	1	2	3	1 \Rightarrow 3	2 \Rightarrow 3	1 \Rightarrow 2
1	1553	365	400	409	4.25	3.88	3.78	-12.4	-2.6	-9.5
2	931	339	338	378	2.75	2.75	2.46	-11.8	-11.8	-0
3	851.2	317	308	355	2.69	2.76	2.40	-12.1	-15.0	2.5
4	1303	277	283	325	4.70	4.60	4.01	-17.2	-14.7	-2.2
5	1058	247	247	252	4.28	4.28	4.20	-1.9	-1.9	0
6	1107	711	634	711	1.56	1.75	1.56	0	-12.2	10.9
7	1284	540	552	565	2.38	2.33	2.27	-4.8	-2.6	-2.1
8	1398	506	477	440	2.76	2.93	3.18	13.2	7.9	5.8
9	993	365	352	404	2.72	2.82	2.46	-10.6	-14.6	3.5
10	839	520	485	579	1.61	1.73	1.45	-11.0	-19.3	6.9
11	899	224	229	262	4.01	3.93	3.43	-16.9	-14.6	-2.0

Tabla 10: Estudio del ajuste y la homogeneidad de las cámaras del control automático de exposición en la pared.

Equipo	$S \cdot D$ ($\mu \cdot \mu\text{Gy}$)	Pared - 80 kV, 20 cm PMMA								
		Ajuste de cámaras						Homogeneidad de cámaras		
		Índice de exposición, S			Dosis (μGy)			Variación (%)		
		1	2	3	1	2	3	1 \Rightarrow 3	2 \Rightarrow 3	1 \Rightarrow 2
1	1553	303	310	333	5.13	5.01	4.66	-9.0	-6.9	2.3
2	931	344	326	374	2.71	2.86	2.49	-8.0	-12.8	-5.2
3	851.2	300	299	339	2.84	2.85	2.51	-11.5	-11.8	-0.3
4	1303	252	247	297	5.17	5.28	4.39	-15.2	-16.8	-2.0
5	1058	605	875	620	1.75	1.21	1.71	-2.4	41.1	44.6
6	1107	540	565	565	2.05	1.96	1.96	-4.4	0	4.6
9	993	335	331	406	2.96	3.00	2.45	-17.5	-18.5	-1.2
10	839	484	493	521	1.73	1.70	1.61	-7.1	-5.4	1.9
11	899	193	194	219	4.66	4.63	4.11	-11.9	-11.4	0.5
12	1570	485	478	528	3.24	3.28	2.97	-8.1	-9.5	-1.4

Las cámaras están bien ajustadas cuando interrumpen la exposición con valores de dosis en el receptor de imagen dentro del rango 2.7 μGy – 4.0 μGy , medido en la cámara central. Como puede observarse en la Tabla 9, cinco de los equipos utilizados están dentro del rango admisible, cuatro están muy próximos a los límites y tres no están bien ajustados.

Por otro lado, en la Tabla 10, solo uno de los equipos utilizados está dentro del rango admisible, tres de ellos están en límites cercanos y los seis restantes no presentan un correcto ajuste.

Igualmente, teniendo en cuenta que las especificaciones admiten una desviación máxima del 20%, vemos que existe homogeneidad entre las cámaras pues las desviaciones están por debajo de dicho valor, exceptuando a la cámara 2 del equipo 5, cuando realizamos exposición sobre la pared, que presenta valores demasiado elevados.

4.2 COMPENSACIÓN

4.2.a Tensión

Una vez analizada la homogeneidad y el ajuste de las cámaras, pasamos a analizar la compensación del control automático de exposición para diferentes tensiones. Acorde con la normativa, la tensión de referencia es de 80 kV para sistemas no dedicados exclusivamente a tórax, y 120 kV para sistemas dedicados solo a tórax. Como en nuestro caso, estamos trabajando con un sistema general, no dedicado de forma específica al tórax, entonces tomaremos como valor de referencia los valores de S relativos a 80 kV y, con ello, comprobaremos que el resto de tensiones proporcionan una dosis absorbida que esté dentro de una tolerancia del 20%.

Tabla 11: Estudio de la compensación del control automático de exposición en la mesa para diferentes tensiones.

Equipo	Mesa - 20 cm PMMA, cámara 3						
	Tensión (kV)						
	60	80	100	125	60	100	125
	Índice de exposición S				Variación (%)		
1	357	419	409	400	-17.4	-2.4	-4.8
2	388	380	368	374	2.1	-3.3	-1.6
3	349	354	341	351	-1.4	-3.8	-0.9
4	264	325	333	373	-23.1	2.4	12.9
5	252	290	247	225	-15.1	-17.4	-28.9
6	592	711	780	634	-20.1	8.8	-12.1
7	382	552	649	780	-44.5	14.9	29.2
8	372	440	483	511	-18.3	8.9	13.9
9	395	408	410	421	-3.3	0.5	3.1
10	468	575	675	690	-22.9	14.8	16.7
11	260	263	256	262	-1.2	-2.7	-0.4

Tabla 12: Estudio de la compensación del control automático de exposición en la pared para diferentes tensiones.

Equipo	Pared - 20 cm PMMA, cámara 3						
	Tensión (kV)						
	60	80	100	125	60	100	125
	Índice de exposición S				Variación (%)		
6	540	565	565	492	-4.4	0	-12.9
10	416	518	577	591	-19.7	11.4	14.1
12	452	527	530	564	-14.2	0.6	7.0

Con los datos de la Tabla 11 se observa que, para cinco equipos, el control automático de exposición no compensa adecuadamente con la tensión, en particular, en dos de ellos, el equipo 5 y, especialmente, el equipo 7, ya que en los otros tres, la desviación está muy próxima a la tolerancia.

Del mismo modo, analizando los datos de la Tabla 12, comprobamos que el C.A.E. compensa adecuadamente con la tensión.

4.3.b Espesor

A continuación, analizaremos la compensación del control automático de exposición para distintos espesores (entre 10 y 30 cm de PMMA).

Una vez más, la tolerancia debe de estar por debajo de un 20% respecto del valor de referencia.

Tomamos como referencia, el índice de exposición S para un espesor de 20 cm, con 80 kV.

Tabla 13: Estudio de la compensación del control automático de exposición en la mesa para diferentes espesores.

Equipo	Mesa - 80 kV, cámara 3								
	Espesor (cm)								
	10	15	20	25	30	10	15	25	30
	Índice de exposición S					Variación (%)			
1	391	419	429	419	429	-8.9	-2.3	-2.3	0
2	423	389	383	384	394	10.4	1.6	0.3	2.9
3	397	-	356	-	371	11.5	-	-	4.2
4	325	-	333	-	348	-2.4	-	-	4.5
5	333	215	252	215	400	32.1	-14.7	-14.7	58.7
6	634	817	711	620	592	-10.8	14.9	-12.8	-16.7
7	634	-	552	459	365	14.9	-	-16.8	-33.9
8	479	-	451	-	469	6.2	-	-	4.0
9	417	-	409	-	402	2.0	-	-	-1.7
10	462	-	592	-	618	-22.0	-	-	4.4
11	261	-	266	-	266	-1.9	-	-	0

Tabla 14: Estudio de la compensación del control automático de exposición en la pared para diferentes espesores.

Equipo	Pared - 80 kV, cámara 3								
	Espesor (cm)					Variación			
	10	15	20	25	30	10	15	25	30
	Índice de exposición S					Variación (%)			
1	287	-	302	325	-	-5.0%	-	7.6%	-
2	399	-	377	-	387	5.8%	-	-	2.7%
3	369	-	340	-	343	8.5%	-	-	0.9%
4	297	-	297	303	-	0%	-	2.0%	-
5	-	-	620	-	592	-	-	-	-4.5%
6	745	592	565	578	552	31.9%	4.8%	2.3%	-2.3%
9	412	-	409	-	427	0.7%	-	-	4.4%
10	523	-	519	-	516	0.8%	-	-	-0.6%
11	216	-	213	211	-	1.4%	-	-0.9%	-
12	540	-	527	-	484	2.5%	-	-	-8.2%

Como vimos cuando analizamos la compensación del control automático de exposición con la tensión, también con el espesor (Tabla 13 y Tabla 14) existen unos pocos valores por debajo o por encima de las tolerancias establecidas. Podemos observar que, para espesores grandes, las dosis son inferiores a la del ajuste, es decir, se está radiando de forma insuficiente, lo que podría llevar a repetir la exposición a radiación para obtener una calidad de imagen óptima.

4.4 REPETIBILIDAD

Para terminar, analizaremos la repetibilidad del sistema, es decir, que en las mismas condiciones de tensión, espesor y cámara seleccionada, se obtenga siempre el mismo índice de exposición dentro de la tolerancia. En este caso particular, el coeficiente de variación debe ser inferior al 10%.

El coeficiente de variación (CV) es el estimador útil para comparar el grado de dispersión de dos distribuciones donde no queremos tener en cuenta ni la unidad ni el orden de la magnitud a evaluar. Se define como el cociente entre la desviación típica (s) y el valor de la media aritmética (\bar{x}) expresado en porcentaje. Cuanto menor es el coeficiente de variación más representativo es el conjunto de medidas.

$$CV(\%) = \frac{s}{\bar{x}} \quad (9)$$

Tabla 15: Estudio de la repetibilidad en la mesa.

Equipo	Mesa - Índice de exposición (S)			Repetibilidad
	80 kV, 20 cm PMMA	20 cm PMMA, cámara 3	80 kV, cámara 3	
	Cámara 3	80 kV	20 cm	CV (%)
1	409	419	429	2.4
2	378	380	383	0.7
3	355	354	356	0.3
4	325	325	333	1.4
5	252	290	252	8.3
6	711	711	711	0
7	565	552	552	1.3
8	440	440	451	1.4
9	404	408	409	0.7
10	579	575	592	1.5
11	262	263	266	0.8

Tabla 16: Estudio de la repetibilidad en la pared.

Equipo	Pared - Índice de exposición (S)			Repetibilidad
	80 kV, 20 cm PMMA	20 cm PMMA, cámara 3	80 kV, cámara 3	
	Cámara 3	80 kV	20 cm	CV (%)
6	565	565	565	0
10	521	518	519	0.3
12	528	527	527	0.1

Según se puede observar en la Tabla 15 y Tabla 16, cómo el control automático de exposición está actuando correctamente en cuanto a la repetibilidad, pues todos los valores medidos, bajo las mismas condiciones, están comprendidos dentro de las tolerancias establecidos por el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

5. CONCLUSIONES

El control automático de exposición es un dispositivo que, debido a su influencia en la dosis de radiación, se utiliza para optimizar las exposiciones radiológicas. Aunque se han realizado sustanciales mejoras desde su introducción, sigue siendo objeto de estudio e interés y es preciso insistir en la necesidad de su utilización por parte de los operadores de los equipos de rayos X de diagnóstico que, aún hoy en día siguen utilizando en muchas ocasiones técnicas manuales.

Para realizar el control de calidad del C.A.E. se han comprobado, de forma minuciosa, los parámetros más relevantes de acuerdo con la normativa actual.

En la mayoría de los equipos, el ajuste de las cámaras del control automático de exposición en la mesa, dedicados principalmente a exploraciones de abdomen y óseas, es correcto. No ocurre lo mismo en el caso de la pared, donde son utilizados básicamente para exploraciones de tórax.

Tanto en la mesa como en la pared, la homogeneidad de las cámaras es correcta en todos los casos excepto en una cámara de la pared de un equipo.

La compensación con la tensión, en la mesa es correcta en todos los equipos excepto en dos; y en uno de ellos sólo para tensiones altas. En la pared, los tres equipos controlados, compensan adecuadamente.

En lo que respecta al espesor, la compensación en la mesa es correcta en todos los equipos excepto en dos; y en uno de ellos sólo para grandes espesores. En la pared, solo es incorrecto uno de los equipos para pequeños espesores.

Y en cuanto a la repetibilidad podemos concluir que es correcta en todos los equipos controlados.

En general, observamos que el control automático de exposición funciona correctamente excepto para las exploraciones de tórax, en el que en dos equipos se está impartiendo al paciente dosis ligeramente altas, y en tres de ellos se están dando dosis muy bajas, lo que supone un aumento de ruido en la imagen y, consecuentemente, la necesidad de repetirla.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en este trabajo, resulta imprescindible contactar con el Servicio de Mantenimiento del Hospital para que realice las gestiones oportunas, que permitan ajustar el control automático de exposición de aquellos equipos que presentan deficiencias en algunos de sus parámetros, y de esta forma, mantener optimizados los equipos de radiodiagnóstico.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] C. BUSHONG, Stewart. *Manual de radiología para técnicos*. 5ª edición. Madrid: Diorki, 1993. 710 p. ISBN: 84-8086-031-6
- [2] TANARRO SANZ, Agustín. *Radiaciones ionizantes, instalaciones radiactivas y de rayos X*. Madrid: Ediciones JEN, D.L. 1986. 361 p. ISBN: 84-505-4127-1
- [3] GALLE, Pierre. *Biofísica: radiobiología y radiopatología*. Barcelona: Masson, 2003. 248 p. ISBN: 84-458-1136-3
- [4] Consejo de Seguridad Nuclear-CIEMAT. *Curso de protección radiológica para operar instalaciones de rayos X con fines de diagnóstico médico*. Madrid. 2006
- [5] SEFM-SEPR-SERAM. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*, 2011. Madrid: Senda. 321 p. ISBN: 978-84-87078-07-9
- [6] LLORCA DÍAZ, Ángel Luis. “*Utilización de maniqués en control de calidad de la imagen en radiodiagnóstico*”. Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Radiología y Medicina Física, Madrid, 1993.
- [7] ROSSI, Raymond P. *Performance specifications and acceptance testing for X-ray generators and automatic exposure control devices*, 1985. American Association of Physicists in Medicine, American Institute of Physics. Nueva York: NY 10017. 100 p. ISBN: 0-88318-461-3
- [8] Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el *Reglamento de Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes*. Boletín Oficial del Estado, 2001.
- [9] HENDEE, William. *Biomedical uses of radiation. Part A - Diagnostic applications*. Wiley-VCH. 1999. ISBN: 978-3527296682
- [10] ISO 9000 *Quality Management*. International Organization for Standardization. 2005 (Third edition).
- [11] International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26*. ICRP. Pergamon Press, 1977.
- [12] International Commission on Radiological Protection. *The 1990m Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60. ICRP. Pergamon Press, 1990.
- [13] International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. ICRP. Elsevier, 2007.
- [14] Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los *criterios de calidad en radiodiagnóstico*. Boletín Oficial del Estado, 1999.

[15] *SPR9-06, Especificaciones de funcionamiento*. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario “Marqués de Valdecilla”, 2008.

[16] *SPR9-09, Control de calidad de equipos convenciones de radiografía*. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario “Marqués de Valdecilla”, 2005.

7. ANEXOS

7.1 EJEMPLO DE INFORME DE CONTROL DE CALIDAD

A continuación se presenta un informe con los resultados del control de calidad de uno de los equipos de radiografía simple utilizados en este trabajo.

GTXXXXXXX

Control de calidad: equipos convencionales de radiografía

A - Información General

Servicio: Sala: Equipo:
Tubo: N° serie: Focos: 0'6/1'0
Fecha del control: Realizado por:

B - Indicadores y controles

1. Posición del foco indicada en la coraza Sí [X], no []

2. Sistema de estimación de dosis incorporado:

2.1 Disponible: Si [X], no []

2.2 Con registro de dosis: Si [], no [X]

C - Parámetros geométricos

1. Indicadores de distancia (mesa)

1.1 Distancia foco-chasis: (en portachasis) indicada: 115 cm (*dist de focalización de la parrilla*).
Distancia foco-chasis (en portachasis) medida: 110 cm. Dif. con la distancia indicada: 4'4 %

Valoración: Correcto [], incorrecto [X]

1.2 Distancia foco-mesa (indicador del colimador): Dist. indicada: 110 cm, distancia medida: 110 cm. Error: 0 %

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

2. Definición del campo luminoso

Iluminación del campo luminoso (a 100 cm): 150 lux (luz de sala apagada)

Bordes del campo luminoso apreciables claramente: Sí [X], no []

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

3. Tamaño mínimo del campo 0x0 cm² a 100 cm *Valoración: Correcto [X], incorrecto []*

4. Coincidencia y centrado campo de luz-campo de radiación (mesa)

4.1 Coincidencia: Indicadores de angulación y rotación a 0°. Distancia foco-lámina (medida): 100 cm (técnica: 50 kV, 8 mAs) Chasis en portachasis. Distancias entre bordes de campos (en % de la distancia medida):

$$\varepsilon_{11} = -0'4 \% \quad \begin{array}{|c|c|} \hline & \varepsilon_{a1} = -0'8 \% \\ \hline \text{O} & \\ \hline & \varepsilon_{a2} = -0'0 \% \\ \hline \end{array} \quad \varepsilon_{12} = -0'5 \%$$

Error anchura: 0'9 %, error longitud: 0'8 %. Error total: 1'7 %

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

4.2 Centrado: Distancia entre centros haz de luz-haz de radiación: <0'5 cm. Distancia entre cruceta de haz luminoso y centro del haz de radiación <0'5 cm

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

5. Ortogonalidad del haz de rayos X y el chasis (mesa)

Error: < 1 ° (determinado a 100 cm) *Valoración: Correcto [X], incorrecto []*

6. Coincidencia campo de radiación-campo de registro (colimación automática-mesa)

No aplica. No hay colimación automática.

7. Indicadores de distancia (pared)

7.1 Distancia foco-chasis (en portachasis): indicada (enclavamiento): 150 cm (*distancia de focalización de la parrilla*), distancia medida: 154 cm. Dif. con la distancia indicada: 2'7 %

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

7.2 Distancia foco-tablero (metro del colimador, si no se ha comprobado en la mesa): Dist. indicada: 149'5 cm, distancia medida: 150. Error: 0'3 % *Valoración: Correcto [X], incorrecto []*

8. Coincidencia y centrado campo de luz-campo de radiación (pared)
- 8.1 Coincidencia Indicadores de angulación y rotación a 90°. Distancia foco-lámina medida: 100 cm (técnica: 50 kV, 10 mAs) Chasis en el portachasis. Distancias entre bordes de campos (en % de la distancia medida):

$$\varepsilon_{a1} = -0'5 \%$$

$$\varepsilon_{l1} = -0'2 \%$$

O	

$$\varepsilon_{a2} = -0'5 \%$$

$$\varepsilon_{l2} = -0'6 \%$$

Error anchura: 0'8 %, error longitud: 1'0 %. Error total: 1'8 %

Valoración: *Correcto [X], incorrecto []*

9. Ortogonalidad del haz de rayos X y el chasis (pared)
 Error: 1'5 ° (determinado a 100 cm) Valoración: *Correcto [X], incorrecto []*
10. Coincidencia campo de radiación-campo de registro (colimación automática-pared)
 No aplica. No hay colimación automática.

D - Parámetros dosimétricos del generador (ver datos del oRTIgo)

1. Tensión

1.1 Exactitud: *Correcto [X], incorrecto []*

1.2 Reproducibilidad: *Correcto [X], incorrecto []*

2. Filtración: (3'02 mm Al, informe GTXXXXXXX)

Correcto [X], incorrecto []

3. Forma de onda: *Correcta [X], incorrecta []*

4. Tiempo de exposición

4.1 Exactitud: *N/A*

4.2 Reproducibilidad: *Correcto [X], incorrecto []*

5. Rendimiento

5.1 Valor del rendimiento (sin filtros adicionales y con cámara de transmisión) a 80 kV: 61 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m

5.2 Constancia del rendimiento: (referencia 56 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$; informe GTXXXXXXX)

Correcto [X], incorrecto []

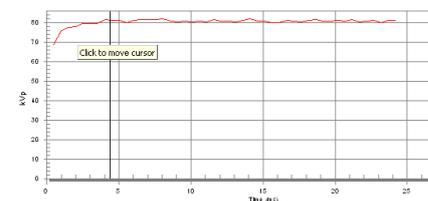
5.3 Reproducibilidad: *Correcto [X], incorrecto []*

5.4 Linealidad del rendimiento:

a) en función del tiempo indicado: *N/A*

b) en función de la corriente indicada: *N/A*

c) en función de la carga indicada *Correcto [X], incorrecto []*



E - Control automático de exposición (CAE)

1. Condiciones generales (mesa)

Salvo que se indique lo contrario: 20 cm de PMMA en mesa sobre cámara 3, 81 kV, nivel de potencia 80 %, foco fino n° chasis N, tipo de fósforo RP-4S, tamaño 35x43, DO_{sel} 0, velocidad del receptor seleccionada U(400), cámara seleccionada 3, distancia medida 114 cm (foco de la parrilla mesa). Colimación manual: campo 25x25 cm^2 a 90cm.

Cond. Lectura: Lector CR Y, ROI por defecto. Sin retardo, Test, test 1, G = 4'00, F = OFF

2. Relación entre el valor del píxel y la dosis en el fósforo

Dosímetro R100 en portachasis, chasis expuesto a continuación con la misma técnica

mAs	μGy	VP	VP·D (u. μGy)
100	13'5	69	931

3. Ajuste del CAE y homogeneidad entre las cámaras (mesa)

Cámara _{sel}	mAs _i	VP
1	19'9	339
2	20'1	338
3	17'7	378

Valoración: *Correcto [X], incorrecto []* (Umbral dosis: 2'5 μGy)

4. Compensación con la tensión (mesa)

kV _p	mAs _i	VP
60	72	388
81	17'8	380
102	7'9	368
125	4'34	374

Valoración: *Correcto [X], incorrecto []*

5. Compensación con el espesor (mesa)

PMMA (cm)	mAs _i	VP
10	2'0	423
15	6'1	389
20	17'7	383
25	51'7	384
30	140	394

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

6. Compensación con la corriente/foco/nivel de potencia (mesa)

mA/foco/%	mAs _i
fino/80	17'8
fino/100	17'8
grueso/80	17'7
grueso/100	17'7

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

7. Reproducibilidad (mesa)

mAs _i	VP
17'8	384
17'7	378
17'8	380
17'7	383

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

8. Ajuste del CAE y homogeneidad entre las cámaras (pared)

(se realizará a la distancia de focalización de la parrilla de tórax)

20 cm de PMMA sobre cámara 3, 81 kV, 100 mA, nivel de potencia 80 %, foco fino, n° chasis N, tamaño 35x43, DO_{sel} 0, velocidad del receptor seleccionada U(400), cámara seleccionada 3. Distancia indicada foco-chasis (en portachasis): 150 cm (foco de la parrilla). Colimación manual: campo 27x28 a 127 cm aprox.

Cond. Lectura: Lector CR Y, ROI por defecto. Sin retardo, Test, test 1, G = 4'00, F = OFF

9. Ajuste del CAE y homogeneidad entre las cámaras (pared)

Cámara _{sel}	mAs _i	VP
1	30'5	344
2	32	326
3	28	374

Valoración: Correcto [X], incorrecto [] (Umbral dosis: 2'5 µGy)

10. Compensación con el espesor (pared)

PMMA (cm)	mAs _i	VP
30	219	387
20	28	377
10	3'2	399

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

F - Sistema de estimación de dosis

1. Corriente de Fuga

Tiempo: 1 min Lectura: 0 dig Fuga: 0 dig/min

2. Medidas

81 kV Distancia foco-cámara 100 cm. Campo: 28'25x29 =821 cm² Equipo de medida Barracuda/MPD

Carga (mAs)	DxA _{ind} (cGy.cm ²)	D _{med} (mGy)	DxA _{med} (cGy.cm ²)	DxA _{med} /DxA _{ind}
20	54'7	0'525	43'1	0'79
20	54'7	0'525	43'1	0'79

Valoración: Correcto [X], incorrecto []

G - Observaciones

Equipos de radiografía general: toma de datos dosimétricos (BARRACUDA/MPD)

Exactitud de la tensión, dosis en función de la tensión y reproducibilidad del tiempo y de la dosis

Distancia foco cámara: 60,3 cm

Distancia de normalización: 100,0 cm

Foco: Fino

mAs sel: 10

<u>kVp sel</u>	<u>kVp</u>	<u>kVp (%)</u>	<u>ms</u>	<u>mGyⁿ</u>	<u>mGyⁿ/mAs</u>	<u><mGyⁿ/mAs></u>
50	50,0	0,0	27,2	0,215	0,022	0,061
81	80,7	-0,3	24,2	0,606	0,061	
60	60,2	0,3	22,2	0,332	0,033	<u><ms></u>
81	80,7	-0,4	24,2	0,607	0,061	24,2
102	103,8	1,8	30,7	0,929	0,093	
81	80,8	-0,3	24,2	0,606	0,061	<u><kVp></u>
125	126,5	1,2	37,3	1,322	0,132	80,7
81	80,6	-0,5	24,2	0,606	0,061	

Linealidad de la dosis con la carga, exactitud del tiempo y reproducibilidad de la tensión

Distancia foco-cámara: 60,3 cm Distancia de normalización: 100,0 cm

kVp set: 81

<u>mAs sel</u>	<u>Foco</u>	<u>kVp</u>	<u>ms</u>	<u>mGyⁿ</u>	<u>mGyⁿ/mAs</u>	<u>Coef. Lineal.</u>
5	Fino	80,4	12,1	0,305	0,061	
10	Fino	80,7	24,2	0,607	0,061	-0,002
20	Fino	80,8	49,4	1,213	0,061	-0,001
40	Fino	80,9	105,9	2,425	0,061	0,000
80	Fino	80,9	237,9	4,847	0,061	0,000
160	Fino	80,9	574,6	9,688	0,061	-0,001