

UNIVERSIDAD DE MURCIA

Departamento de Dermatología, Estomatología y
Radiología y Medicina Física

Impacto de la radiología digital en la dosis de referencia de la radiología intraoral española

D. FRANCISCO VELASCO HIDALGO

2015



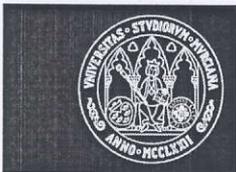
UNIVERSIDAD DE
MURCIA



Este trabajo se ha realizado como continuación de una ayuda de la Convocatoria de Investigación y Desarrollo del Consejo de Seguridad Nuclear de España.(Boletín Oficial del Estado del 13 de Enero de 2004; denominada **Evolución de la Protección Radiológica y Control de Calidad en la Radiología Dental Española** (ayuda número **CSN/GTP/RRII/SUB/63**) y otra del Programa de I+D del Consejo de Seguridad Nuclear denominada **La Radiología Dental en España (BOE nº106,05/03/2007,Res.,CSN 24/09/2007)**).

Facultad de Medicina y Odontología
Área de Radiología y Medicina Física

Campus Universitario de Espinardo. 30100 Murcia
T. 868 88 3601 – www.um.es/webs.um.es/mab



UNIVERSIDAD DE
MURCIA

D. **Ricardo Elías Oñate Sánchez**, Profesor Titular de Universidad del Área de Estomatología y Director del Departamento* **DERMATOLOGÍA, ESTOMATOLOGÍA, RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA**, INFORMA:

Que una vez evaluado, de conformidad con el procedimiento establecido en el artículo 21 del Reglamento de doctorado de la Universidad de Murcia, el expediente completo de la tesis doctoral titulada "**Impacto de la radiología digital en la dosis de referencia de la radiología intraoral española**", realizada por D. **Francisco Velasco Hidalgo**, bajo la inmediata dirección y supervisión de los doctores D. **Miguel Alcaraz Baños** y D^a. **Amparo Olivares Rueda**, este Consejo de Departamento, en sesión celebrada en fecha **8/10/2015**, ha dado su autorización para su presentación ante la Comisión General de Doctorado.

Murcia, 21 de octubre de 2015



Doctorando: D. FRANCISCO VELASCO HIDALGO

**Informe del Departamento para alumnos del RD 778/1998.*

**Informe de La Comisión Académica del Programa para alumnos del RD 56/2005 y RD 1393/2007.*



UNIVERSIDAD DE
MURCIA

D. MIGUEL ALCARAZ BAÑOS, PROFESOR TITULAR DE UNIVERSIDAD DEL AREA DE RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA DEL DEPARTAMENTO DE DERMATOLOGÍA, ESTOMATOLOGÍA, RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada **“Impacto de la radiología digital en la dosis de referencia de la radiología intraoral española”** presentada por **D. FRANCISCO VELASCO HIDALGO**, que se ha realizado bajo mi inmediata dirección y supervisión, en el **Departamento de Dermatología, Estomatología, Radiología y Medicina Física**, y que se presenta para la obtención del grado de Doctor por la **Universidad de Murcia**

En Murcia, a 21 de Octubre de 2015






UNIVERSIDAD DE
MURCIA

D. AMPARO OLIVARES RUEDA, MIEMBRO DEL GRUPO DE INVESTIGACION DE RADIOLOGIA EXPERIMENTAL DEL AREA DE RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA DEL DEPARTAMENTO DE DERMATOLOGÍA, ESTOMATOLOGÍA, RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral titulada **“Impacto de la radiología digital en la dosis de referencia de la radiología intraoral española”** presentada por **D. FRANCISCO VELASCO HIDALGO**, que se ha realizado bajo mi inmediata dirección y supervisión, en el **Departamento de Dermatología, Estomatología, Radiología y Medicina Física**, y que se presenta para la obtención del grado de Doctor por la **Universidad de Murcia**

En Murcia, a 21 de Octubre de 2015



Facultad de Medicina y Odontología
Área de Radiología y Medicina Física

Campus Universitario de Espinardo. 30100 Murcia

Deseo expresar mi agradecimiento:

Al **Dr. Miguel Alcaraz Baños**, Profesor Titular de Radiología y Medicina Física, por acceder a dirigirme este trabajo de investigación, por su abnegada dedicación, interminable ayuda y orientación que han permitido llevarlo a término.

A la **Dra. Amparo Olivares Rueda**, sin su apoyo, sustento e incontables horas de absoluta determinación y fuerza en los momentos de mayor flaqueza no hubiera podido finalizar esta tesis doctoral; por ello, mi eterna gratitud

Al **Dr. Esteban Velasco Hidalgo**, mi jefe, mi amigo, mi hermano y el primero que me empujó a dar este gran paso personal y profesional.

A mi mujer, **María José**, y mis hijas, **Marta y Sofía**, que me han apoyado e inspirado para poder afrontar este reto.

A **D. Juan José Morant Echevarne** que ha recorrido este largo viaje junto a mí y aún en la distancia ha sido un gran apoyo.

A mi **familia y amigos** por haber estado a mi lado animándome en todo momento para culminar este trabajo.

A mis compañeros de la **Unidad Técnica de Protección Radiológica ASIGMA S.A.** por su apoyo y ayuda durante la realización de este trabajo, junto a ellos tuvo comienzo esta andadura y con ellos ha finalizado este proyecto.

Al **Prof. Dr. Manuel Canteras Jordana**, Catedrático de Bioestadística, y a la **Dra. Matilde Campos Aranda**, Profesora Titular de Bioestadística, por su ayuda y consejo en la realización del análisis estadístico.

*A mi mujer y a mis hijas,
por ser la inspiración y el apoyo
para poder llegar hasta el final.*

ÍNDICE

	Pág
I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVOS	32
III. MATERIAL Y MÉTODO	34
IV. RESULTADOS	42
V. DISCUSIÓN	103
VI. CONCLUSIONES	139
VII. RESUMEN	140
VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	145
IX. ANEXOS	162

Informe de Control de Calidad

Publicaciones relacionadas

I. INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN.

Desde que en 1895 el físico alemán, Wilhelm Conrad Röntgen, descubriera una nueva fuente de energía no detectable por ninguno de nuestros cinco sentidos, a los que llamó rayos X (Madrigal y cols., 2009), el campo del diagnóstico médico cambió por completo. Dicho descubrimiento se postuló como una nueva herramienta el campo de la salud, ya que a los pocos días del mismo, médicos cirujanos lo utilizaban en sus procedimientos como diagnóstico preoperatorio.

Tal fue la repercusión del descubrimiento, que en 1901 se le concedió a Wilhelm Conrad Röntgen el primer Premio Nobel de Física de la historia. Poco después del anuncio del descubrimiento de los rayos X, el Dr. Otto Walkhoff efectuaba la primera radiografía odontológica de sus propios maxilares. Para ello utilizó una placa de vidrio recubierta por una emulsión fotográfica, envuelta en papel negro y chasis de goma. Esta primera imagen la obtuvo con un tiempo de exposición de 25 minutos, y el resultado obtenido era bastante defectuoso para el diagnóstico debido a la baja sensibilidad del receptor utilizado. Había nacido la radiología odontológica (Madrigal y cols., 2009).

Se le atribuye al Dr. William Herbert Rollins el diseño de la primera unidad de rayos X con fines odontológicos en el año 1896, aunque en ese mismo año es el Dr.

Edmund Kells quien realiza la primera radiografía intrabucal a un paciente vivo, por lo que se le considera responsable de la mayor aportación inicial a la radiología dental (Mouyen y cols., 1989).

Desde entonces han sido muchos los avances obtenidos en este campo, comenzando por la descripción en 1904 por el Dr. Weston A. Price de dos técnicas de obtención de imágenes, una de ellas ya descrita por el propio Dr. Kells, mediante la cual se situaba la película radiográfica paralela al eje mayor de los dientes y el haz de rayos X incidía en ángulo recto sobre la película; y la otra basada en la regla de la isometría; conocida posteriormente como técnica de la bisectriz o del Dr. Cieszynki, puesto que fue éste quien la aplicó en 1907 sin conocer los estudios del Dr. Price. Posteriormente fue sistematizada por el Dr. Raper, quien en 1912 publicaría un primer libro dedicado en exclusiva a la radiología dental y en 1925 describiría el procedimiento hoy conocido como aleta de mordida (Farman y cols., 2005).

La mejora en los equipos radiográficos se ha postulado como un avance en la reducción de la dosis administrada al paciente. La evolución en la tensión de trabajo de los equipos hasta los actuales 60 – 70 kilovoltios, la filtración añadida de aluminio, el aumento de la distancia de los posicionadores hasta los 20 – 30 centímetros, la utilización de colimadores rectangulares y la aparición de los generadores de alta frecuencia frente a los monofásicos, son elementos que, a priori, permiten reducir la dosis al paciente para la obtención de la imagen diagnóstica de una manera directa e independiente del profesional en la práctica clínica. No obstante, estas mejoras en el elemento generador de la radiación necesaria para la imagen médica, han de ir en paralelo y apoyo con mejoras de los receptores de las mismas para producir una imagen de calidad diagnóstica óptima con la menor dosis razonablemente posible. Todo ello, sin olvidar, la formación continuada del personal responsable de las mismas (Barbieri y Cols., 2006; Kaepler y cols., 2007).

En consecuencia, durante más de 100 años se han estado utilizando los rayos X y la película radiográfica para la obtención de imágenes diagnósticas en odontología. La película radiográfica tras ser expuesta a los rayos X, es tratada químicamente para el revelado de la misma y su posterior visualización por el profesional médico. En todo este tiempo tanto la película radiográfica utilizada, como los medios de tratamiento para la obtención de la imagen y su posterior visualización han evolucionado mucho, pasando de unos tiempos iniciales necesarios de exposición en minutos, a los actuales en donde únicamente se emplean décimas de segundo para impresionar la placa radiográfica,

consiguiéndose de este modo una considerable reducción en la dosis necesaria para obtener la imagen diagnóstica (Madrigal y cols., 2009).

La evolución en el aumento de sensibilidad de la película radiográfica, aún sacrificando mínimamente la resolución de la misma, supone una teórica reducción considerable en el tiempo de exposición necesario, lo que beneficia tanto al paciente como al profesional de la clínica dental, y cumple así con las máximas en los principios de la protección radiológica en el diagnóstico médico, que persiguen que las exploraciones radiográficas siempre han de estar justificadas desde un criterio médico y optimizadas siguiendo el principio ALARA (“as low as reasonably achievable”), sin perder de vista los factores sociales y económicos de cada comunidad (de Van der Stelt, 2005).

Sin embargo, en la práctica diaria de la clínica odontológica, dicha reducción teórica de la dosis de exposición por la mayor sensibilidad de las nuevas películas radiográficas no se ha conseguido poner de manifiesto (Alcaraz y cols., 2006; 2009). Esta situación ha sido puesta de manifiesto principalmente debido a que dichas películas no han sido incorporadas a la práctica clínica en España en la medida que se esperaba, utilizándose solo de forma marginal.

Las películas de sensibilidad D, las de mayor necesidad de tiempo de exposición y como consecuencia de mayor dosis de radiación, siguen suponiendo un elevado porcentaje de utilización, mayor del 80% y por consiguiente sin obtener la perseguida reducción de dosis administrada al paciente (Alcaraz y cols., 2006; 2009; 2010).

Análogamente a lo ocurrido con la fotografía convencional, los estudios radiológicos han incorporado las nuevas tecnologías digitales para la obtención de imágenes radiológicas en Odontología. Los sistemas digitales fueron introducidos por primera vez para uso dental a mitad de los años 80 por el Dr. Mouyen (Trophy Radiology, Kodak), utilizando un captador digital de tecnología CCD (dispositivos de carga acoplada), donde la energía de los fotones de los rayos X se convierte en señal electrónica y ésta en una imagen digital. (Mouyen y cols., 1989)

Los primeros captadores digitales de imagen radiográfica obtenían una baja resolución de imagen y con ello una escasa calidad diagnóstica en relación con la obtenida con la ya muy desarrollada película convencional, de tal manera que los primeros estudios comparativos frente a la película tradicional no los dejaban en buen lugar, ya que la calidad diagnóstica se conseguía con la película radiográfica (Hintze y

cols., 2002; Bhaskaran y cols., 2005). No obstante, sí se conseguían imágenes de una calidad diagnóstica aceptable con una considerable reducción respecto al tiempo de exposición necesario para la película convencional, y como consecuencia una menor dosis de radiación administrada al paciente para la obtención de la misma (Barbieri y cols., 2006).

Los principios de la protección radiológica en el diagnóstico radiológico exigen que las exposiciones deben estar justificadas (el paciente va a conseguir un beneficio mayor que el riesgo radiológico tras la exposición) y optimizadas, por lo que esta ventaja de una menor dosis necesaria para la obtención de la imagen diagnóstica compensaría con creces esa menor resolución en el máximo de calidad; todo ello unido a que gracias a su formato de archivo más sencillo, duradero, pero sobre todo inalterable al paso del tiempo, nos permitiría evitar exposiciones innecesarias frente al deterioro de las imágenes radiográficas convencionales (de Van der Stelt, 2005).

Se deben obtener imágenes con la suficiente calidad en radiología que nos permitan realizar un diagnóstico preciso. Una imagen correcta mostrará las piezas dentales y estructuras anatómicas sin distorsiones, obteniendo un máximo detalle de los objetos pequeños para su identificación. Deberá tener un grado de densidad y contraste adecuados con el fin de maximizar la evaluación de la enfermedad dental. Con la imagen convencional si detectamos algún tipo de problema o fallo durante la toma de la radiografía o el procesado de la imagen, deberemos proceder a su repetición, con la duplicidad en la dosis administrada, mientras que con las imágenes digitales, gracias a los programas de tratamiento de imagen y mejora de la misma, una placa inicialmente defectuosa o de baja calidad, podría servirnos diagnósticamente gracias a los procesos de mejora de dicha calidad mediante su manipulación digital (Farman y cols., 2005).

Por lo tanto, la reducción de la dosis de radiación administrada al paciente se considera una de las grandes ventajas de la radiografía digital; pero hay otra razón por la cual la radiografía digital se adhiere al principio ALARA: la información registrada en la imagen radiográfica está disponible más fácilmente al observador cuando está en un formato digital que cuando está en un formato analógico. Por ello, junto con la reducción de la dosis de radiación, las ventajas más significativas de la radiografía digital son: la manipulación de la imagen asistida por ordenador, la mejora de la imagen en cuanto a brillo y contraste, las opciones obvias de archivo de imágenes estandarizado, así como su fácil recuperación para un estudio posterior (Farman y cols., 2008).

I.1. LA TECNOLOGÍA EN LA IMAGEN DIGITAL

La utilización de los sistemas digitales en la radiología intraoral ha sufrido grandes avances tecnológicos semejantes a los ocurridos en la fotografía convencional. Las primeras imágenes digitales que se obtuvieron son las llamadas radiografías indirectas digitales o radiografías digitalizadas que, partiendo de una radiografía convencional de película radiográfica, se convierten a formato digital mediante la utilización de cámaras fotográficas digitales, escáneres planos capaces de procesar transparencias y/o escáneres de diapositivas. Se consigue una imagen digital con todas las ventajas del formato digital, procesado, tratamiento informático de la imagen para una mejora de la calidad, resolución y estabilidad, mejor archivo de la imagen, etc. No obstante, siempre partiremos de una imagen convencional, sobre película radiográfica, que independientemente de la sensibilidad utilizada, necesitará una dosis mayor que los sistemas digitales propiamente dichos (Van der Stelt., 2005).

Además, la máxima calidad diagnóstica y de resolución de la imagen digital conseguida dependerá de la calidad de la radiografía inicial, y ese punto de partida podría verse disminuido en cada paso o proceso que intervengan en la digitalización de la imagen, por lo que el resultado final dependerá de las pequeñas pérdidas de calidad que se produzcan, con lo que la imagen resultante solamente será tan buena diagnósticamente como los pasos intermedios de procesado y digitalización (Chen y Hollender, 1995).

Este método no precisa de un desembolso inicial importante, permitiendo acceder fácilmente al mundo de la imagen digital, ya que la fuerte inversión necesaria para el paso a los sistemas digitales es el mayor obstáculo al que se enfrentan los profesionales del campo, tal y como se observa en el estudio de Wenzel y Moystad (2001) acerca de los criterios a la hora de tomar la decisión de adquirir un sistema digital de imagen, o no como sistema de registro radiográfico (Wenzel y Moystad, 2001).

Sin embargo esta primera aproximación a la imagen digital no deja de tener sus inicios en una imagen radiográfica convencional, sin la consiguiente reducción en la dosis necesaria para su obtención la cual es el objeto de nuestro estudio y el fin perseguido con dicha evolución a la radiografía digital (Van der Stelt, 2000).

Hoy día, encontramos dos tecnologías más avanzadas que generan imágenes digitales sin un precursor analógico: sistemas de imagen digital directos (RDD o DR) y

sistemas de imagen digital indirectos (RDI) o radiografía computerizada (CR). En los sistemas digitales directos, la imagen se obtiene usando un sensor de estado sólido que está conectado a un ordenador, mediante una conexión física de cableado o inalámbrica, y la imagen se muestra casi instantáneamente a continuación de la exposición. En los sistemas de imagen indirectos se obtienen utilizando un sistema de placa o pantalla de fósforo fotoestimulable, de tamaño, espesor y flexibilidad semejantes a las películas radiográficas convencionales, las cuales tras la exposición almacenan la imagen latente hasta que son procesadas o “leídas” por un escáner mediante un láser para mostrar posteriormente la imagen digital (Barbieri y cols., 2006).

Sistemas Digitales Directos (DR) que emplean sensores sólidos:

Son receptores de rayos X con un captador rígido que conectado de una manera inalámbrica o no al ordenador, envían la información obtenida durante la exposición de una manera directa y casi instantánea, siendo el propio sistema el encargado de procesar y obtener la imagen tras dicha exposición a los rayos X. Los sensores fotosensibles con los que trabaja son similares a los de las nuevas cámaras fotográficas, y por tanto sensibles y estimulables con la luz. Debido a esta capacidad de estimulación mediante la luz, son fácilmente degradables y susceptibles de verse deteriorados si se exponen directamente a la radiación, por lo que los receptores o captadores de estos sistemas digitales directos constan de otros dos componentes junto al sensor (Barbieri y cols., 2006). Una primera capa, el escintillador, es el encargado de frenar esa radiación que podría dañar al sensor, transformando la radiación de los rayos X en luz no perjudicial para el sensor. No toda la radiación es frenada por el escintillador, por lo que a continuación se coloca una segunda capa protectora de fibra óptica u otros materiales, que terminará de frenar la penetración de los rayos X hasta el sensor evitando su rápido deterioro.

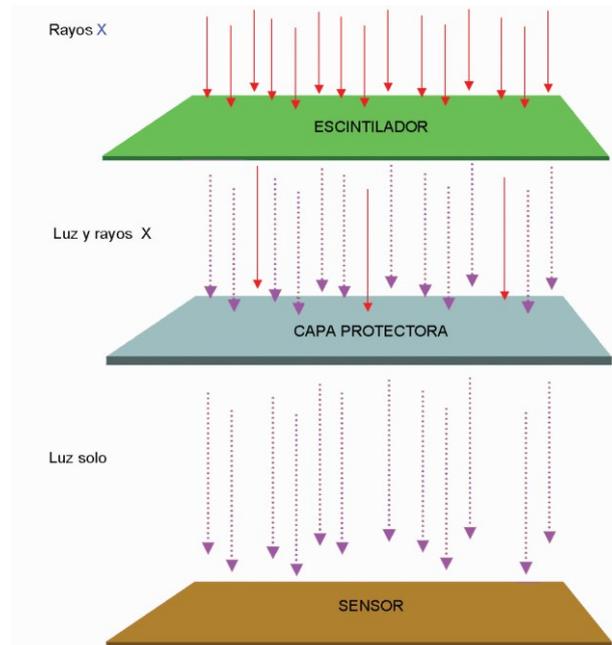


Figura1: Estructura de un captador de radiología digital directa (Barbieri y cols., 2006)

El sensor de un captador digital de imágenes es una estructura formada por un grupo de celdas o píxeles fotosensibles con la capacidad de almacenar los fotones que les llegan, posteriormente transforman la señal luminosa recibida en una señal eléctrica, donde su intensidad de salida será proporcional a la intensidad recibida. A su vez, el impulso eléctrico se envía a un conversor analógico digital o DAC, que tal y como nos dice su nombre, transforma la señal analógica (eléctrica) en una digital, basada en un código binario, por lo que la señal luminosa recibida en cada píxel del sensor se convertirá en un valor de ceros y unos, y éste interpretado a su vez como un nivel determinado de gris. Finalmente la unión de todos esos valores de grises de cada uno de los píxeles que conforman la superficie del sensor nos darán la imagen digital resultante (Kitagawa y cols., 2003).

Precisamente la cantidad de esos píxeles (matriz), o unidad mínima de imagen, existentes en la superficie del sensor, será lo que permita una imagen con mayor o menor resolución. Si únicamente dispusiéramos de una distribución de píxeles en el sensor que permitiera una resolución de un par de líneas por milímetro, se obtendría una resolución muy baja. En la actualidad ya podemos encontrar con sensores una resolución cercana o incluso superior a las 20 pares de líneas por milímetro, lo cual iguala, e incluso podría llegar a superar en un futuro cercano la máxima resolución posible con la película convencional.

Actualmente dentro de los sistemas digitales directos, encontramos dos tecnologías bien diferenciadas que se centran en la forma de transferencia de la señal luminosa en señal eléctrica y esta a su vez en imagen digital. Cada una de ellas con sus pros y contras, la llamada CCD (del inglés charge – couple device) y la tecnología CMOS-APS, o CMOS (complementary metal oxide semiconductor active pixel sensor), la cual ha dado lugar recientemente a los sensores Super-CMOS, una evolución de los sensores CMOS que según sus fabricantes ofrecen una resolución superior (Levato y cols., 2011).

▪ **Tecnología CCD (dispositivos de carga acoplada).**

El término CCD se refiere al diseño del chip electrónico que se utiliza para captar la imagen radiológica, los sensores CCD son captadores de material semiconductor fabricados principalmente con sílice, en ellos la señal recibida por cada píxel, una vez convertidos los fotones de los rayos X en luz por el escintillador, es transferida de una manera secuencial a una estructura común que convierte finalmente estas cargas en voltajes, entrega una señal analógica a su salida, que debe ser digitalizada y procesada por la circuitería del detector externa al sensor (off-chip). Esta señal es enviada al ordenador mediante una conexión entre el sensor y el ordenador (Kitagawa y cols., 2003; de Van der Stelt, 2005; 2008).

En un primer momento la mayoría de los sensores sólidos de la radiografía dental digital se basaban en el sistema CCD, puesto que fueron los primeros en aparecer en el mercado y mostraban una mejor resolución; aunque al tener el elemento amplificador fuera del sensor conllevaba un consumo energético más elevado y problemas de aumento en el ruido de la imagen por incrementos en la temperatura del detector. No obstante, al ser también más sensibles a la señal luminosa necesitan menores tiempos de exposición y con ello menor dosis administrada al paciente (Levato y cols., 2011).

Un problema de este tipo de sensores es el “blooming”, este fenómeno se produce cuando un píxel se satura por la señal que incide sobre él y a continuación empieza a saturar a los que están a su alrededor, que aparecerá principalmente en sobreexposiciones, lo que indica un mal manejo de los tiempos de exposición necesarios, al igual que ocurría en la placa convencional con un ennegrecimiento excesivo de la imagen. Y por tanto lo que en principio parecía un problema, permite el beneficio en el objeto de este estudio, ya que nos haría reducir los tiempos de exposición innecesariamente altos consiguiendo de esta manera la reducción de dosis perseguida.

El “blooming” se produce cuando se expone un sensor CCD a una señal de luz extremadamente brillante y el exceso de carga alcanza en los píxeles adyacentes. Esto hace que parezca que las partes brillantes de la imagen sufran corrimientos mal definidos. Se pueden incorporar mecanismos antiblooming (estructuras de reducción de la reserva) que descargan el exceso de carga eléctrica en los sensores CCD para resolver el problema (Vanderberghe y cols., 2010).

▪ **Tecnología CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor).**

Algunos sensores sólidos utilizan tecnología CMOS. Esta aunque no es muy diferente de la tecnología CCD, presenta diferencias en cuanto a la microarquitectura del chip. En el caso del CMOS, aquí cada celda o píxel (Picture element) es independiente. La diferencia principal es que la digitalización de los píxeles se realiza internamente en unos transistores que lleva cada celda, por lo que todo el trabajo se lleva a cabo dentro del sensor y no se hace necesario un chip externo encargado de esta función. Con esto conseguimos reducir costes y equipos más pequeños (Sanderik, 2003)

En un chip CMOS, muchos de los componentes electrónicos que convierten la energía del fotón en la señal electrónica están incorporados en el propio chip del sensor. La calidad y los costes de producción de chips CCD se han beneficiado de esto, y hoy día los niveles de calidad de imagen CCD y CMOS son comparables entre sí (Kitagawa y cols., 2003; Schulze y cols., 2003; Benediktsdottir y cols., 2003; de Van der Stelt, 2005; 2008).

Otro aspecto en el que los sensores CMOS son superiores a los CCD es en el “blooming”. Aunque este defecto puede subsanarse gracias a algunos trucos en la construcción podría provocar el problema añadido de exposiciones superiores a las necesarias, y por lo tanto mayores dosis de radiación administradas al paciente (Vanderberghe y cols., 2010).

Sin embargo, debido a la estructura interna de los sensores CMOS, donde parte de la superficie no es sensible a la señal luminosa, puesto que forma parte de la electrónica necesaria para el tratamiento de la señal, la superficie sensible se ve reducida y por consiguiente, la densidad de píxeles en una misma superficie puede verse también reducida, y con ello la disminución de resolución de la imagen radiográfica obtenida.

No obstante, independientemente de las diferencias existentes entre ambas tecnologías de imagen digital directa, a efectos de calidad de imagen diagnóstica se comportan de una manera similar no describiéndose diferencias significativas entre sensores de tecnología CCD frente a CMOS (Kitagawa, 2003).

Sistemas de placas de fósforo (sistemas digitales indirectos):

Los sistemas que emplean el sistema de fósforo fotoestimulable (PSP) o también denominados sistemas CR (radiología computerizada), emplean unas placas flexibles semejantes a las placas radiográficas convencionales, recubiertas de una emulsión cristalina fotoestimulable de fluorohaluro de bario enriquecido con europio sensible a la radiación de los fotones de rayos X. Tras la exposición, los fotones de los rayos X que inciden sobre el fósforo provocan la excitación y liberación de un electrón del europio, que es captado por el fósforo de almacenamiento y pasan a ocupar una vacante halógena del mismo. Esta capa de fósforo es capaz de almacenar la energía de los fotones de rayos X durante un tiempo, ya que las vacantes electrónicas y los electrones liberados por los fotones de los rayos X se recombinan y causan luminiscencia, de manera que la señal de los rayos X queda almacenada en forma de energía latente hasta que se procede a su lectura por medio de un sistema láser de helio-neón (Van der Steltz, 2005).

Éste sistema láser de lectura estimulará la luminiscencia de la placa de fósforo, procediendo a la liberación de los electrones atrapados que se recombinarán nuevamente con las vacantes anteriormente creadas del europio. La energía es liberada de la capa de fósforo en forma de fotón luminoso, que el escáner convierte y amplía por medio de un fotomultiplicador en una imagen más intensa y, posteriormente transformada en una señal eléctrica. Por último, esta señal resultante se convertirá en la imagen digital por medio de un convertidor analógico-digital. Dependiendo de las características de este convertidor analógico-digital tendremos un número máximo de tonos de grises determinados o contraste (Van der Stelt, 2005).

La imagen latente puede permanecer durante minutos u horas en la placa de fósforo antes de la fase de escáner, según el ambiente en el cual se almacenen las placas este tiempo puede acortarse o alargarse. Puesto que estas placas son sensibles a la luz no deberían ser expuestas a la luz brillante o al calor excesivo porque esto liberaría la energía antes de que sean leídas por el escáner y por tanto se produciría la pérdida de la imagen latente obtenida. De hecho para su reutilización y evitar una imagen residual en

el fósforo, después de que las placas han sido escaneadas, éstas han de ser expuestas a una luz brillante que homogeneizará y borrará toda la energía restante, permitiendo su posterior utilización para una nueva captura de imagen diagnóstica (Barbieri y cols., 2006).

Este sistema de placa fotoestimulable presenta unos problemas de manipulación que pueden provocar imágenes diagnósticas de poca calidad o sobreexposiciones, debido a la sensibilidad a la luz ambiental intensa. La imagen latente puede borrarse de forma parcial siendo necesarios mayores tiempos de exposición para subsanar este problema tal y como determinaron Ramamurthy y cols. (2004) al relacionar el aumento del ruido de la imagen radiológica con la luz ambiental.

Otro problema añadido en la manipulación de las placas de fósforo, es su durabilidad. Bedard y cols. (2004) desarrollaron un estudio en el que determinaron los factores por los que las placas de fósforo veían reducida su vida útil, puesto que observaron que el 90% de las placas analizadas no eran útiles tras solo 50 ciclos de exposición y lectura.

A la hora de evaluar la reducción de dosis de los sistemas de fósforo fotoestimulable, diversos autores han calculado una reducción de dosis respecto a la película convencional de hasta el 70-75%, consiguiendo imágenes diagnósticas de calidad suficiente (Hintze y cols., 2002; Bhaskaran y cols., 2005; Sakurai y cols., 2010), ya que se ha conseguido pasar en sus inicios de los 6-8 pares de líneas por milímetro en sus inicios a los actuales 12,5 pares de líneas por milímetro; aunque si bien es cierto parece ser que su desarrollo ha alcanzado su techo tecnológico y no parece que se vaya a alcanzar una mayor resolución sin sacrificar velocidad, o lo que es lo mismo reducción de dosis o viceversa (Künzel y cols., 2003; Alcaraz y cols., 2009).

I.2. ELECCIÓN DE UN SISTEMA

No se debe olvidar que hay numerosos factores que permiten reducir la dosis administrada a los pacientes, pero tal y como han descrito con anterioridad, ni el aumento en el voltaje de los equipos utilizados (Kaeppler y cols., 2007), ni la utilización de medidas como protectores tiroideos o colimadores rectangulares que en la práctica clínica son llevados a cabo con poca asiduidad (Martin y cols., 2008), ni siquiera la utilización de

películas más rápidas y sensibles (Alcaraz y cols., 2009), han conseguido reducciones significativas en la dosis de radiación administrada al paciente para obtener una imagen diagnóstica en la práctica clínica habitual. Por lo que todo apunta a que el método más efectivo a la hora de reducir la dosis operacional suministrada a los pacientes pasa por la evolución a los sistemas digitales.

La elección del mejor sistema para el odontólogo depende de cómo tenga organizada su práctica clínica y tal y como indica Farman y Scarfe (2006), no se trata de una decisión de todo o nada. Siempre dependerá del nivel en el que nos encontremos de implantación de la práctica clínica y sobre todo en el deseo y capacidad de cada profesional.

Partiendo del punto de partida de la clínica totalmente analógica con película convencional, se puede evaluar la incorporación de los distintos sistemas digitales a la práctica clínica.

- **Película Convencional Digitalizada.**

Este primer nivel únicamente aporta como beneficio, respecto a la película convencional visionada en un negatoscopio, o como suele suceder a la luz de la lámpara del sillón de odontología, el paso a una imagen digital con sus distintas posibilidades de procesado digital, magnificación, etc (Chen y Hollender, 1995).

Es cierto que el desembolso inicial es bajo, y que permite familiarizarse con el mundo digital y sus distintas aplicaciones, haciendo así menos traumático la transición de lo analógico a lo digital, sin embargo este primer paso ni siquiera se contempla como opción, no siendo llevado a la práctica en las instalaciones de estudio. (Malleshi y cols., 2013)

- **Sistemas Digitales Indirectos (CR), placas de fósforo fotoestimulable (PSP).**

Debido a que estos sistemas son muy semejantes en cuanto a aspecto y manejo, cabría esperar una buena aceptación por parte del sector de la odontología. Estos sistemas CR son flexibles, por lo que son más cómodos para el paciente al ser más fácil posicionarlos dentro de la cavidad bucal. Como ya se ha indicado, el proceso de obtención de imagen consiste en la estimulación de la placa fotoestimulable por parte de los fotones de los rayos X y el almacenamiento de la imagen latente en las mismas. Posteriormente se requiere un paso adicional, la lectura en el escáner, para obtener en

formato digital la imagen latente del captador, donde se realiza el procesado de la imagen latente transformándola en imagen digital por los procesos ya descritos. El tiempo necesario de procesado en el escáner suele ser breve, varía entre segundos para una imagen sola y pocos minutos para una serie radiológica (Berkhout y cols., 2004)

La ventaja, aún dentro del inconveniente de la necesidad de un escáner de lectura de las placas de fósforo en un sistema CR, consiste en que un único escáner puede ser compartido entre varios equipos donde dispondríamos de un número suficiente de placas de fósforo, de forma similar a lo que ocurre con una procesadora o cubeta de revelado de película convencional, con lo que el costo disminuye. Es importante el factor económico, puesto que según se ha visto es la mayor traba a la hora de realizar la transición a los sistemas digitales por parte del sector profesional (Wenzel y cols., 2001).

Un inconveniente de estos sistemas radica, al igual que con las películas radiográficas, en la poca utilización en las clínicas españolas de los dispositivos de sujeción mecánica para posicionar el captador, ya que éste se coloca y se sujeta en el interior de la boca con el propio dedo del paciente. El resultado es que el captador flexible sufre una deformación de la imagen anatómica al ajustarse su forma a la arcada del paciente. Este problema además, acentúa el defecto ya mencionado de la facilidad con la que se deterioran las placas de fósforo por una manipulación inadecuada o excesiva, por lo que nos obliga a una rápida renovación de los captadores (Bedard y cols., 2004).

Estos problemas por la manipulación del fósforo fotoestimulable, se ven reflejados en forma de arañazos y artefactos sistémicos en la imagen radiológica, o incluso en la pérdida de la sensibilidad del fósforo con el paso del tiempo, por lo que a medida que se van degradando se pierde calidad diagnóstica y a su vez se puede requerir dosis más elevadas para conseguir una imagen.

- **Sistemas Digitales Directos (DR), Sistemas CCD y CMOS.**

Los sistemas digitales directos (DR), ya sean CCD o CMOS a efectos de elección de un mejor sistema para reducir la dosis impartida a los pacientes, se comportan de una manera muy similar, ya que ambos presentan una alta sensibilidad a la radiación, un rango dinámico semejante, radicando su principal diferencia en cómo captan, transmiten

y procesan la información captada por cada píxel para su transformación en la imagen digital final (Sanderink y cols., 2003).

Ambos disponen de un captador de imagen que se conecta al ordenador a través de un cable. Actualmente se han desarrollado sistemas inalámbricos, pero con sensores más gruesos al tener que integrar la batería de alimentación y el sistema de comunicación con el ordenador en el propio captador. Este mayor grosor, respecto a la placa convencional o las placas de fósforo fotoestimulable, hace que el posicionamiento del captador en la arcada resulte más difícil, siendo este uno de los mayores inconvenientes del sistema (Vanderberghe y cols., 2010).

Ya que los sensores son rígidos, no se doblan en la boca del paciente y por lo tanto podrían ser difíciles de tolerar y manejar en la boca de los niños y arcadas estrechas; molestia que se agrava ya que el cable que conecta el sensor al ordenador complica las manipulaciones dentro de la boca del paciente. Actualmente las empresas suministradoras, disponen de dos tamaños de captador, uno más grande para adultos y otro más pequeño para niños, pero el sobrecoste que supone hace que las clínicas utilicen solo el tamaño grande, por lo que el problema en niños no disminuye, sino que se acrecienta (Vanderberghe y cols., 2010).

Existen sistemas de posicionamiento mecánicos de los captadores dentro de la boca, al igual que sucede con las placas radiográficas y los sistemas digitales indirectos CR, que optimizan la obtención de la imagen diagnóstica, al evitar movimientos del captador, favorecer la perpendicularidad y posicionamiento en la pieza a estudiar y disminuir las náuseas ocasionadas por el posicionamiento del captador con el propio dedo del paciente.

Una de las principales ventajas de los sistemas de captador directo frente al procesado de la película convencional o el escaneado láser de los sistemas de fósforo, es que la imagen producida a través de este captador de estado sólido está disponible en la pantalla del ordenador en unos segundos, por lo que resulta muy adecuado para la práctica clínica al disminuir los tiempos de diagnóstico del paciente (Sanderik y cols., 2003).

Desde su aparición en el mundo de la odontología gracias al Dr. Mouyen, los sistemas digitales directos han sufrido un rápido avance, con lo que la escasa resolución inicial que presentaban los primeros captadores ha dado paso a una resolución que iguala e incluso puede superar la conseguida con las películas convencionales. Se ha pasado de los iniciales 8 bits de profundidad que nos permitían 256 grados de grises de contraste hasta los 12, e incluso 16 bits, que permiten 4096 y 65536 tonos posibles de grises respectivamente. Todo ello, unido a la aparición de los nuevos programas de ayuda a la detección, de procesado y tratamiento de imagen, que hacen que poco a poco los sistemas digitales de imagen, y en particular los sistemas digitales directos, se estén imponiendo en el día a día de la obtención de la imagen clínica en los centros odontológicos (Vanderberghe y cols., 2010).

I.3. REDUCCIÓN DE DOSIS.

La reducción de la dosis de radiación administrada al paciente es una de las ventajas más importantes de la radiografía digital. Sin embargo, hoy día es cuestionable si la radiografía digital realmente proporciona cierta ventaja con respecto a la imagen intraoral en términos globales debido a la mayor frecuencia de exposiciones que se realiza en un mismo estudio (Berkhout y cols., 2003; 2004).

Numerosos estudios (Parauzas y cols., 2000; Kitagawa y cols., 2003; Farman y Farman, 2005; Purmal y cols., 2013), han comparado los distintos sistemas digitales (directos e indirectos), con la película convencional para la detección de distintas patologías, con resultados semejantes en cuanto a la capacidad de detección, pero con una considerable reducción en la dosis administrada por los sistemas digitales, incluso llegando a reducciones del 90% de dosis. En la práctica clínica, Berkhout y cols. (2004) ha descrito que se produce un incremento en la utilización de las radiaciones por los profesionales que manejan algún sistema digital de imagen respecto a los que mantienen placas radiográficas convencionales, y por consiguiente podría realmente producirse una reducción menor a la indicada para exposiciones unitarias, e incluso un aumento de la dosis administrada en el cómputo global del estudio radiológico en cada paciente (Berkhout y cols., 2003 y 2004).

En la práctica clínica no está clara la reducción de dosis realizada por la radiografía digital respecto a la imagen intraoral (Berkhout y Van Der Stelt., 2004), debido

a las características de los sistemas de placa de fósforo que tienen un amplio rango dinámico de exposición ya que inicialmente la ventaja de ser más sensible a la radiación, provocara imágenes sobreexpuestas que permitirían una buena calidad de imagen incluso si el paciente ha recibido una dosis mucho más alta de la necesaria para obtener una imagen diagnóstica adecuada. Comparando los distintos sistemas de captación de imagen respecto al rango o latitud de exposición, la película convencional tiene una ratio entre una imagen gris clara o subexpuesta y una imagen ennegrecida o sobreexpuesta de 1000; el sistema de fósforo fotoestimulable de 10000; mientras que para los sistemas digitales directos, tanto CCD como CMOS-APS o superCMOS es de 100 (Martin y cols., 2008). Esto quiere decir, que el límite de la dosis necesaria para obtener una imagen sobreexpuesta es 10 veces mayor en la película convencional y 100 veces mayor en los sistemas de fósforo, respecto a la necesaria en los sistemas digitales directos de estado sólido, ya sean CCD o CMOS.

Se ha observado que los sistemas de placas de fósforo pueden proporcionar buenas imágenes incluso cuando el tiempo de exposición ha sido mucho mayor que el requerido para la película. Esto quiere decir, sin embargo, que el odontólogo no es advertido por una calidad de imagen insatisfactoria cuando el tiempo de exposición es demasiado largo y no permite la corrección del error que provoca una exposición elevada del paciente a la radiación ionizante (de Van der Stelt, 2005).

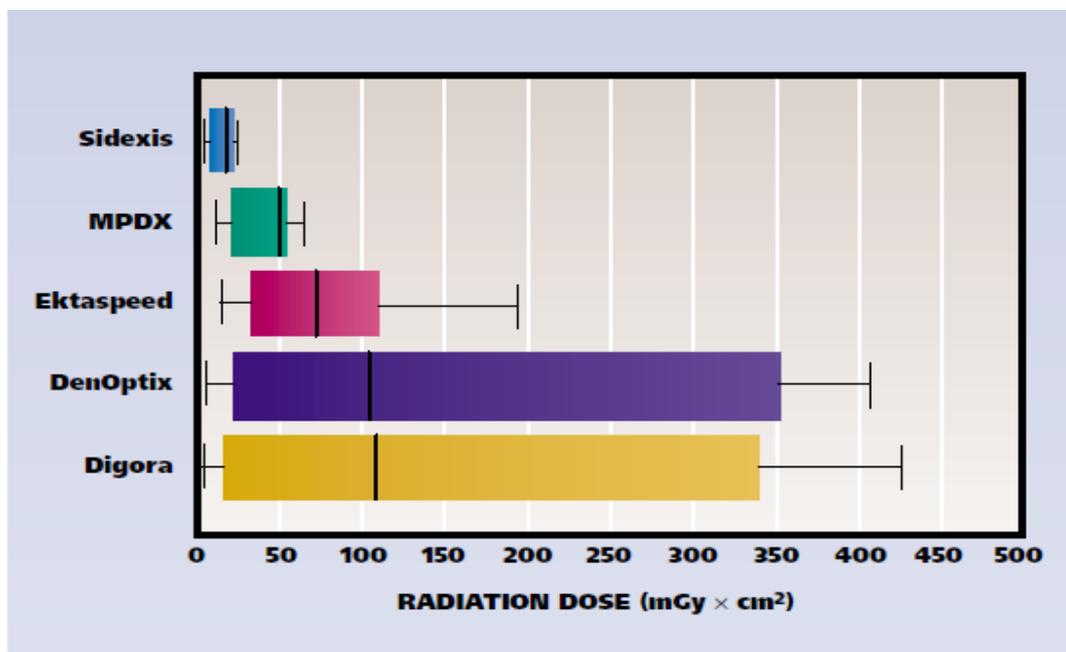


Figura2: Dosis de radiación empleada por los diferentes sistemas de radiología digital dental, incluyendo el rango máximo y mínimo para la obtención de una imagen de calidad diagnóstica. Los sistemas CR poseen el rango más amplio: reducen el riesgo de una exposición incorrecta pero introducen el riesgo de sobreexposición de la dosis administrada al paciente (de Van der Stelt, 2005).

Tal y como se ha indicado, los sensores CCD tienen un menor rango dinámico de exposición. Las imágenes sobreexpuestas saturan las áreas negras dando una indicación clara al usuario de que debería reducir el tiempo de exposición. En adición a este aspecto, el efecto de "blooming", que por un lado se plantea como un defecto para este tipo de tecnología, nos avisa que se está suministrando un exceso de energía a los sensores y por lo tanto deberemos reducir el tiempo de exposición. Aunque en los sistemas CMOS no se proporciona esta información, sin embargo producen una imagen más oscura, comparable con lo que pasa con las películas radiográficas quemadas, siendo esto una señal al odontólogo de que se debería reducir la exposición al paciente (Vanderberghe y cols., 2010).

Parece que la reducción de la dosis en la radiografía digital es limitada, y no sucede de una manera directa; es necesario que el personal encargado de hacer la radiografía actúe de una manera activa a la hora de seleccionar la exposición más baja que proporcione imágenes diagnósticamente útiles (Farman y cols. 2006)

Debido al avance y desarrollo tanto de las películas convencionales como de los sistemas digitales, se ha conseguido reducir el tiempo teórico necesario para la obtención de la imagen radiológica. El paso de películas de velocidad D a las más rápidas y sensibles, de velocidad E e incluso F, la mejora de la sensibilidad de los cristales de fósforo, pero sobre todo el avance de los captadores de estado sólido, con especial atención en la aparición de la tecnología CMOS-APS, permite utilizar tiempos de hasta un 90% menores respecto a la película de partida de velocidad D (Purmal y cols., 2013).

**Figura3: Imágenes obtenidas con un equipo Trophy y receptor CR:
1) exposición de 0,02 s; 2)
exposición de 0,12 s (X6);
exposición de 0,28 s (X14)
(Alcaraz y cols., 2008).**



I.4. PROCESADO DE LA IMAGEN DIGITAL

Obviamente la principal diferencia entre la película convencional y los sistemas digitales, la encontramos en el método a emplear para la extracción de la imagen latente de cada sistema captador de la imagen. Se ha pasado del procesado químico, donde multitud de variables, como la temperatura, dilución y/o calidad de los líquidos de procesado, estado de almacenamiento de las placas radiográficas, tiempo y control del propio procesado, etc; afectan de una manera muy relevante sobre la calidad final de la imagen diagnóstica. Incluso pequeños defectos durante el procesado, son irreversibles, un tiempo mayor o menor en el revelador, hará que una imagen que inicialmente tuviera un potencial adecuado de calidad nos aparezca velada o clara independientemente de que estuviera o no sobre o subexpuesta.

Este problema no nos ocurre con el procesado digital de la imagen, si por alguna causa la imagen latente no tuviera una calidad óptima, siempre se pueden aplicar factores de corrección o programas de mejora de tratamiento de imagen con el fin de garantizar una calidad diagnóstica aceptable (Sucheta y cols., 2013).

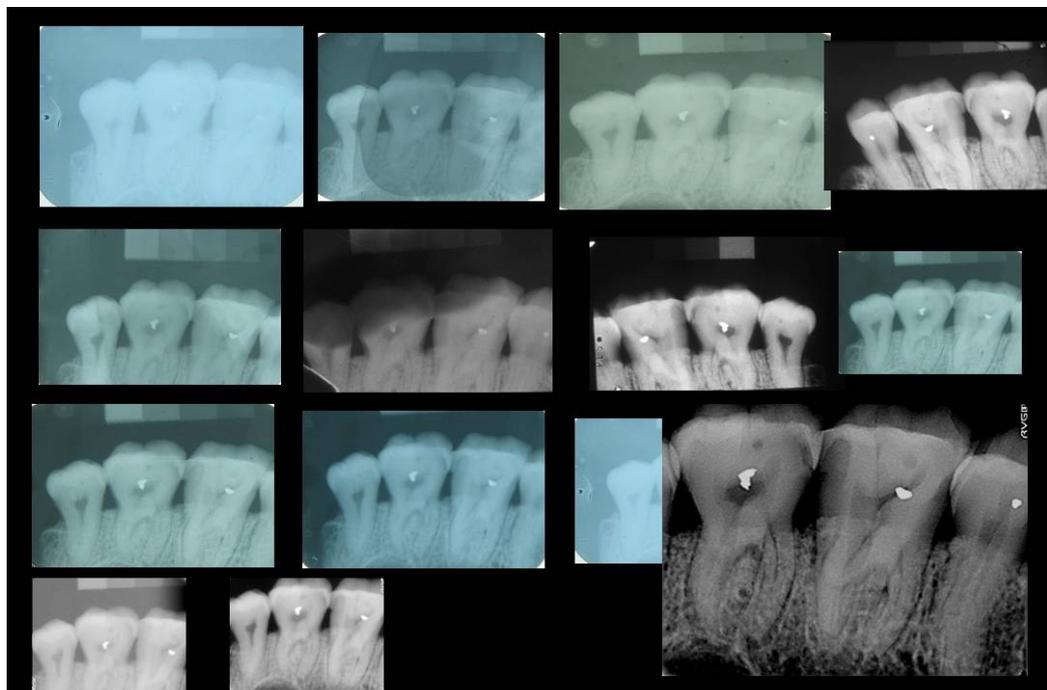


Figura4: Diferentes imágenes obtenidas en clínicas dentales empleando la técnica habitual en las mismas y consideradas adecuadas para el diagnóstico clínico por el personal de las mismas. Sólo la imagen digital permite la manipulación (brillo y contraste) de la imagen una vez realizada la exposición al paciente (Alcaraz y cols, 2008).

Por lo que lógicamente, una importante ventaja de la radiografía digital, tal vez la más importante, es su capacidad de tratar los datos de la imagen de modo que la información sea más accesible para el sistema visual humano (Lehman y cols., 2002). Actualmente, se ha conseguido una resolución espacial próxima a los 20 pares de líneas por milímetro, mientras que la capacidad visual del ojo humano está reducida a 8 – 10 pl/mm, y es donde el tratamiento de imágenes digitales cobra una de sus mayores ventajas, ya que se puede magnificar o ampliar una imagen de manera que la capacidad visual del profesional se vea mejorada (Künzel y cols., 2003).

El objetivo de la radiografía no es simplemente capturar una imagen exacta, sino también reproducir la información diagnóstica. El procesamiento de imágenes digitales puede proveer esta información con más eficacia que la película radiográfica (Górmes y cols., 2009); la aparición de programas de autodetección de lesiones facilitan mucho la labor del profesional de la odontología, ya que tal y como se observa la experiencia, la formación del observador y su entrenamiento son críticos a la hora de una mejor interpretación diagnóstica de la imagen (Syriopoulos y cols., 2000).

Para entender mejor cómo se realiza el mecanismo de procesamiento de imágenes, es necesario saber y cómo se obtiene. En cuanto a la imagen digital finalmente mostrada, los sensores de estado sólido (sistemas DR) y los de placa de fósforo (sistemas CR) no son muy diferentes en lo concerniente al resultado final del proceso de adquisición de imagen, pero sí en la tecnología asociada a la misma. En el sistema directo de captación (sistemas DR), el sensor recibe la intensidad de la señal luminosa generada por el haz de rayos X después de que éste haya pasado a través del paciente, y a su vez se hayan transformado esos fotones de rayos X, en fotones luminosos al atravesar la capa del escintilador (Barbieri y cols., 2004).

Esta captación de la señal se realiza en pequeñas regiones de entre 20 a 30 micrómetros cuadrados, llamados "píxeles" (la abreviatura de "picture elements") (Górmes y cols., 2009), el mayor o menor tamaño de los mismos es lo que nos permitirá una menor o mayor resolución para distinguir estructuras de menor calibre. La intensidad de la señal del fotón que incide en cada píxel se mide electrónicamente por una escala, inicialmente basada en la tecnología de 8 bits que permitía 256 valores (0-255), conocida como la escala de Gray en radiología digital. Esta escala crea un gradiente de valores de negro, donde 0 indica la radiación máxima y corresponde al negro en la imagen radiográfica digital, y 255 indica que no se ha recibido señal por radiación o completa radiopacidad (blanco) en la imagen digital (Litwiller, 2005).

Cada una de las medidas captadas en el sensor, generadas por los fotones incidentes en cada píxel, son tratadas y convertidas según la intensidad de la señal en un valor numérico de esta escala, enviadas al procesador del ordenador y almacenadas en una matriz como una serie de números que representan las coordenadas (X e Y) y la intensidad de fotón de cada píxel. De hecho, la imagen digital puede ser concebida como una matriz con columnas y filas, en vez de como un gradiente continuo como sucede con la película convencional. Las columnas representarían las coordenadas del eje X de los píxeles y las filas las coordenadas del eje Y. Los valores resultantes en cada célula de la matriz indican el nivel de señal recibido por el píxel representado por aquella célula. Finalmente, la información numérica contenida en esta matriz es empleada para mostrar los valores o grados de grises que nos conformarán la imagen sobre la pantalla del monitor (de Van der Stelt, 2005).

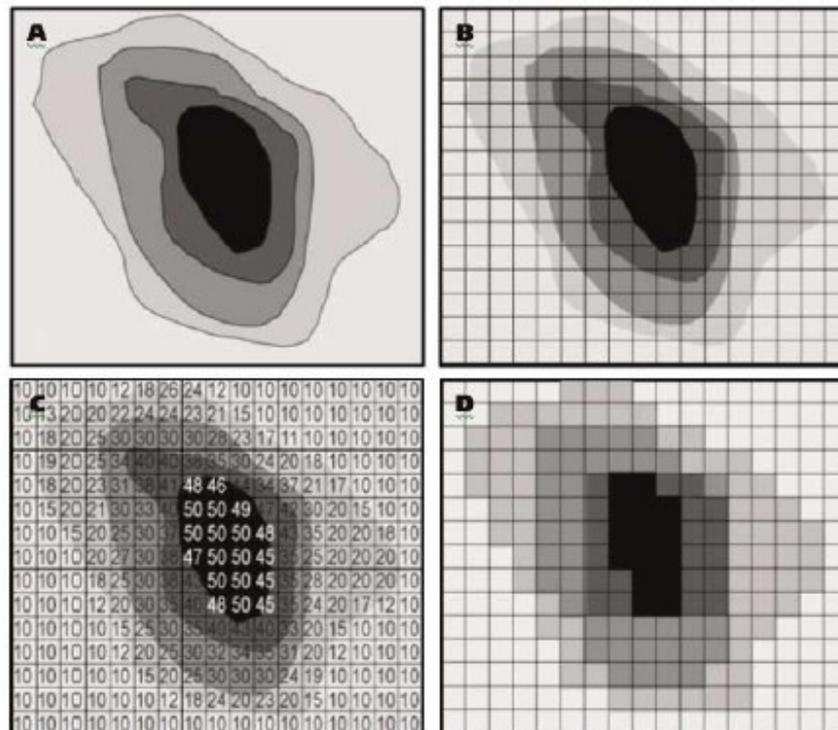


Figura 5: Representación esquemática de una imagen digital: a) ventana de la intensidad de la radiación ionizante; b) imagen detectada por el sensor digital, cada cuadrado es un píxel; c) representación numérica de los valores del píxel enviados al ordenador; d) imagen digital sobre el monitor (de Van der Stelt, 2008)

En la actualidad hay sistemas que utilizan una escala de valores más amplia, se ha pasado de la escala de 8 bits que nos proporciona una gama de 256 tonos de grises, a los de 12 bits que permiten 4096 grados de tonalidad, e incluso de 16 bits que pueden contener hasta 65536 valores para expresar la intensidad del fotón para cada píxel. Sin embargo, esa amplia variedad en los tonos de grises que el captador es posible que nos

muestra, se ve limitado por las características del monitor. Aunque están evolucionando tecnológicamente, la mayoría de los monitores suministrados sólo alcanza una profundidad de 8 bits (Nair y cols., 2007).

Se recomienda la utilización de monitores de alta resolución, que permiten una profundidad de píxel mayor, consiguiendo los 12 e incluso 16 bits referidos. Además, poseen otra ventaja adicional y es la de poder ser ajustados a los estándar DICOM de imagen diagnóstica (Digital Imaging and Communication in Medicine), con lo que la transmisión e intercambio de imágenes entre distintos sistemas no se verán afectadas por el software particular de cada casa comercial. Aunque el ojo humano sólo puede captar diferencias de tonalidad en un rango de 32 a 64 grados de grises, mediante el empleo de las herramientas adecuadas suministradas por la tecnología informática, nos podemos mover en la ventana de visualización que más nos interese. Esto es, podemos desplazarnos hacia tonalidades más claras o más oscuras según sea el nivel de contraste que mejor se ajuste a nuestros requisitos, y podemos acotar toda esa gama de grises según nuestras necesidades, o podemos reducirla tanto hasta el punto de obtener sólo dos valores, blanco o negro (Litwiller, 2005).

La matriz resultante es muy útil a la hora del procesamiento de imágenes, ya que por lo general se aplica un procedimiento o algoritmo matemático a la representación numérica de la imagen digital que causa un nuevo juego de valores de píxel, y por tanto una imagen final más adecuada a nuestras expectativas. El algoritmo a aplicar entre la señal original recibida y la imagen final a mostrar, puede ser tan simple o complicado como la información que queramos realzar o conseguir. Uno de los algoritmos más sencillos a utilizar, es la inversión de la representación de los valores, donde se invierte la equivalencia entre el valor de píxel y el grado de gris a mostrar, de esta manera se obtiene un negativo de la imagen original (también denominado máscara) (Litwiller, 2005).

En la imagen anterior podemos observar cómo el procesamiento digital muestra la mejora de contornos, éstos son más fácilmente reconocibles por el sistema visual humano que cuando son pequeños contrastes. Algoritmos más avanzados pueden ser, por ejemplo, una reconstrucción tridimensional de información radiográfica o el reconocimiento automatizado de rasgos de imagen (de Van der Stelt., 2008; Górmex y cols., 2009), incluso actualmente hay modelos informáticos que nos permiten detectar automáticamente lesiones periodontales.

EJEMPLOS DE PROCESAMIENTO DE IMÁGENES.

- ***Contraste y densidad.***

Una correcta técnica a la hora de tomar una imagen proporcionará una imagen latente de calidad, por lo que los ajustes de exposición de tensión, intensidad, tiempo, distancia, pero sobre todo dosis adecuadas al sistema de captación que utilicemos, permitirán que la información que llega al receptor de la imagen sea lo más fiel posible a la realidad. Posteriormente debemos extraer esa imagen latente en las condiciones y de la manera adecuada, con el fin de perder el mínimo de información o calidad respecto a la señal captada y obtener una imagen con un buen contraste y densidad radiológica (Pfeiffer y cols., 2000).

Por lo general, una imagen analógica será demasiado oscura cuando haya sido sobreexpuesta por una dosis de radiación superior a la necesaria o por un mal procesado durante el revelado químico, y tenemos el problema de no poder hacer correcciones después de que la película haya sido procesada (Pfeiffer y cols., 2000). En la práctica clínica, por lo general, nos encontramos ante el caso de que el procesado de la imagen se realiza manualmente y sin un control del tiempo establecido, dando como resultado una imagen final de calidad variable. Se une a su vez la necesidad de disponer de manera rápida de la imagen para el diagnóstico del paciente, por lo que se acorta el tiempo de procesado recomendado por las casas fabricantes de película radiográfica aumentando el tiempo de exposición, y como consecuencia la dosis suministrada (Alcaraz y cols., 2009).

Obviamente, esto es diferente para imágenes digitales. De unas condiciones de exposición determinadas, se puede obtener imágenes finales diferentes, y pueden ser corregidos en cierta medida pequeños errores de técnica: una imagen sobreexpuesta puede “aclararse” y, asimismo, la densidad de una subexpuesta se puede hacer más “oscura”. De hecho, se ha comprobado que el tratamiento de la imagen mediante el uso de estos algoritmos matemáticos de procesado permiten un mejor diagnóstico (Moystad y cols., 2003). Incluso la ecualización de una imagen subexpuesta, es un método eficaz y eficiente para incrementar el contraste de una imagen sin aumentar el efecto adverso de la relación señal-ruido (Hayakawa y cols., 1996).

No obstante, el uso de estas herramientas no es una excusa para no realizar los ajustes de exposición adecuados, de manera que aunque nos puedan ayudar a resolver con algunos retoques los ajustes de exposición después de haber obtenido la imagen radiológica, siempre deberemos procurar ajustar los parámetros de la técnica radiográfica a nuestro receptor de imagen, ya que como ya se ha dicho anteriormente, hay funciones de procesado que trabajan muy bien para el realce del contraste en imágenes subexpuestas, pero sin embargo no son útiles con las imágenes sobreexpuestas (Sakurai y cols., 2010).

La corrección de contraste y densidad se puede realizar manualmente por el propio observador, aunque algunos programas de software tienen incluidos unas ventanas de visualización determinadas en base a los requisitos diagnósticos de visualización, mediante la posibilidad de hacer un contraste estandarizado y optimizar el brillo, lo que causará una calidad de imagen objetiva y reproducible (Gomez y cols., 2009).

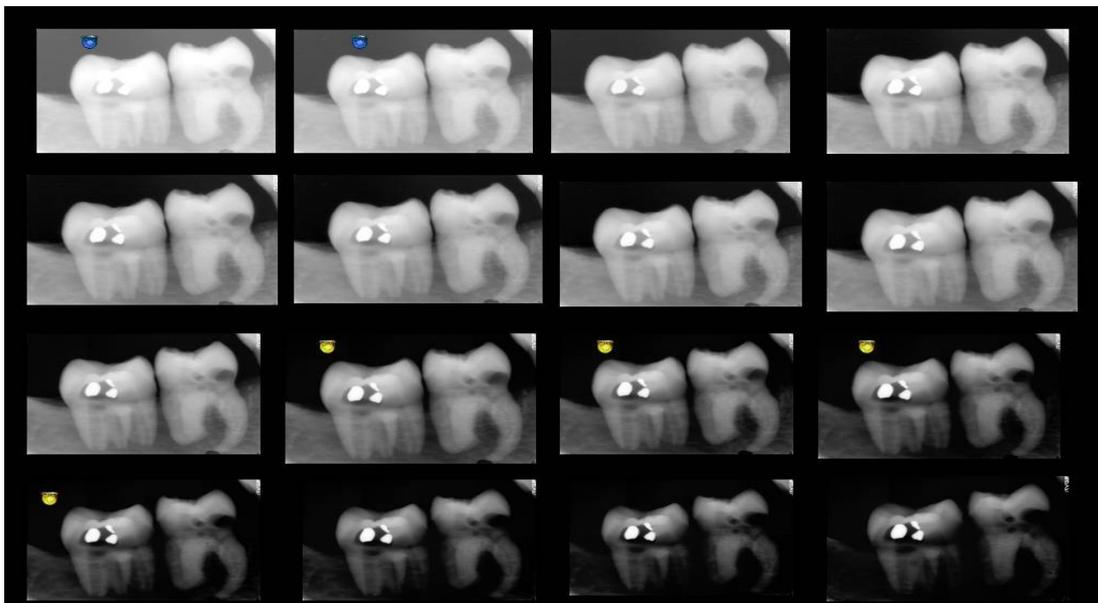


Figura 6: Serie radiográfica obtenida con película radiográfica Kodak Insight (desde 0,06 s hasta 0,42 s). Señalada en azul las imágenes correctas seleccionadas por nuestro grupo de odontólogos; señaladas en amarillo las imágenes correctas seleccionadas por nuestro equipo de radiólogos con experiencia dental (Alcaraz y cols., 2008).

Una opción más visual que permite el tratamiento digital de la imagen, es aplicar algoritmos que realcen los contornos, de manera que muestran una imagen más

perfilada, o la de aplicar color a los distintos valores de contraste, dando lugar a que nos muestre una imagen más visual con la que poder informar al paciente, incluso se puede obtener una imagen en relieve mediante la aplicación de determinados filtros o máscaras. Cada día, la tecnología muestra nuevas aplicaciones de mejora para el diagnóstico, previendo una mejora continua y abriéndonos unas buenas expectativas para el futuro (Choi y cols., 2014).

▪ ***Medidas de imágenes digitales sobre la pantalla.***

Los tres tipos de medición disponibles en los programas informáticos de tratamiento de imagen diagnóstica digital son la medida de longitud entre dos o más puntos, la angulación entre dos líneas y el área de una imagen o una fracción de la imagen. La manera más sencilla de expresar la medida en una imagen digital es indicar el número de píxeles existentes; sin embargo, es más adecuado usar milímetros o pulgadas como unidad de medida, con el fin de poder comparar mediciones, puesto que el tamaño de píxel puede variar de un sistema a otro (Choi y cols., 2014).

Para una adecuada medición, se debe disponer de la calibración del factor de amplificación de un sensor particular, de esta manera la conversión de las medidas del número de píxeles y su tamaño en las unidades de longitud del sistema métrico o anglosajón será más precisa. Esto puede realizarse mediante el empleo de patrones de longitud conocida, por lo general, se emplea una lima endodóntica de calibre y longitud determinada que es incluida en la imagen y el cálculo posterior del factor de amplificación entre la longitud real de la lima y la longitud medida en la imagen radiológica sobre el monitor (Eikenberg y Vandre, 2000).

No obstante, cada vez más programas de software son capaces de reconocer el sistema de sensor que se usó para adquirir la imagen y, posteriormente, el tamaño de píxel y la amplificación de la imagen inherente. De este modo, la información facilitada es utilizada para convertir el píxel directamente en distancias reales, sin el empleo de un instrumento de calibración. Se debe tener en cuenta que el método último no compensa la amplificación causada por la distorsión proyectiva; por lo que la utilización de métodos de calibración, por ejemplo, una lima endodóntica, resolvería esta situación en cierta medida (Mentes y cols., 2002). Sin embargo, se ha detectado que el error cometido en las medidas por la distorsión generada por la magnificación causada durante la proyección de la imagen, es inferior en la imagen digital que en la película convencional.

Incluso, se ha indicado que en la situación clínica, estas diferencias de medida no son clínicamente significativas (Eikenberg y Vandre, 2000).

- ***Radiografía de substracción.***

El procesamiento de imágenes más avanzado (usado principalmente en radiología general) está disponible también para los odontólogos con la imagen digital (Gröndhalt y cols., 1983; de Van der Stelt, 2003; Bitar-Cortez y cols., 2006). La radiografía de substracción fue descrita originariamente por Ziedses des Plantes en los años 30 del siglo pasado (Webber y cols., 1982; Gröndahl y cols., 1983). La radiografía de substracción es capaz de mostrar pequeñas diferencias entre radiografías tomadas en un tiempo específico diferente. La substracción de los valores de pixel de dos imágenes con la misma geometría de proyección muestra las diferencias y suprime las estructuras de ambas imágenes que son similares, lo que también se llama "ruido anatómico". Las dos imágenes empleadas para la radiografía de substracción deben tener idéntica geometría de proyección. Si no es así, la imagen de substracción mostrará la diferencia de la geometría de proyección en vez de la diferencia entre la primera y la segunda exposición (Lehman y cols., 2002).

Se han publicado diferentes estudios mostrando cómo obtener imágenes idénticas, basadas principalmente en el empleo de posicionadores de película conectados a bloques de mordida individuales (Suchetta y cols., 2013). Recientemente, sin embargo, se han presentado soluciones de software para reconstruir la segunda imagen según la geometría de proyección de la primera, haciendo innecesario el empleo de posicionadores rígidos; el software también puede utilizar imágenes obtenidas con sistemas y sensores diferentes, una situación que provocaría que la película tuviera diferentes factores dimensionales y de amplificación (Van der Stelt y cols., 2003). Estas soluciones facilitan la radiografía de substracción en la práctica general, aún sin posicionadores (Lehman y cols., 2002).

I.5. ASPECTOS DE SEGURIDAD DE LA RADIOGRAFÍA DIGITAL.

Diferentes autores han puesto de manifiesto que la posibilidad de cambiar el aspecto y los contenidos en una radiografía digital hace discutible la fiabilidad de una imagen digital. Resulta interesante ver que esta pregunta se hace enfocada a la conexión con imágenes digitales y no tanto respecto al software basado en películas radiográficas

(Tsang y cols., 1999). El clínico, por defecto, siempre debería guardar el original de la imagen, incluso cuando el contraste, la densidad y otras características de la imagen hayan sido ajustados posteriormente por el usuario. De este modo, siempre es posible volver a la imagen original (MacDonald-Jankowskij y Orpe., 2007).

Un archivo electrónico tiene marcadores que indican la fecha de creación y el tiempo del archivo, la última vez que se tuvo acceso, y si el archivo se cambió. Desde luego, es posible engañar el ajuste de tiempo del ordenador, pero no es fácil cuando la imagen forma parte de una base de datos y un archivo esencial se mantiene en todas las actividades de ésta. Seguramente es más complicado que el cambio de la fecha de una película. A menudo el software no permite borrar una imagen digital de la base de datos, algo que sin embargo es bastante fácil de hacer en un sistema de archivo analógico. Incluso algunas empresas han empezado a utilizar una marca de agua digital en sus imágenes cuando éstas han sufrido alteraciones. Esto sería una opción disuasoria para aquellos que cambien las imágenes con objetivos fraudulentos. Esta medida de seguridad podría ser una protección de fraude eficaz cuando las imágenes son exportadas de la base de datos y transferidas a terceros (MacDonald-Jankowskij y Orpe., 2007).

Se puede destacar, que la mayor parte de artículos sobre el empleo fraudulento de imágenes digitales se refieren sobre cómo cambiar la propia imagen, no sobre cómo descubrir si una imagen ha sido trucada (de van der Stelt, 2005). El problema clave es que las empresas de seguros y los odontólogos que reciben las imágenes de pacientes deberían ser conscientes de la posibilidad de modificaciones en las radiografías digitales. En caso de duda, las modificaciones pueden reconocerse usando procedimientos de procesamiento de imágenes estándar como la medida del nivel local de ruido y las irregularidades de gradientes globales de contraste (MacDonald-Jankowskij y Orpe., 2007).

Esto, sin embargo, requiere un conocimiento más profundo de las características de una imagen digital. Cuando la fiabilidad de una imagen está en duda, el médico debería consultar a un experto en radiografía digital. Aunque también se debería apreciar que, por lo general, no es sólo una radiografía la base de la sospecha; en la mayor parte de situaciones, hay más pruebas en la historia del paciente y en los registros complementarios de tratamiento que hacen la situación cuestionable. En definitiva, no hay ninguna razón para considerar que las radiografías digitales son menos fiables que

las analógicas sobre todo cuando se puede mostrar la fuente de la imagen, y cuando la imagen puede ser retomada desde la imagen o base de datos original (Berg, 2000).

I.6. PUESTA EN PRÁCTICA DE LA RADIOGRAFÍA DIGITAL EN ODONTOLOGÍA.

Aspectos de organización.

El paso de un sistema analógico a un sistema digital en una instalación dental no es sencillo (Hellen-Halme y cols., 2005). Aparte del hardware, la infraestructura de red necesaria y la selección del sistema del sensor apropiado, además los miembros del equipo dental tienen que aprender nuevas habilidades: colocación del sensor en la boca del paciente, utilización del software y mantenimiento y utilización del ordenador (Berkhout y cols., 2002).

La pantalla del ordenador tendría que estar colocada en una posición ergonómica apropiada que facilite ver la información radiográfica durante el tratamiento. La adquisición de la imagen se produce según un protocolo estricto de pasos consecutivos, que comienza con la selección del nombre del paciente del que van a ser adquiridas las radiografías en la base de datos de imágenes del software. Esto quiere decir que no puede tomarse ninguna imagen radiográfica a no ser que un paciente sea seleccionado y que toda radiografía tomada siempre esté ligada a un paciente. Esto hace que el ritmo de trabajo sea aparentemente menos flexible. Sin embargo, la ventaja del sistema consiste en que es un ritmo de trabajo más seguro y fiable, sobre todo para el proceso de archivar y recuperar imágenes radiográficas (Butt y cols., 2012)

Por lo general, el sensor es instalado con el software correspondiente y las imágenes son almacenadas en la base de datos proporcionada por este software. Esto parece lógico, pero a largo plazo no es así. Con el paso del tiempo los sensores tienen que ser sustituidos, o se añade un nuevo sensor de otro fabricante. Sin embargo, se debería poder archivar todas las imágenes en una base de datos única y debiera ser independiente de un fabricante particular. Sobre todo en clínicas dentales grandes y facultades de Odontología, donde habitualmente se utilizarán diferentes sensores. Cuando otras personas de la clínica o de la facultad quieran acceder a los datos de la imagen, tener una única base de datos centralizada proporcionará esta información de un modo fiable y eficiente.

Calidad de imagen diagnóstica.

La calidad de una imagen no se puede juzgar sobre una evaluación subjetiva de lo que en la imagen aparece. Una radiografía “*bonita*” no es siempre buena cuando se relaciona con su calidad diagnóstica. La calidad de imagen diagnóstica es el parámetro crucial que determina si una radiografía es buena o no. La definición de la calidad de imagen es un proceso complicado, porque la imagen como tal es la parte de una cadena más larga de procedimientos y acciones, que comienza con el sistema de sensor para adquirir la radiografía y que finalmente acaba en causa la decisión diagnóstica del clínico. Por lo tanto, en los estudios de calidad de radiografías producidas por un sensor particular, los investigadores por lo general miden la calidad mostrando las imágenes a un grupo de observadores que tienen que realizar una tarea específica diagnóstica. Comparan estadísticamente las observaciones de uno o varios sistemas de sensor con las imágenes convencionales a base de películas (Syriopoulos y cols., 2000).

Se han publicado muchos estudios sobre gran variedad de tareas diagnósticas realizadas sobre imágenes digitales radiográficas: la evaluación de caries en diferentes grados, la valoración de pérdida de hueso periodontal, el reconocimiento de la longitud de un conducto endodóntico en lo que concierne a la longitud de la raíz o la presencia de radiotransparencia periapical (Vanderberghe y cols., 2010). La mayoría de los estudios concluyen que la calidad diagnóstica de las imágenes digitales es adecuada; las imágenes digitales consiguen al menos, la misma calidad que las radiografías convencionales y a veces aún mejor (Mentes y cols., 2002; Kitagawa y cols., 2000; Vandre y cols., 2000; Syriopoulos y cols., 2000). Esto es válido tanto para la radiografía intraoral como para la extraoral (Molander y cols., 2004). Los sensores CMOS producen las imágenes de la misma calidad que aquellas adquiridas con sensores CCD (Kitagawa y cols., 2003), no hallándose diferencias significativas en la calidad de imagen de los diferentes sistemas de sensores (Schulze y cols., 2003; Benediktsdottir y cols., 2003).

Aunque el efecto de mejora de imagen pudiera ser cuestionable, a veces los observadores se sientan más cómodos interpretando imágenes digitalmente mejoradas comparado con imágenes que no han sido retocadas (Woolhiser y cols., 2005). Cuando se imprimen imágenes digitales sobre el papel fotográfico, la calidad diagnóstica puede ser comparable con las imágenes obtenidas sobre la película tradicional (Otis y cols., 2005). Se recomienda, sin embargo, que el clínico vea las imágenes sobre la pantalla de un monitor de alta resolución (Górmez y cols., 2009).

I.7. NIVELES DE DOSIS DE REFERENCIA (DOSE REFERENCE LEVELS - DRLs).

Tal y como ya se ha descrito anteriormente, el paso de la imagen convencional a la imagen digital, no sólo no supone una pérdida en la calidad de la misma, sino que puede conllevar una reducción importante en la dosis a suministrar para su obtención. Dicha reducción de dosis se ha podido constatar gracias a la introducción de un nuevo concepto de estudio: las dosis de referencia.

La Comisión Internacional para la Protección Radiológica, (International Commission on Radiological Protection, ICRP), en su Publicación 60 y en la Publicación 73, y posteriormente la Directiva Europea 97 / 43 / Euratom, han introducido el término "Niveles de Dosis de Referencia" (Dose Reference Levels, DRLs), como una herramienta para la optimización de los procedimientos radiológicos. Una vez revisados los datos disponibles por parte de los países de la comunidad europea, la Comisión Europea (EC), en su documento RP 136 realiza una recomendación de valores provisionales para estos DRLs hasta que sean definidos a nivel nacional (ICRP, 1990, ICRP, 1996, ICRP, 2001, EURATOM, 1997, EC, 1999).

Los Niveles de Dosis Diagnóstica de Referencia (DRLs) en pacientes sometidos a exposiciones de diagnóstico médico pueden utilizarse en investigación como procesos de optimización. En odontología, las recomendaciones se han incluido a su vez en las guías europeas para la protección radiológica al paciente en radiología dental (EC, 2004).

El concepto DRL está bien establecido en radiología hospitalaria, donde el método más usual de establecer el DRL se basa en el tercer cuartil de las medidas de campo realizadas en un elevado número de instalaciones (Wall, 1998; Legislación Luxemburguesa, 2001; Napier y cols., 1999; SRPA, 2002; Leita y Almen, 2005). En consecuencia, los DRLs se basan en la utilización de un amplio número de instalaciones diferentes, y no como el resultado de un selecto grupo de investigaciones con un equipamiento y experiencia de alto nivel (EC, 2004).

Esencialmente, el fin de los DRLs es proveer niveles de referencia de fácil medida de las dosis a pacientes con las que los distintos estudios puedan comparar las dosis administradas al paciente. Los DRLs no pretenden ser aplicados a exposiciones individuales al paciente (EC, 1999). Pueden establecerse como niveles de rango, por

ejemplo Europeo, nacional, regional o nivel local. La intención es indicar un límite superior de aceptabilidad para la práctica normal radiológica. El uso de los DRLs es “una simple forma de identificar aquellas situaciones alejadas del uso normal donde es urgente la necesidad de tomar medidas correctoras” (EC, 2004; Wall, 1998; 2005).

La Unión Europea propone que los odontólogos han de estar entrenados en la manera de cómo sus dosis medias impartidas al paciente son comparables con los DRLs a nivel europeo y nacional. No se espera que se disponga de los medios para establecerlas por si mismos, sino que se pueda realizar mediante la ayuda de los expertos en radiológica. Estos estudios debieran realizarse de manera regular, al menos cada 3 años o según los requisitos de la legislación vigente en cada país europeo. A nivel europeo no se han establecido DRLs para proyecciones dentales, no obstante algunos países han establecido sus propios DRLs nacionales para radiología dental (o su equivalente) (Legislación Luxemburguesa, 2001; Napier, 1999) (Alacaraz y cols., 2010; 2011).

Un claro ejemplo, de la evolución en los DRLs, se puede encontrar en los estudios realizados en Grecia por distintos autores (Manousaridis y cols., 2013). En esta evolución podemos observar cómo se establece inicialmente un DRL de 5 mGy en 1998 (Yakoumakis y cols., 1998), para pasar en pocos años a 3,5 mGy, e incluso a 2,8 mGy para instalaciones modernas (Hatzioannou y cols., 2005) y acabar con un DRL de 2,75 mGy en 2013 para la media de los estudios realizados (Manousaridis y cols., 2013).

De hecho, si se profundiza un poco más en estos dos últimos estudios, se observa que en 2005 únicamente el 3,7% de las instalaciones revisadas disponían de sistema digital de imagen (Hatzioannou y cols., 2005), pasando al 44% en 2013 (Manousaridis y cols., 2013), pudiendo detectarse la importancia de los sistemas digitales de imagen en el descenso de la dosis a paciente. Ya en el estudio de Hatzioannou y cols (2005) se diferencia en función de la antigüedad de la instalación, recomendándose el valor de DRL de 3,5 mGy para el conjunto de las instalaciones; sin embargo se recomienda, que para aquellas en las que se utilizan equipos más modernos, dicho valor de DRL se puede rebajar a 2,8 mGy. Por lo que se puede intuir que, gracias a la modernización y los avances tecnológicos en las propias instalaciones y aparatos de rayos X, se puede conseguir una reducción de dosis próxima al 20% (Hatzioannou y cols., 2005).

Con un mayor nivel de detalle, se puede observar que el DRL finalmente propuesto de 2,75 mGy para la media de las instalaciones griegas, se puede desglosar en 3,7 mGy para instalaciones donde aún se maneja la película convencional, reduciéndose a 1,2 mGy para aquellas donde se maneja algún sistema digital de imagen. Esto produce una reducción en la dosis utilizada con los sistemas digitales de imagen de más del 50% respecto al valor medio, llegando a bajar hasta menos de un tercio de la dosis necesaria frente a las instalaciones que siguen manejando película convencional (Manousaridis y cols., 2013).

Análogamente a lo observado en Grecia, se puede hacer la misma prospección con estudios en Corea, donde se obtiene un valor de DRL medio de 3,07 mGy. Sin embargo, una vez detallado por sistema de imagen se muestran valores de 3,05 mGy para los que manejan película convencional, 2,80 mGy para los sistemas digitales indirectos (CRs), bajando a 1,35 mGy allí donde se utiliza un sistema digital directo de imagen, lo que supone una reducción de más del 50% (Eun-Kyung y cols., 2012).

Además, se puede intuir que el manejo en la vida real de los sistemas digitales indirectos (CRs) no ha sido muy aceptado, ya que sólo el 3% de las instalaciones lo utiliza, frente al 55% que maneja el sistema digital directo de imagen, tal y como ya indicamos anteriormente (Manousaridis y cols., 2013).

Con todos estos antecedentes, abordamos nuestro estudio con la certeza de que se puede garantizar la calidad diagnóstica de los nuevos sistemas digitales frente a la película convencional, con una considerable reducción de dosis necesaria para la obtención de las imágenes diagnósticas y proponernos resaltar el impacto de los sistemas digitales de imagen en la redacción de las dosis de radiación administradas al paciente en radiología intraoral, así como su efecto en los niveles de dosis de referencia en las instalaciones odontológicas españolas.

II. OBJETIVOS

II. OBJETIVOS.

La posibilidad de acceder y evaluar un gran número de Instalaciones Radiológicas Dentales intraorales de una forma continuada y sistemática en el tiempo, como exige el cumplimiento de la normativa nacional, puede permitirnos analizar su evolución durante dieciocho años consecutivos. Con ello, sería posible dar respuesta a una serie de cuestiones en la utilización del radiodiagnóstico intraoral en nuestro país, aportando, a su vez, respuestas a cuestiones sobre protección radiológica al paciente que se suponen iniciativas internacionales y actuaciones prioritarias en la Unión Europea. Así, los objetivos que pretendemos alcanzar en esta Memoria de Tesis Doctoral son los siguientes:

1º.- Evaluar la influencia de la legislación europea en cuanto a protección radiológica dental en España, y cuantificar una posible reducción en las dosis administradas al paciente tras dieciocho años de evolución de la normativa legal española.

2º.- Determinar el efecto de la incorporación de los sistemas digitales de imagen y de las películas radiográficas más sensibles sobre las dosis de radiación administradas al paciente en las condiciones habituales de trabajo en la clínica dental.

3º.- Establecer los niveles de dosis de referencia (DRLs) para la obtención de una imagen radiológica dental en las condiciones habituales de trabajo de las instalaciones radiológicas dentales españolas.

4º.- Valorar las consecuencias de la sustitución de los sistemas convencionales de radiología intraoral por sistemas digitales en las dosis media y de referencia administradas en las instalaciones radiológicas dentales intraorales españolas.

III. MATERIAL Y MÉTODO

III. MATERIAL Y MÉTODO.

Se han estudiado **34.144** informes oficiales de control de calidad, correspondientes a instalaciones de radiodiagnóstico dental intraoral de diferentes Comunidades Autónomas en el territorio español. Estos informes corresponden a la evolución durante dieciocho años y corresponden a las revisiones anuales realizadas en las instalaciones radiológicas con fines de radiodiagnóstico dental como consecuencia de la entrada en vigor del Real Decreto 2071/1.995 (sustituido posteriormente por el RD 1976/1999), en el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico que deben cumplir, por imperativo legal, este tipo de instalaciones. Ello permitirá conocer la situación real de la Radiología Dental Intraoral en nuestro país y la evolución experimentada durante las últimas dieciocho revisiones (desde el 1996-97 al 2014).

Para ello, desde los años 1.996-1.997 hasta el 2.014, la Unidad Técnica de Protección Radiológica ASIGMA S.A. ha realizado los informes oficiales de control de calidad en radiodiagnóstico como empresa homologada, acreditada y auditada directamente por el Consejo de Seguridad Nuclear. Se han analizado todas las clínicas odontológicas como instalaciones radiológicas con fines de

diagnóstico dental que se han sumado a lo largo de los años estudiados a dichas inspecciones de control por imperativo legal.

Estos informes se han realizado por un equipo de trabajo de 3 a 5 personas, entre las que se encuentra el doctorando a lo largo de todo el período de estudio. Los informes oficiales han sido supervisados de forma individualizada por un Jefe de Servicio de Protección Radiológica y/o por un Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Todos los informes analizados se corresponden con los informes oficiales remitidos al Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en cumplimiento de la normativa legal vigente. El modelo completo de informe realizado se muestra en el **Anexo I**.

Los informes analizados pertenecen fundamentalmente a instalaciones de carácter privado y, además, dichas instalaciones poseen al menos un aparato de radiología intraoral para diagnóstico dental. Todas las clínicas habían sido previamente verificadas por diversas Unidades Técnicas de Protección Radiológica, estando legalmente autorizadas como Instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico dental por el Consejo de Seguridad Nuclear y los órganos autonómicos competentes.

La U.T.P.R. ASIGMA S.A. está homologada por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) para la verificación y control de calidad de instalaciones radiológicas con fines de diagnóstico médico y dental durante todo el periodo estudiado, por lo que los informes realizados tienen carácter oficial y son los presentados ante el CSN como cumplimiento de la norma legal previamente descrita.

Los datos de los informes oficiales de control de calidad de radiología intraoral pertenecientes a los años de estudio, han sido proporcionados en forma de soporte informático. Las variables cualitativas codificadas y los datos cuantitativos de las variables numéricas han sido revisados de forma manual previa su trasposición a papel.

En todo momento se ha mantenido el secreto y la privacidad de los informes de acuerdo a la legislación vigente sobre la utilización de datos de carácter privado.

El modelo de informe de Protección Radiológica y Garantía de Calidad cumple con todos los requisitos legales como informe oficial, es original y está previamente publicado por nuestro grupo de trabajo (Alcaraz M. et al, 2009).

En él se contemplan mayor número de variables que los requeridos por imperativos legales, contemplando diferentes aspectos que tienen gran interés desde el punto de vista de la práctica radiológica intraoral. El modelo utilizado y sus características específicas se encuentran en el **Anexo I**.

VARIABLES ANALIZADAS

Las variables analizadas son las siguientes:

1. Codificación de la instalación.
2. Identificación del titular (localidad y Comunidad Autónoma).
3. Marca del equipo.
4. Kilovoltaje.
5. Miliamperaje.
6. Filtración.
7. Distancia Foco-Piel.
8. Diámetro y características del colimador.
9. Existencia y tipo de disparador del equipo.
10. Señal acústica.
11. Señal luminosa.
12. Control del kilovoltaje.
13. Control del tiempo de exposición.
14. Valor del rendimiento del tubo de rayos X.
15. Reproducibilidad de la dosis, kilovoltaje y tiempo.
16. Linealidad.
17. Sistema de imagen utilizado en la instalación
18. Tipo de revelado y características del revelado.
19. Temperatura de los líquidos de revelado.
20. Control de los tiempos de revelado.
21. Frecuencia en la renovación de los líquidos de revelado
22. Tipos de películas radiográficas utilizadas.
23. Almacenamiento de la película radiográfica.
24. Existencia y estado del negatoscopio.

25. Tiempo de exposición.
26. Dosis de radiación por exposición.

A continuación se describen las variables seleccionadas para el estudio, según su secuencia de aparición en el informe oficial de control de calidad.

Variables referentes a la identificación de la instalación

▪ ***Codificación de la instalación.***

La codificación utilizada en la identificación de los informes de control de calidad realizados consiste en un sistema alfa numérico del siguiente tipo: **XXXXSYTYZZZZ.QAN°**, en donde XXXX es la numeración interna de la Unidad Técnica de Protección Radiológica, SYTY hace referencia a la sala y equipo dentro de la instalación, ZZZZ corresponde al año de realización del control de calidad y QAN° hace referencia al número de control de calidad del equipo dentro del mismo año pudiendo ser un segundo control en el mismo año. Esta codificación permite conocer en todo momento que tipo de control se ha realizado sobre el equipo de la instalación dentro del anonimato correspondiente.

▪ ***Identificación del titular.***

En el informe oficial queda recogida la información referente al titular de la clínica dental, teléfono, NIF/CIF, código postal, dirección, localidad y provincia. En el estudio únicamente han sido reflejada la información referente a la localidad, provincia y Comunidad Autónoma, posibilitando la protección de datos personales que impone la legislación española sobre protección de datos.

Variables referentes a la identificación del equipo de radiología intraoral.

▪ ***Marca del equipo.***

Esta variable describe la casa comercial a la que corresponde el aparato codificada individualmente según su secuencia de aparición.

▪ ***Kilovoltaje (kVp) del aparato.***

Dato que ha sido codificado numéricamente, según el valor con que aparecían en el informe y que corresponde con el kilovoltaje pico del equipo: 60 kVp, 65 kVp, 70 kVp, etc.

▪ ***Miliamperaje (mA) del equipo.***

Codificado numéricamente para su análisis informático: 7 mA, 8 mA, etc.

- **Filtración (mm de Al) del equipo.**

Codificada según el valor numérico de aparición y corresponde con la filtración total indicada por el fabricante del equipo: 1,5 mm de Al, 2 mm de Al, etc.

- **La Distancia Foco-Piel (DFP) o longitud del colimador.**

Dicha variable ha sido codificada numéricamente, según el valor descrito en el informe oficial: 10 cm, 20 cm, etc.

- **El Diámetro y características del colimador.**

Esta variable ha sido codificada según el valor numérico con que aparecía en el informe oficial: 5 cm, 6cm, etc.

Variables referentes a alteraciones descritas en el funcionamiento del aparato de radiología intraoral.

- **Existencia y tipo del disparador del aparato.**

La variable ha sido codificada (en caso de existencia), según los distintos valores descritos en los informes oficiales de control de calidad, siendo estos la existencia de cables alargadores mayores de 2 metros de longitud, menores de 2 metros o disparador fijo fuera de sala.

- **Alteraciones en el funcionamiento de la señal acústica del equipo.**

Esta variable se codifica individualmente según los datos encontrados. Así, se considera correcta, cuando tras la exposición se oye el dispositivo que nos indica que se está realizando dicho disparo.

- **Alteraciones en el funcionamiento de la señal luminosa del equipo.**

Esta variable se codifica individualmente según los datos encontrados en los informes. Se considera correcta cuando durante la exposición se enciende el piloto luminoso que se encuentra en el panel control del equipo indicando que se está efectuando el disparo de radiación.

- **Alteraciones descritas según el control del kilovoltaje.**

El informe recoge los resultados de 5 disparos (exposiciones) realizados con cada aparato intraoral a kilovoltaje fijo y tiempos fijos que presenta el aparato y a los valores obtenidos al modificar los valores de tiempo. Medido el kilovoltaje (kVp) real resultante se reflejan los resultados en porcentajes (%) y como valores de dispersión de las exposiciones efectuadas.

El valor fundamental recogido en el estudio es la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es $\pm 10 \%$ de los valores de kVp seleccionados en el apartado.

- **Alteraciones descritas según el control del tiempo de exposición.**

El informe recoge los resultados de 5 disparos realizados a un tiempo previamente seleccionado y a la exactitud de este parámetro al ir seleccionando distintos tiempos de exposición. El resultado se obtiene al medir el tiempo real al que ha trabajado el aparato y su diferencia dada en porcentaje (%), añadiendo los valores de dispersión de las exposiciones efectuadas. El valor recogido en el estudio es la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es $\pm 20\%$ de los valores seleccionados.

- **Valor del rendimiento del tubo de rayos X**

Se realizan 5 exposiciones con tiempos fijos y se obtiene el rendimiento indicado en $\mu\text{Gy/mAs}$ a 1 m, comparándose con los valores recomendados posteriormente.

- **Alteraciones descritas según la reproducibilidad de la dosis, kilovoltaje y tiempo.**

Se realizan 5 exposiciones dejando fijos los valores de kilovoltaje, miliamperaje, tiempo de exposición y distancia foco-detector, determinándose la dosis, el kilovoltaje y el tiempo real de exposición en estas condiciones, reflejándose los resultados en porcentajes (%) y como valores de dispersión de las exposiciones efectuadas, siendo un indicativo de la constancia del equipo para exposiciones sucesivas. Los valores recogidos hacen referencia a la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es de menos 0,1 ($\pm 10\%$).

- **Linealidad.**

El informe recoge los resultados de exposiciones consecutivas realizadas con el aparato intraoral a kilovoltaje e intensidad de corriente fija y modificando los tiempos de exposición, obteniéndose diferentes valores de mAs y determinándose los valores de dosis (mGy) obtenidos. Posteriormente se efectúa el cociente entre mGy/mAs y se comparan los resultados obtenidos entre los diferentes disparos realizados. El valor recogido en el informe es la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es de menos 0,1 y/o $\pm 20\%$.

III.1.4. Sistema de imagen utilizado y condiciones de obtención de la imagen radiológica.

En los informes se refleja el sistema de obtención de imagen utilizado en la instalación (convencional o digital). En sistemas convencionales se muestra la

información referente al sistema de procesado de la radiografía de forma sistemática como comentarios en Observaciones de las Instalaciones, lo que ha obligado a su análisis y codificación manual en cada uno de los informes estudiados. La información que se recoge en el informe relacionada con el revelado radiográfico hace referencia a:

- ***Tipo de revelado.***

En este sentido la variable referente al tipo de revelado, se codifica individualmente según los datos encontrados: manual, automático, digital o película autorrevelable.

- ***Temperatura de los líquidos de revelado.***

Con respecto a la variable referente a la temperatura de los líquidos de revelado, se mantienen los valores numéricos cuantitativos específicos: control o no de la temperatura de los líquidos, temperatura utilizada y medios empleados para conseguir la temperatura.

- ***Control de los tiempos de revelado.***

Esta variable se codifica según la existencia o no de dicho control. En caso afirmativo, se describe también los tiempos y técnica empleada. La existencia de un control de los tiempos de revelado no implica que ese control sea el recomendado por el fabricante.

- ***Frecuencia en la renovación de los líquidos de revelado.***

La frecuencia de renovación de los líquidos de revelado se contempla manteniendo los valores numéricos específicos correspondientes al número de días en que se mantiene el líquido sin su renovación.

- ***Tipos de películas radiográficas.***

El tipo de película radiográfica queda recogido individualmente según los datos encontrados, por la marca y características del tipo de película utilizada.

- ***Almacenamiento de la película radiográfica.***

La variable referente al tipo de almacenamiento de la película radiográfica se codifica individualmente según las variables encontradas: dentro o fuera de la sala de exposición.

- ***Existencia y estado del negatoscopio.***

Esta variable se codifica según la existencia o no de negatoscopio. En caso afirmativo, se describe también el estado del mismo en función de si el brillo se encuentra o no dentro de tolerancia.

III.1.5. Tiempo de exposición.

El informe recoge el tiempo (en segundos) utilizado para cuatro exposiciones distintas en condiciones estándar: molar superior, molar inferior, incisivo superior e incisivo inferior de adultos. El parámetro recogido en el informe es el valor numérico cuantitativo que se ha obtenido (en segundos).

III.1.6. Dosis de radiación por exposición intraoral.

Se determina la dosis de radiación (en mGy) para obtener una imagen radiográfica del segundo molar superior, inferior, incisivo superior e inferior, en las condiciones en las que se trabaja en cada una de las instalaciones dentales estudiadas. Para las determinaciones se han utilizado detectores de semiconductor. En ocasiones se ha controlado la medida con dosímetros de Termoluminiscencia (TDL) (GR-200r, Conqueror Electronics Technology Co, China) aportados y leídos por el CIEMAT del Ministerio de Industria y Energía. El parámetro recogido en el informe es el valor numérico cuantitativo que se ha obtenido (en mGy). A partir del año 2001 y por imperativo legal se añade el factor de retrodispersión sumándolo a las medidas reales obtenidas. Dado que el valor de retrodispersión es 1,1 que multiplica el valor de la dosis obtenido, en la práctica implica el incremento lineal del 10% sobre las determinaciones de dosis realizadas.

III.2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Tras la codificación de la información recogida en los informes oficiales de control de calidad, se ha realizado el **análisis estadístico** de los resultados obtenidos. Así, en un primer lugar se han obtenido los resultados de un **análisis estadístico descriptivo** de cada una de las variables, lo que ha permitido cuantificar algunas características específicas de la radiología en España. En este análisis descriptivo se realizan comparaciones de medias entre las variables determinadas y correlaciones lineales de los datos obtenidos.

Posteriormente, se ha realizado un análisis estadístico para determinar el grado de dependencia y correlación de las variables estudiadas, para la que se han realizado

cruces entre las variables que se han considerado previamente influenciadas entre sí. Para ello se ha realizado una comparación de grupos mediante un **Análisis de Varianza** complementado con contrastes de igualdad de medias con el método de la mínima diferencia significativa. La relación entre variables cuantitativas se realizó mediante **Análisis de Regresión y Correlación Lineal (Pearson)**. Se ha considerado estadísticamente significativo cuando los valores de **p** son inferiores a **0,05 (p<0,05)**.

V. RESULTADOS

V. RESULTADOS.

V.1. KILOVOLTAJE DEL EQUIPO DE RADIOLOGÍA INTRAORAL (kVp).

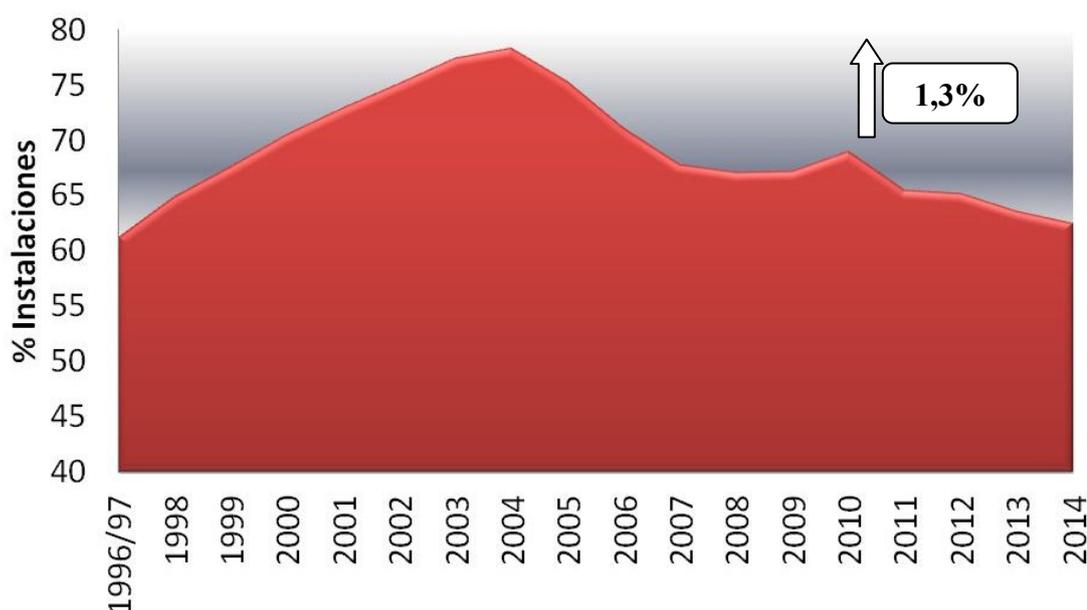
A diferencia de como suele suceder con el resto de equipos de radiodiagnóstico, por lo general, los equipos de radiografiado dental intraoral trabajan a un valor de tensión (kVp) único y fijo entre 50 y 70 kVp.

Con la aparición de los equipo de alta frecuencia, se ha incorporado la posibilidad de trabajar con kilovoltaje variable, de una manera manual o automática según la pieza dental seleccionada, no obstante debido a su bajo impacto sobre los resultados obtenidos no se les ha diferenciado en este estudio.

La Unión Europea en su recomendación de características físicas de los equipos de radiografiado dental intraoral, propone valores de tensión de 60-70 kVp para dichos equipos. Incluso últimamente, se han establecido valores mínimos de 65 kVp para equipos monofásicos y de 60 kVp para equipos de alta frecuencia.

Debido a estas recomendaciones, la evolución en los equipos de tensión nominal de 70 kVp, apenas ha sufrido variación en los años de estudio, partiendo de un 61,1% en el año de inicio del estudio 1996/97, y manteniéndose prácticamente estable hasta el año 2014, con un 62,4%, lo que supone simplemente una variación del 1,3% en estos 18 años de análisis (ver **gráfica 1**).

GRÁFICA 1: Evolución de las modificaciones en el funcionamiento de los equipos radiológicos que utilizan 70 kVp.



V.2. MILIAMPERAJE DEL EQUIPO RADIOLÓGICO (mA).

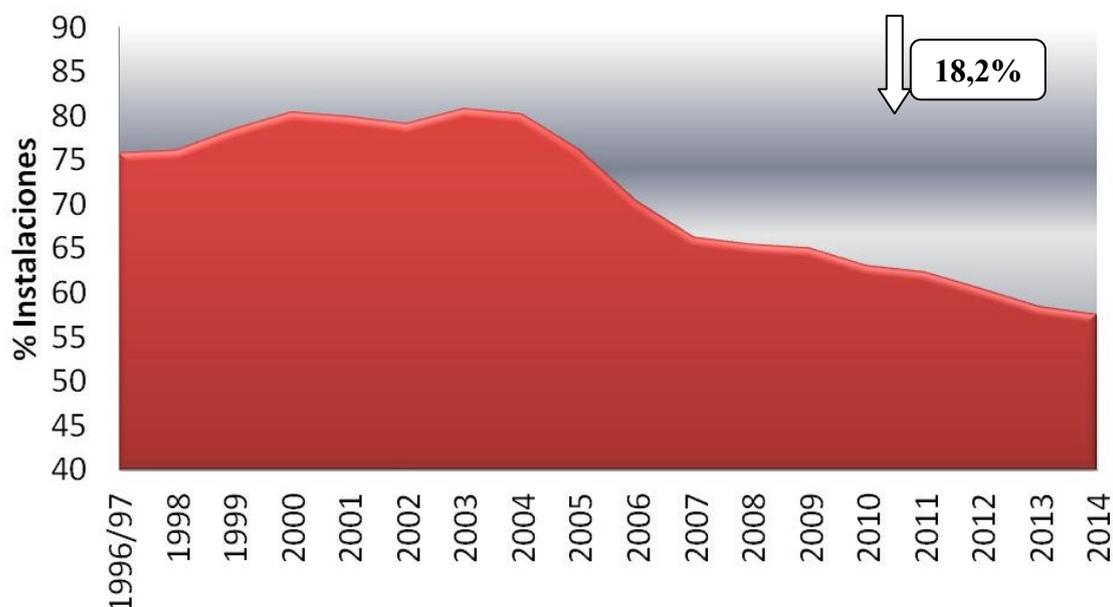
Al igual que sucede con el kilovoltaje, la gran mayoría de equipos de radiografiado dental intraoral trabajan a un único valor fijo de intensidad o miliamperaje (mA). No obstante, tal y como sucede con el valor de tensión (kVp), la aparición de equipos de alta frecuencia permite la opción de encontrar equipos de intensidad variable.

Inicialmente, las recomendaciones realizadas por la Unión Europea establecían un valor de 8 mA como valor de referencia recomendado para estos equipos. Sin embargo,

como consecuencia de la aparición de equipos de alta frecuencia que permiten selectores de intensidad variable, se está llevando a la revisión de dicho valor.

Tal y como se puede observar, durante el año 1996/97 de inicio de nuestro estudio, el 75,7% de los equipos analizados mostraban un valor de intensidad de 8 mA. Sin embargo, en 2014 el año final de nuestro estudio, el porcentaje de equipos que trabajan a esos mismos 8 mA ha descendido al 57,5%, suponiendo una reducción del 18,2% del número de los mismos, en el período de estudio (ver **gráfica 2**).

GRÁFICA 2: Evolución de los equipos radiológicos dentales que funcionan a 8 mA.



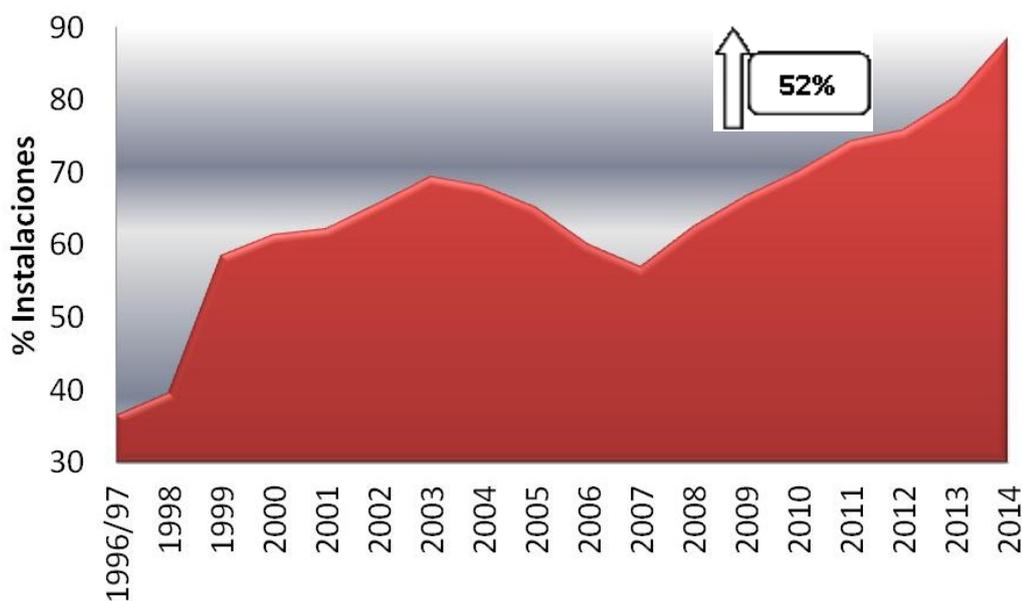
V.3. FILTRACIÓN DEL EQUIPO DE RADIOLOGÍA.

La Unión Europea en sus recomendaciones, establece que los equipos de radiografiado que trabajen hasta 70 kVp de tensión nominal, deberán disponer un espesor de filtración igual o superior a 1,5 mm de aluminio (Al), tal y como está dispuesto en la legislación española vigente.

Desde la entrada en vigor de la normativa legal en el año 1995, ha aumentado el número de equipos de las distintas casas comerciales que añaden una filtración adicional mayor a la inherente del equipo con el fin de cumplir con las recomendaciones indicadas.

Este hecho es palpable en la evolución en el porcentaje de equipos que poseen una filtración total de 2,5 mm de Al, ya que del 36,5% que nos encontrábamos en el año 1996/97 al principio de nuestro estudio, pasamos al 88,5% en el año 2014. Lo que supone un incremento del 52,0% en el número de equipos que disponen de una filtración total de 2,5 mm de Al de su haz primario (ver **gráfica 3**).

GRÁFICA 3: Evolución de los equipos radiológicos intraorales que presentan filtración total de al menos 2,5 mm de aluminio.

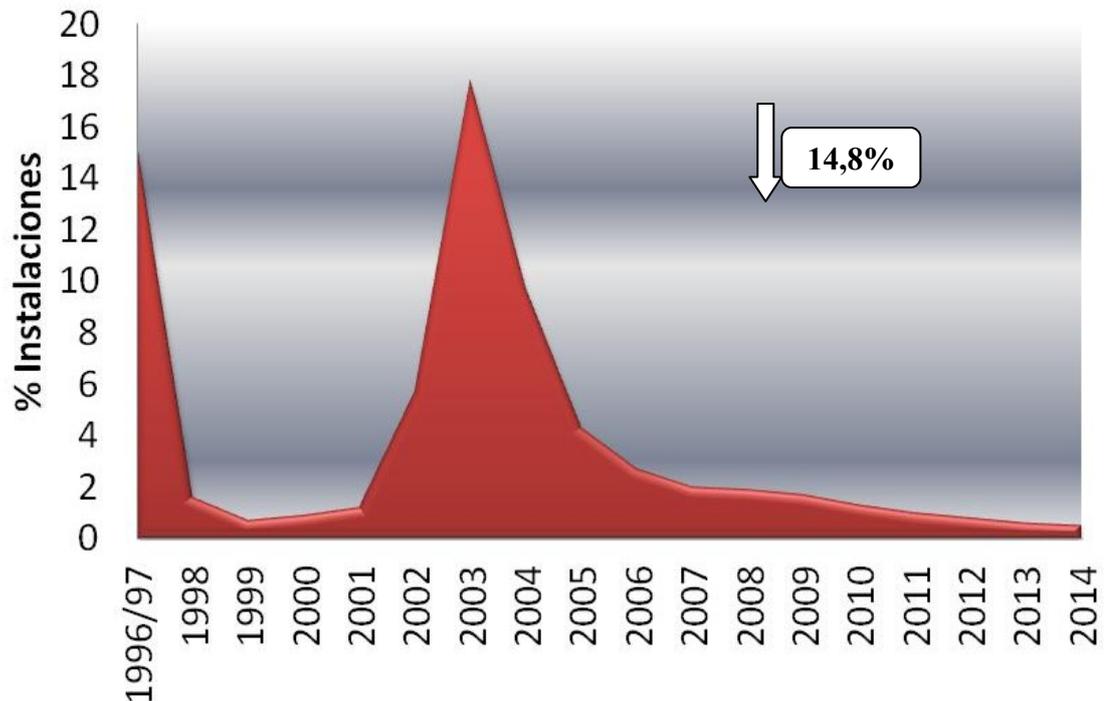


V.4. EXPOSICION DENTRO DE LA SALA.

Los requisitos exigidos por la Unión Europea en sus recomendaciones acerca del puesto de disparo en instalaciones de radiodiagnóstico dental intraoral, incluyen la necesidad de la existencia de un disparador de cable extensible mayor de 2 m de longitud o un disparador fijo situado fuera de la sala.

En los 18 años de nuestro estudio se ha observado un descenso del 14,8% en cuanto al porcentaje de instalaciones donde se operaban los equipos de radiodiagnóstico dental intraoral desde el interior de la sala, pasando del 15,3% inicial en 1996/97 al 0,5% de las mismas en 2014 (ver **gráfica 4**).

GRÁFICA 4: Evolución de las instalaciones donde se operaban los equipos de radiodiagnóstico dental intraoral desde el interior de la sala.



V.5. LONGITUD DEL COLIMADOR.

La distancia existente entre el foco de rayos X y el paciente, viene determinada por la longitud del cono o colimador. Ésta ha variado bastante a lo largo del tiempo, desde su ausencia hasta los 30 cm de longitud de algunos modelos de equipos de radiografiado dental intraoral.

No obstante, la Unión Europea recomienda la utilización de posicionadores o colimadores de al menos 20 cm de longitud para equipos de más de 60 kV de tensión nominal.

Según los resultados obtenidos en nuestro estudio, se observa una evolución en el porcentaje de equipos de rayos X intraorales que poseen un colimador de 20 cm de longitud, que van del 88,0% inicial en el año 1996/97 y que finalizan en 2014, el último año de estudio, en el 99,2%, lo que supone un incremento del 11,2% en estos 18 años en cuanto a la utilización de colimadores de 20 cm (ver **gráfica 5**).

GRÁFICA 5: Evolución en la longitud del colimador de 20 cm en los equipos radiológicos descritos

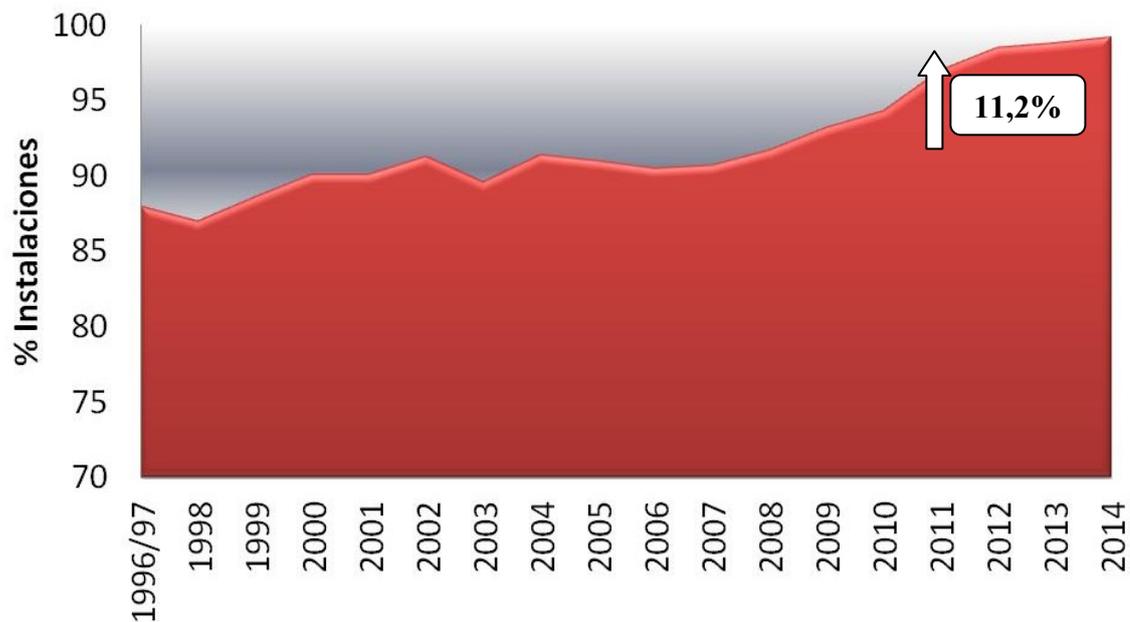


Tabla I, Evolución de algunas características de las instalaciones españolas de radiodiagnóstico dental (%) (1996/97-2014): Características físicas de los equipos de rayos X.

	1996/ 97	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	EVOLUCI ON
kVp (70kVp)	61,1	64,8	67,5	70,4	72,8	75,0	77,3	78,2	75,2	71,0	67,7	67,0	67,1	68,9	65,4	65,1	63,5	62,4	1,3
mA (8 mA)	75,7	76,0	78,4	80,3	79,8	79,0	80,7	80,1	76,1	70,3	66,2	65,4	65,0	63,0	62,3	60,4	58,4	57,5	-18,2
Filtración (2,5 mm Al)	36,5	39,6	58,5	61,4	62,2	65,7	69,4	68,1	65,2	60,1	57,0	62,5	66,7	70,1	74,3	75,8	80,4	88,5	52,0
Exposición dentro de la sala	15,3	1,6	0,7	0,9	1,2	5,7	17,8	9,7	4,3	2,7	2,0	1,9	1,7	1,3	1,0	0,8	0,6	0,5	-14,8
Cono de 20 cm	88,0	87,0	88,6	90,1	90,1	91,3	89,6	91,4	91,0	90,5	90,7	91,7	93,2	94,3	97,0	98,5	98,8	99,2	11,2

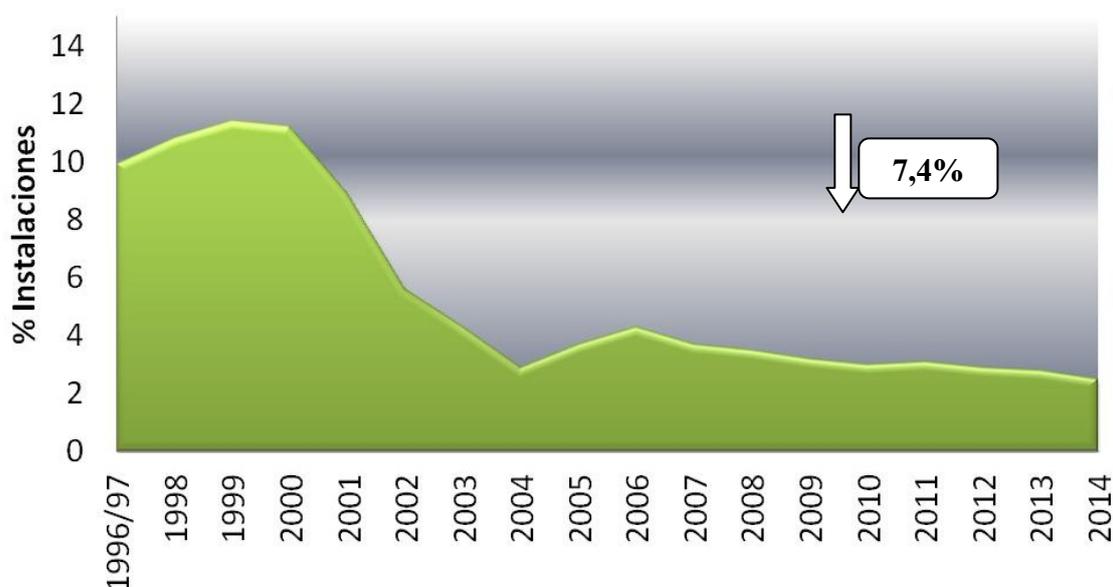
V.6. ALTERACIONES DETECTADAS EN LOS EQUIPOS DE RADIOLOGIA INTRAORAL

Se han detallado aquellos parámetros más representativos o significativos en los que se han detectado variaciones superiores al margen establecido por la normativa vigente, tanto en el RD1976/2001 como en el Protocolo Nacional de Control de Calidad en equipos de radiodiagnóstico.

De hecho, la aparición en 2001 del RD 1976/2001 supuso un cambio importante en la valoración de dichos parámetros, ya que se ajustaban más los márgenes de variación y se establecían las características físicas exigibles a los equipos de radiografiado dental intraoral.

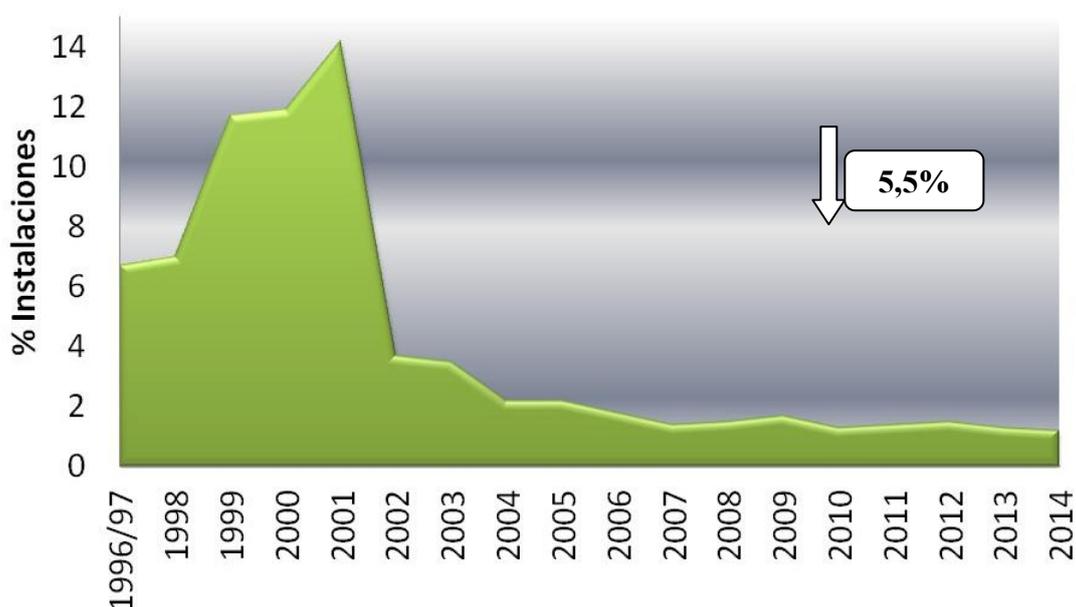
Con todo ello, se observa que respecto a las alteraciones detectadas en la tensión (kVp) medida en los distintos controles de calidad realizados a los equipos de radiografiado dental intraoral, se ha pasado de obtener alteraciones de la medida en un 9,9% de los equipos estudiados en 1996/97, a un 2,5% en el año 2014, consiguiéndose una reducción del 7,4% en cuanto a medidas fuera de tolerancia de kilovoltaje (ver **gráfica 6**).

GRÁFICA 6: Evolución de las alteraciones detectadas en la tensión (kVp)



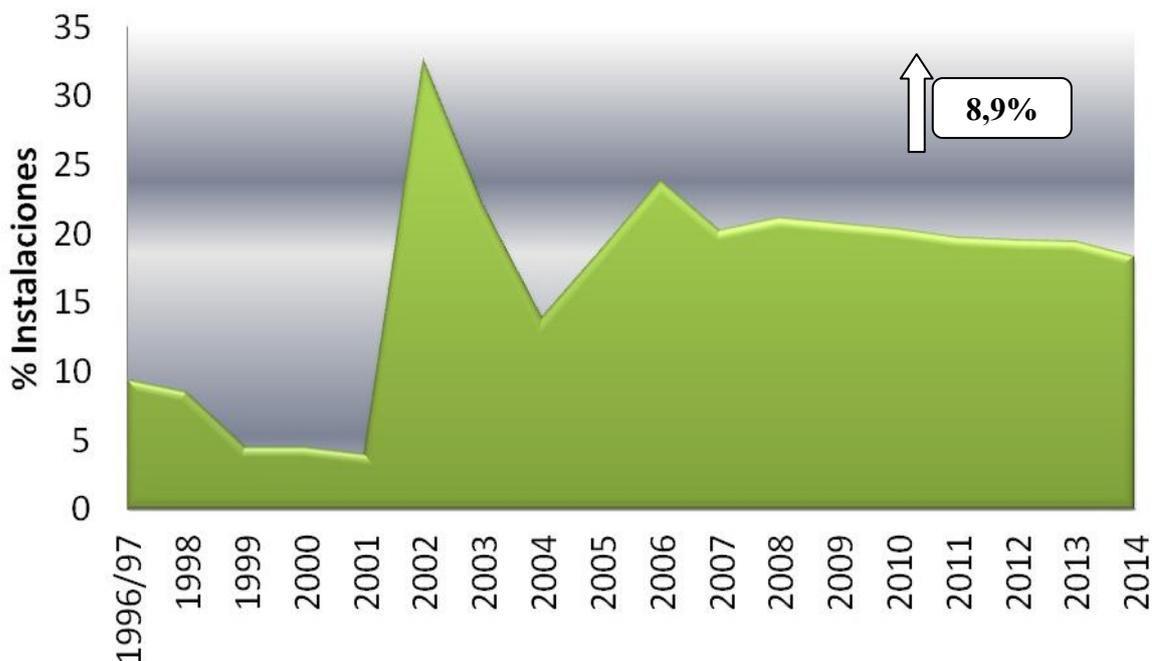
Respecto al control del tiempo de exposición, en 1996/97 nos encontrábamos con que en el 6,7% de los equipos analizados mostraban valores más allá de los márgenes de tolerancia establecidos, mientras que en 2014, el porcentaje de equipos que muestran valores fuera de tolerancia para el control del tiempo de exposición, es del 1,2%, lo que supone un descenso del 5,5% en las alteraciones de éste parámetro (ver **gráfica 7**).

GRÁFICA 7: Evolución de equipos que muestran valores fuera de tolerancia para el control del tiempo de exposición



Cuando nos fijamos en la eficiencia del tubo, esto es el rendimiento del equipo, nos encontramos con el único parámetro de los indicados en el que aumenta el porcentaje de los equipos que presenta alteraciones del mismo. Ya que se parte de un valor de 9,4% en el primer año de estudio, 1996/97, y se finaliza con un valor del 18,3% en el año de finalización del estudio, 2014.

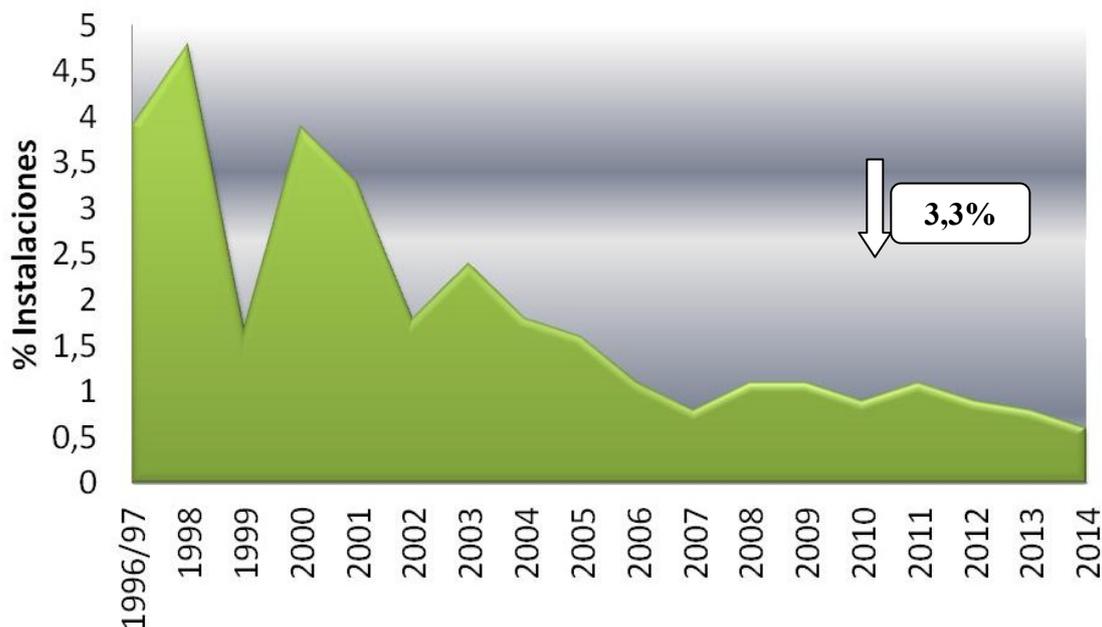
GRÁFICA 8: Evolución en la eficiencia del tubo



No obstante, también puede observarse que dicho aumento realmente se produce por la aparición en 2001 de la nueva reglamentación y el establecimiento de los nuevos criterios de aceptabilidad y márgenes de error aplicables, muy importantes en este parámetro a evaluar. Ya que si analizamos los valores antes y después a la aparición de los mimos, se observa que se pasa del 9,4% en 1996/97 al 4,0% en el año 2001, lo que supone un descenso del 5,4%. Y a su vez si partimos de un porcentaje de error inicial del 32,6% en 2002, con los nuevos baremos de control, llegamos al 18,3% final en el año 2014, lo que supone un descenso del 14,3% (**ver gráfica 8**).

En cuanto al control en el parámetro de la linealidad de los equipos estudiados, vemos como en el inicio del estudio, en 1996/97 el 3,9% de los equipos mostraba alguna alteración en el mismo, y una vez finalizado el tiempo de control, en el año 2014 es el 0,6% de los mismos únicamente los que muestran dichas alteraciones, suponiendo esto un descenso del 3,3% en cuanto a las anomalías detectadas por la linealidad del rendimiento de los equipos (**ver gráfica 9**).

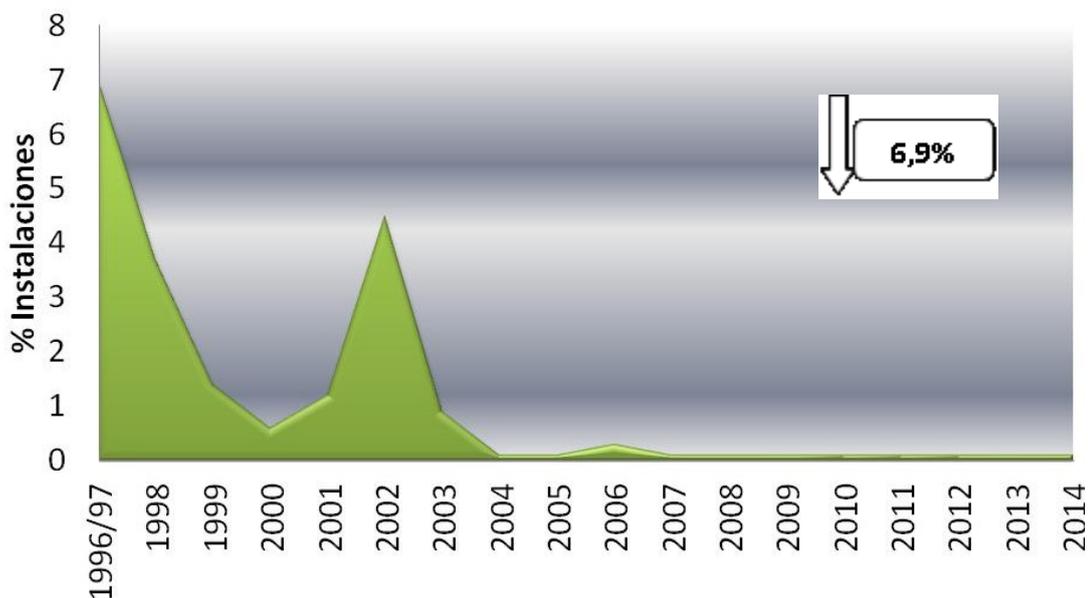
GRÁFICA 9: Evolución en la linealidad de los equipos



Un último factor analizado, en cuanto a las alteraciones más representativas controladas en el correcto funcionamiento de los equipos de radiografiado dental intraoral, son las alteraciones de las señales, tanto acústicas como luminosas durante la emisión de radiación por parte de los equipos.

En este aspecto, en el año 1996/97 el 7,0% de los equipos estudiados mostraban fallos o alteraciones en alguna de dichas señales, mientras que en el año 2014, el porcentaje de equipos que mostraban algún tipo de fallo en estas advertencias de emisión de radiación es únicamente el 0,1%, consiguiéndose una mejora en el funcionamiento de las mismas, que se plasma en una reducción del 6,9% (ver **gráfica 10**).

GRÁFICA 10: Evolución de las alteraciones de las señales, tanto acústicas como luminosas durante la emisión de radiación por parte de los equipos.



Finalmente, tomando la valoración global de la existencia de algún tipo de alteración en los controles efectuados a los equipos de radiografiado dental intraoral entre los años de estudio comprendidos entre los años 1996 y 2014, se observa que inicialmente el 36,9% de los equipos analizados mostraba alguna alteración en alguno de los muchos parámetros controlados. Mientras que una vez finalizado el análisis en el año 2014, los equipos que presentaban algún parámetro con valores fuera de tolerancia era de 22,7%, esto representa un descenso global del 14,2% en la presencia de cualquier tipo de anomalía en los controles realizados durante estos 18 años a los equipos de radiografiado dental intraoral (ver **Tabla II**).

Tabla II, Evolución de algunas características de las instalaciones españolas de radiodiagnóstico dental (%) (1996/97-2014): Alteraciones detectadas en los equipos de radiografía intraoral.

	1996/ 97	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	EVOLUCI ON
kVp	9,9	10,8	11,4	11,2	8,9	5,6	4,3	2,9	3,7	4,3	3,7	3,5	3,2	3,0	3,1	2,9	2,8	2,5	-7,4
Tiempo de exposición	6,7	7,0	11,7	11,9	14,2	3,7	3,5	2,2	2,2	1,8	1,4	1,5	1,7	1,3	1,4	1,5	1,3	1,2	-5,5
Eficiencia del tubo	9,4	8,5	4,5	4,5	4,0	32,6	22,1	13,9	18,8	23,8	20,2	21,1	20,7	20,3	19,7	19,5	19,4	18,3	8,9
Linealidad	3,9	4,8	1,7	3,9	3,3	1,8	2,4	1,8	1,6	1,1	0,8	1,1	1,1	0,9	1,1	0,9	0,8	0,6	-3,3
Señal acústica/luminosa	7,0	3,7	1,4	0,6	1,2	4,5	0,9	0,1	0,1	0,3	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	-6,9
Total	36,9	34,8	30,7	32,1	31,6	48,2	33,2	20,9	26,4	31,3	26,2	27,3	26,8	25,6	24,7	24,9	24,4	22,7	-14,2

V.7.TIPO DE PELICULA RADIOGRAFICA

No se han tenido en cuenta los informes de las instalaciones donde se maneja algún tipo de sistema digital de imagen, ya sea directo (DR) o indirecto (CR), para el análisis cuantitativo de esta variable. Por lo que únicamente se han tenido en cuenta los informes de las instalaciones de radiografiado dental intraoral donde se realiza algún tipo de procesado químico, bien revelado manual o revelado automático, como el total de la muestra a contabilizar.

El análisis, a su vez se centra únicamente en los tres tipos de película más representativos, puesto que tanto las películas autorrevelables como otras marcas y modelos se ha detectado que tienen un uso marginal en los informes evaluados durante el período de estudio 1996 – 2014. Mención especial a destacar, es el caso de la película de la casa Kodak, modelo Ekta Speed, película que al poco de su salida al mercado, fue sustituida en el año 2000 por la misma casa Kodak por su modelo Insight.

Dicho modelo de película (Kodak Ekta Speed) seguía apareciendo en un reducido número de informes en años sucesivos, mientras se agotaba el almacenaje de la misma por parte de las instalaciones de radiodiagnóstico dental intraoral que la utilizaban. Siendo su presencia prácticamente nula a partir del año 2002, momento en el que se aprecia un considerable aumento de utilización del nuevo modelo Kodak Insight

Con estos antecedentes, se observa cómo estos tres modelos de película radiográfica periapical se han ido imponiendo poco a poco en las instalaciones de radiografiado dental intraoral donde aún se maneja algún tipo de procesado químico, ya sea manual o automático. Ya que como se puede apreciar, en el año inicial del estudio 1996/97, cerca de un 20% de las instalaciones manejan algún otro modelo de película, principalmente Kodak Ekta speed, mientras que en el último año de estudio 2014, prácticamente el 100% de las instalaciones analizadas utilizaban alguno de estos tres modelos destacados (ver **Tabla III**).

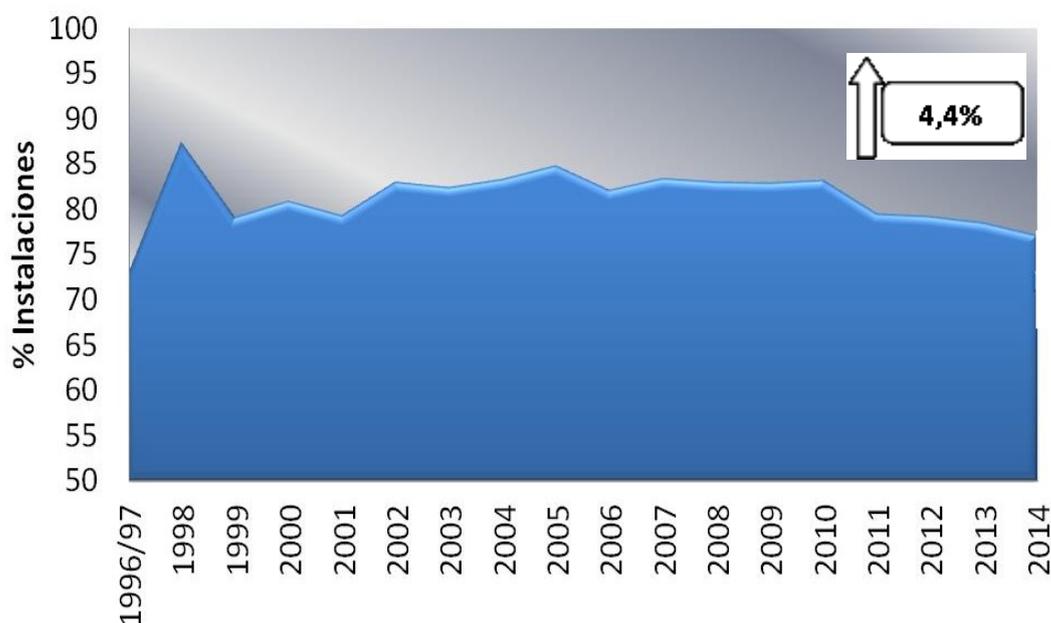
Tabla III, Evolución de algunas características de las instalaciones españolas de radiodiagnóstico dental (%) (1996/97-2014): tipos de película radiográfica utilizada.

	1996/ 97	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	EVOLUCI ON
Ultra – speed	72,6	87,3	79,0	80,8	79,2	82,9	82,3	83,2	84,7	82,0	83,3	82,9	82,8	83,1	79,4	79,1	78,4	77,0	4,4
Insight	0,0	0,0	0,0	0,4	4,5	11,1	12,0	11,1	9,8	12,3	12,0	12,1	11,9	11,8	14,4	16,7	19,2	20,3	20,3
Dentus M2	5,1	2,0	4,2	3,9	4,1	3,7	4,0	3,3	3,8	3,7	3,2	3,3	3,1	2,9	2,9	2,8	2,8	2,7	-2,4

No obstante, cabe indicar que en un pequeño número de instalaciones se manejaban dos o más modelos de película, por lo que en algún momento se han podido obtener resultados sumatorios superiores al 100%, puesto que una misma instalación o informe mostraba dos o tres resultados de modelo de película.

Centrándonos en los resultados de estos tres modelos destacados, se observa cómo hay una utilización mayoritaria y continuada en el tiempo, de la marca Kodak, modelo Ultra Speed, ya que partimos en el año inicial de estudio 1996/97 con una utilización en el 72,6% de los informes analizados y se finaliza en el año 2014, donde se observa que el 77,0% de las instalaciones continúa manejando esta marca y modelo de película radiográfica, lo que supone un aumento en su uso del 4,4% (ver **gráfica 11**).

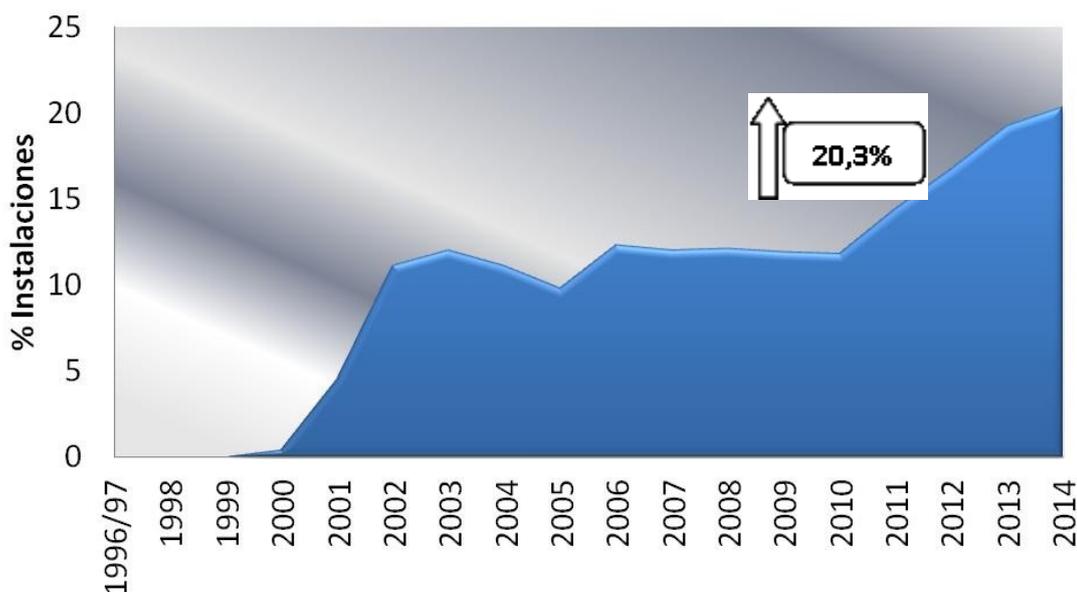
GRÁFICA 11: Evolución en el empleo de los distintos tipos de películas radiográficas dentales: Ultra Speed



Respecto a la película marca Kodak, modelo Insight, se aprecia que no comienza a aparecer en los informes analizados hasta el año 2000, momento de su puesta en el mercado como sustituta del modelo Ekta Speed, por lo que teniendo en cuenta el total de años de estudio, se parte en 1996/97 de un valor de 0,0% en los

informes analizados, y se finaliza en el año 2014 con un valor del 20,3%, lo que supone un gran aumento en su utilización del 20,3% (ver **gráfica 12**)

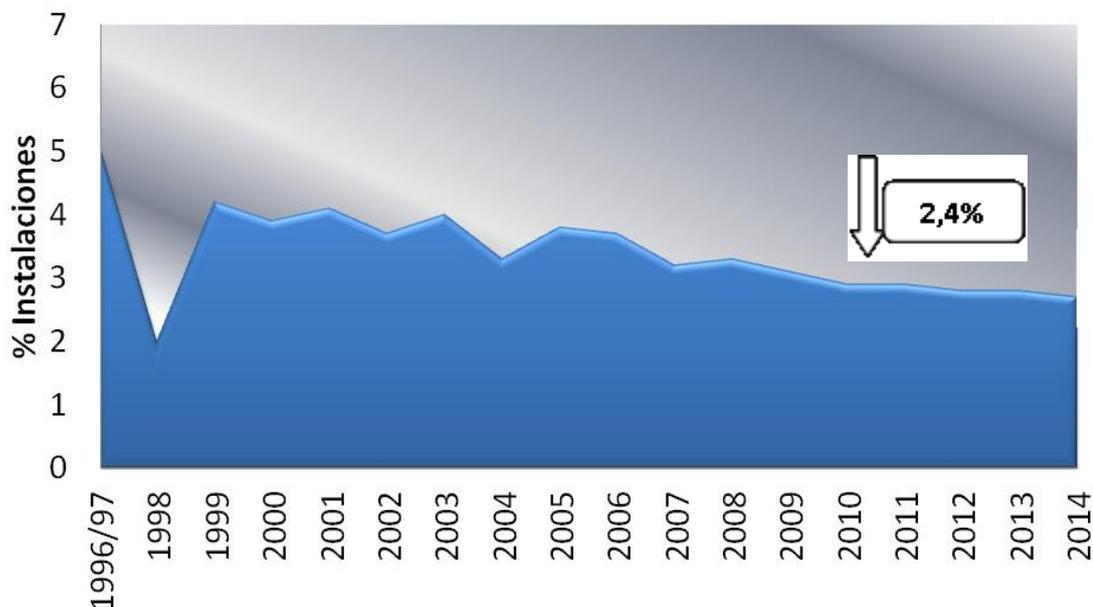
GRÁFICA 12: Evolución en el empleo de los distintos tipos de películas radiográficas dentales: Insight



No obstante, suponiendo que este modelo de película, tal y como se ha indicado, sustituye a la desaparecida Kodak Ekta Speed, y teniendo en cuenta que en el año 1996/97 la utilización de la película Kodak Ekta Speed era del 17,1% de los informes, podemos presuponer que el aumento en la utilización de esta película de mayor sensibilidad y menor dosis de exposición necesaria, se reduce al 3,1%, lo que nos hace reflexionar que la aparición de nuevos modelos de películas, más sensibles y con menores requisitos de dosis de exposición, apenas se han introducido en el manejo diario de las instalaciones de radiodiagnóstico dental intraoral en España.

Respecto al tercer modelo de película radiográfica periapical estudiado, marca Agfa, modelo Dentus M2, observamos cómo se pasa de un valor del 5,1% de los informes estudiados donde se utilizaba este tipo de película en el año 1996/97, y se acaba en el año final de estudio 2014 con un valor del 2,7% de los informes, lo que supone una reducción en su utilización del -2,4% (ver **gráfica 13**)

GRÁFICA 13: Evolución en el empleo de los distintos tipos de películas radiográficas dentales: Dentus M2



Finalmente, se puede indicar que el modelo de radiografía dental intraoral Kodak Insight, es el que sufre un mayor aumento en los años de estudio comprendidos entre 1996 a 2014, lo que puede verse como una mejora en cuanto a la dosis suministrada a los pacientes en las instalaciones de radiografiado dental intraoral al ser un modelo de película más sensible y con menor necesidad de dosis de exposición.

V.8.TIPO DE PROCESADO DE LA IMAGEN RADIOLOGICA EMPLEADO

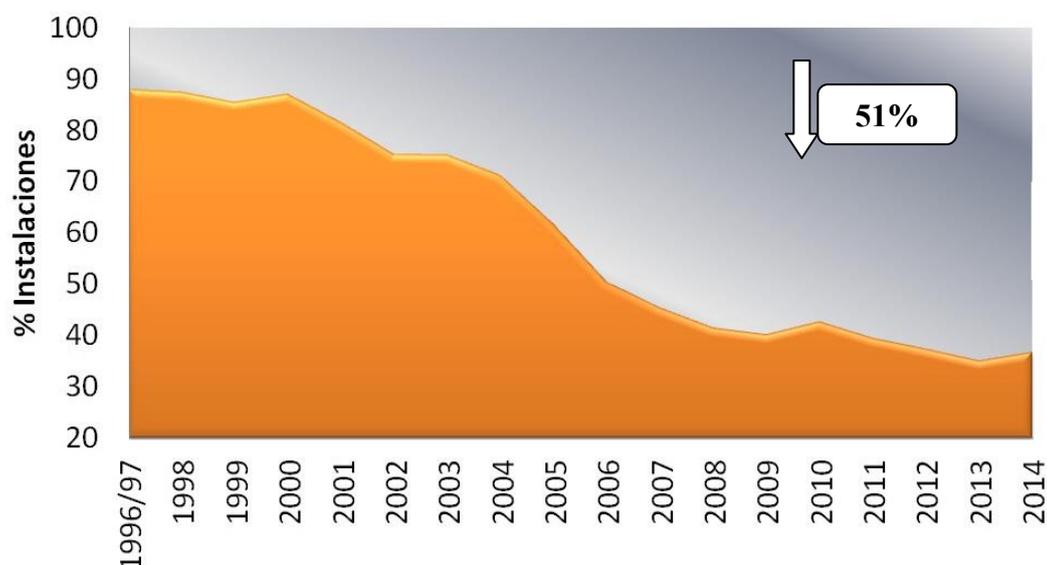
Sin lugar a duda, el factor donde mayor variación se ha percibido en los años de estudio ha sido el tipo de procesado de la imagen radiológica. Poco a poco en los primeros años de estudio, y con un gran salto cuantitativo a mitad del mismo, los sistemas digitales de imagen han irrumpido en la práctica clínica diaria con gran fuerza.

Lo que inicialmente era una elección por parte de las instalaciones de radiografiado dental intraoral menor, ha ido cogiendo fuerza con el paso de los años y muestra una tendencia ascendente, lo que nos puede hacer pensar que invertirá la

situación inicial, relegando a una utilización menor la película radiográfica convencional.

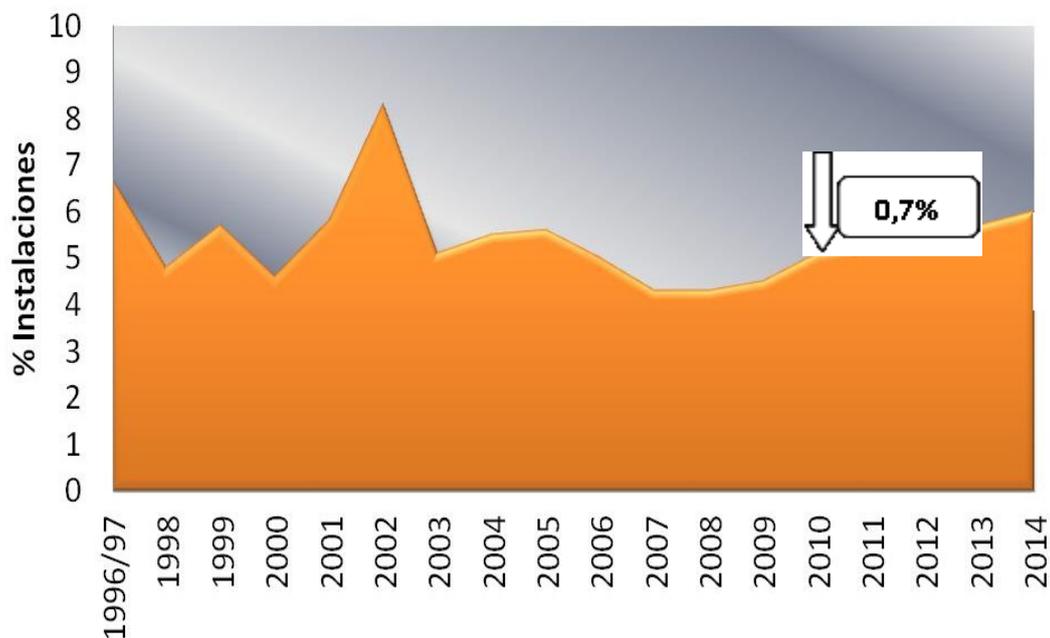
Tal y como podemos ver, al inicio de nuestro estudio en el año 1996/97, el 87,7% de los informes analizados indicaban que manejaban un procesado manual de la película radiográfica, como sistema para la obtención de la imagen radiográfica. Sin embargo, en el final del análisis, en el año 2014, dicho porcentaje de informes se ha reducido al 36,7%, lo que supone una reducción total del -51,0% de los casos totales que manejan el procesado manual en estos años de estudio% (ver **gráfica 14**).

GRÁFICA 14: Evolución en el empleo de procesado manual durante los años de estudio.



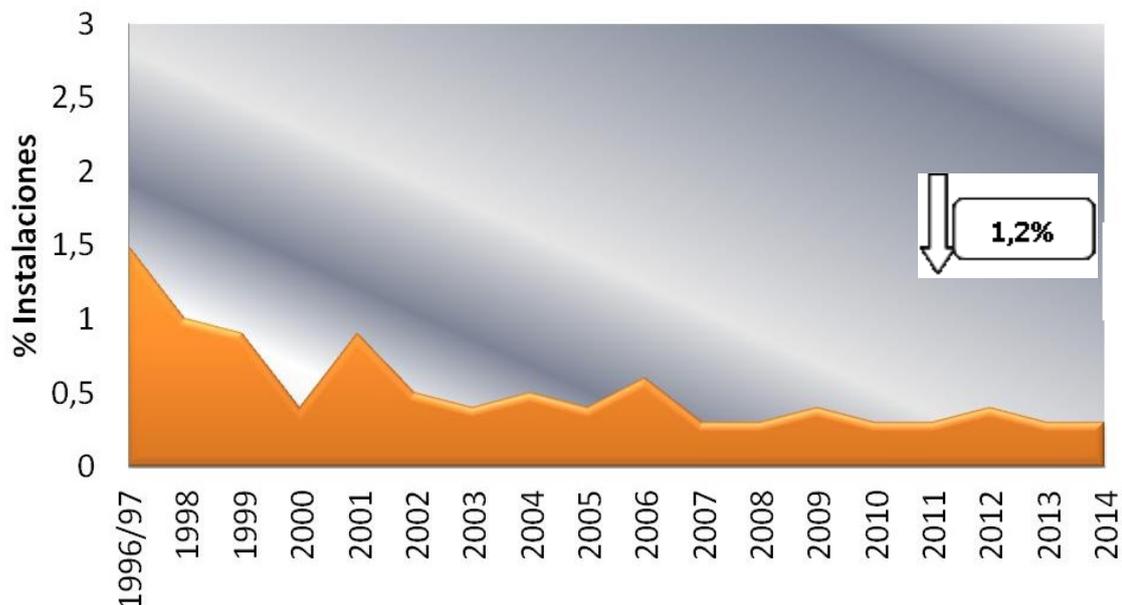
Respecto al otro tipo de procesado de la película radiográfica convencional, el procesado automático, en el año 1996/97 el 6,7% de los informes analizados mostraba la utilización de dicho sistema para la obtención de la imagen dental intraoral. Pasados los años de estudio, vemos que apenas ha habido variación respecto a este sistema de procesado, ya que en el año 2014 el 6,0% de los informes nos indican que se sigue empleando este sistema de procesado, lo que nos muestra que la variación en este período de su manejo es tan sólo del -0,7% (ver **gráfica 15**).

GRÁFICA 15: Evolución en el empleo de procesado automático durante los años de estudio.



Un caso especial en el tipo de procesado de la imagen radiológica, es la película autorrevelable, como ya hemos indicado su utilización ha sido prácticamente anecdótica en las instalaciones de radiografiado dental intraoral de España, tal y como se puede apreciar en los resultados obtenidos (ver **gráfica 16**).

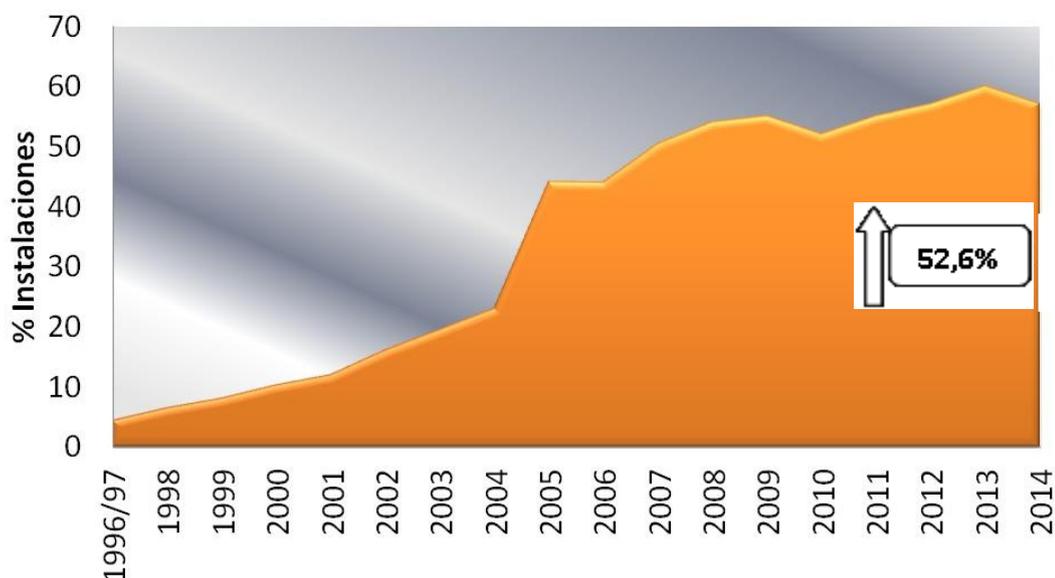
GRÁFICA 16: Evolución en el empleo de película autorrevelable durante los años de estudio.



De hecho, se observa que inicialmente en el año 1996/97 sólo el 1,5% de los informes indicaban como preferencia para la obtención de la imagen radiográfica la utilización de la película autorrevelable, y finalizamos el análisis en el año 2014 recogiendo datos de la utilización de las mismas en tan sólo el 0,3% de los casos, lo que supone una reducción en su utilización del -1,2% (ver **gráfica 16**).

Analizados un poco más en profundidad los casos donde se utiliza este tipo de película, observamos que se mantienen prácticamente estables desde el año 2000, lo que nos lleva a pensar más en su manejo como un sistema alternativo en caso de emergencia, más que como el sistema principal para la obtención de la imagen radiográfica periapical (ver **gráfica 16**).

GRÁFICA 17: Evolución en el empleo de sistemas digitales durante los años de estudio.



Finalmente, se ha valorado la evolución de la utilización de los sistemas digitales como medio para obtener la imagen radiológica intraoral. En este caso no se han realizado distinciones entre la utilización de sistemas digitales directos (DR) o sistemas digitales indirectos (CR).

Tal y como se aprecia en la tabla de resultados, la evolución en la utilización de cualquiera de estos sistemas para obtener la imagen radiográfica en las instalaciones de radiodiagnóstico dental españolas ha sido muy apreciable. Partimos del hecho, de que en el año de inicio 1996/97, sólo el 4,4% de las instalaciones indicaba que manejara cualquiera de los dos sistemas digitales para obtener la imagen radiográfica, mientras que finalizado el estudio en el año 2014, el porcentaje de instalaciones de radiografiado dental españolas analizadas que utiliza cualquiera de estos sistemas digitales para la obtención de la imagen radiodiagnóstica es del 57,0% (ver **gráfica 17**).

Esta evolución en el tiempo de los sistemas digitales de imagen, nos indica que se ha producido un incremento del 52,6% en el manejo de los sistemas digitales de

imagen en las instalaciones de radiografiado dental españolas analizadas (ver **gráfica 17**).

Se puede observar a su vez, que tanto la evolución decreciente en el manejo de los sistemas de procesado de película, principalmente el procesado manual puesto que es el utilizado mayoritariamente por las instalaciones con procesado químico de película convencional, como la evolución creciente de los distintos sistemas de imagen digital, directo (DR) o indirecto (CR), muestran un comportamiento semejante y contrario, por lo que se observa una sustitución del manejo de la película convencional radiográfica por los distintos sistemas digitales de imagen (ver **Tabla IV**).

Tabla IV, Evolución de algunas características de las instalaciones españolas de radiodiagnóstico dental (%) (1996/97-2014): Tipo de procesamiento de la imagen radiológica empleado.

	1996/97	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	EVOLUCIÓN
Procesado manual	87,7	87,2	85,2	86,8	81,3	75,1	75,0	71,0	61,5	50,3	45,3	41,4	40,1	42,6	39,4	37,3	35,0	36,7	-51,0
Procesado automático	6,7	4,8	5,7	4,6	5,8	8,3	5,1	5,5	5,6	5,0	4,3	4,3	4,5	5,1	5,3	5,3	5,7	6,0	-0,7
Película Autorrevelable	1,5	1,0	0,9	0,4	0,9	0,5	0,4	0,5	0,4	0,6	0,3	0,3	0,4	0,3	0,3	0,4	0,3	0,3	-1,2
Sistema digital	4,4	6,5	8,1	10,3	12,0	16,1	19,5	23,0	44,1	44,0	50,4	54,0	55,0	52,0	55,0	57,0	60,0	57,0	52,6

V.9. CARACTERÍSTICAS DEL PROCESADO RADIOLOGICO DE LA PELICULA RADIOGRAFICA DENTAL

Con la finalidad de optimizar la imagen diagnóstica, se ha evaluado en qué condiciones se realiza el procesado de las películas radiográficas periapicales en las instalaciones de radiodiagnóstico dental españolas analizadas. Al no tratarse de unos parámetros de obligado control en las revisiones realizadas en las instalaciones dentales, hay datos no disponibles en unos años determinados.

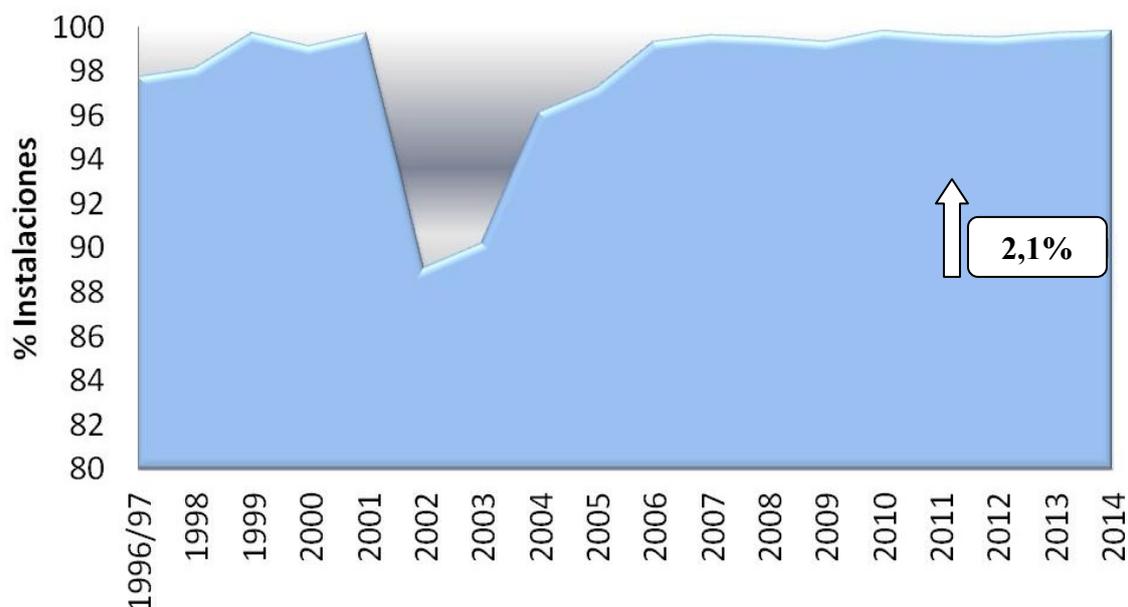
Un correcto procesado de la película radiográfica nos va a permitir una mejor imagen diagnóstica, un menor número de repeticiones por imágenes defectuosas, una correcta adecuación del tiempo de exposición a los requerimientos específicos del tipo de película utilizado, y en consecuencia una optimización en la dosis suministrada al paciente para la obtención de la imagen radiográfica diagnóstica.

Las instalaciones analizadas, han sido principalmente aquellas que disponen de procesado químico de película, tanto mediante procesado manual, procesado automático o película autorrevelable, aunque en determinados parámetros de control nos hayamos centrado únicamente en las instalaciones con procesado manual de la película radiográfica.

Respecto al control o no de la temperatura de los líquidos de revelado durante el procesado de la película, se han tenido en cuenta los tres modelos de procesado disponibles, aunque principalmente nos hemos centrado en las instalaciones con procesado manual, puesto que en el procesado automático la propia procesadora dispone de un control de temperatura de los líquidos.

Con todo ello, se observa la tendencia habitual y mantenida en el tiempo de utilizar los líquidos de procesado a temperatura ambiente. Puesto que desde el inicio de nuestro estudio en 1996, donde el 97.7% de las instalaciones estudiadas revelaban las películas radiográficas periapicales sin controlar la temperatura de los líquidos de procesado, hasta el final del mismo en el año 2014, donde el porcentaje de informes donde procedían a realizar el procesado de las películas a temperatura ambiente se sitúa en el 99.8%, se puede obtener un aumento del 2.1% en el porcentaje de las instalaciones que no disponen de un medio de control sobre la temperatura a utilizar durante el revelado de las películas radiográficas (ver **gráfica 18**).

GRÁFICA 18: Distribución de las instalaciones radiológicas revisadas según el control de la temperatura de los líquidos de revelado.



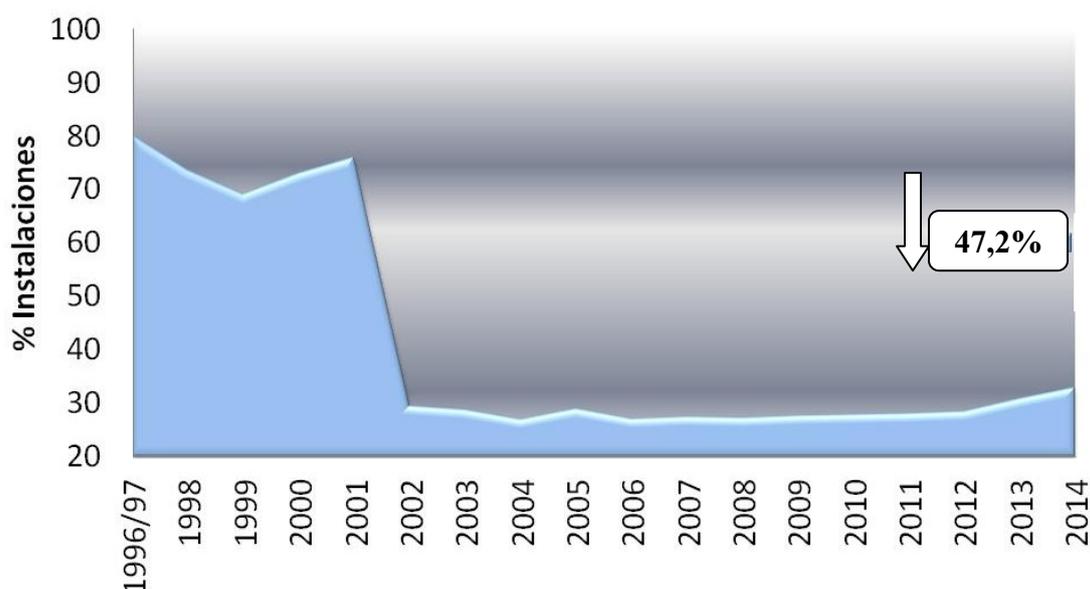
Un factor muy importante a tener en cuenta durante el control del procesado de las películas radiográficas en odontología dental intraoral, es el control del tiempo de procesado. El no disponer de un control del tiempo de procesado, tanto en el líquido revelador como en el líquido fijador, nos hará obtener imágenes diagnóstica de muy variable calidad, y puede ser indicativo de una utilización no correcta, o cuando menos no óptima, del tiempo empleado para la obtención de la imagen diagnóstica, puesto que para acelerar el procesado de la película periapical se realizarán imágenes sobreexpuestas, con un incremento de dosis a paciente innecesario.

Hay que resaltar, que durante la obtención de los resultados en los años del estudio, se ha puesto especial atención a que se establecieran pautas fijas en el procesado de la película radiográfica, hecho que puede comprobarse en los resultados obtenidos a lo largo de los 18 años analizados, puesto que se partía en el año 1996/97 de un valor del 80,2% de instalaciones que no realizaba ningún tipo de control en el tiempo empleado durante el procesado de las películas radiográficas.

Y se finaliza en el año 2014, donde el 33,0% de las instalaciones indican que aún siguen sin realizar el procesado de la película radiográfica dental intraoral con

control de tiempos, pero aun así se consigue una mejoría en este parámetro a evaluar del -47.2%, siendo éste valor la reducción en el porcentaje de instalaciones revisadas que han pasado de no realizar un control en el tiempo empleado durante el revelado químico de las radiografías, y que en consecuencia han establecido unas pautas fijas durante dicho procesado de la película radiográfica (ver **gráfica 19**).

GRÁFICA 19: Distribución de las instalaciones radiológicas sin control de los tiempos de revelado descritos por el fabricante.



Otro parámetro importante, para la correcta obtención de la imagen diagnóstica, es la referente a la calidad de los líquidos de procesado. Inicialmente analizada mediante la dilución empleada en los líquidos de procesado y la frecuencia de renovación de los mismos, finalmente se ha visto que el factor que nos aporta datos más relevantes, es el referente a la frecuencia en la renovación de los líquidos de procesado.

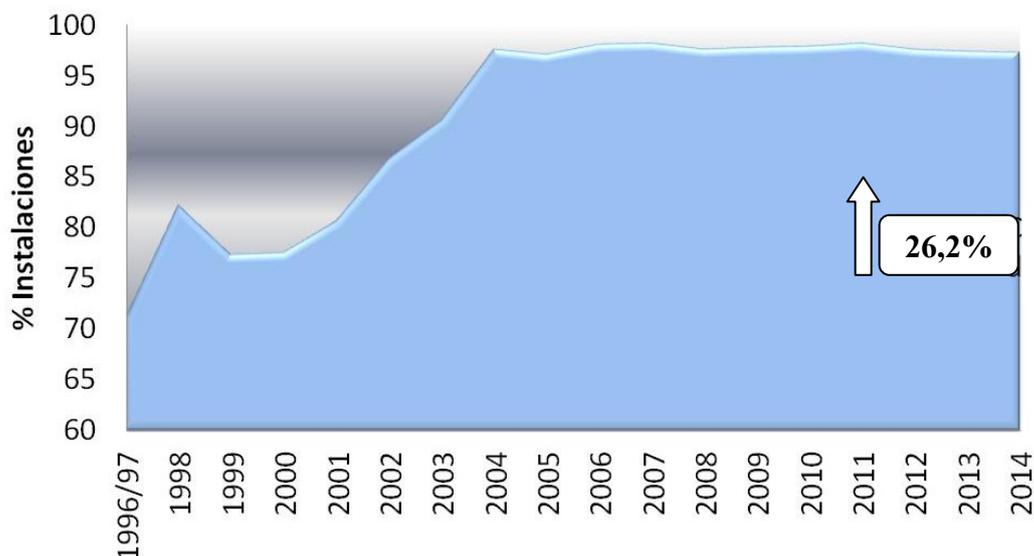
Se ha decidido no mostrar resultados respecto a la dilución empleada, puesto que se ha observado que prácticamente la totalidad de las instalaciones que disponen de un medio de procesado químico de la imagen radiográfica siguen las recomendaciones del fabricante respecto a los criterios de dilución a emplear y por tanto no se observan anomalías o variaciones significativas en el análisis de este factor.

Por lo general, se ha establecido que una frecuencia en la renovación de los líquidos de procesado semanal, es más que adecuada para la correcta obtención de la imagen radiográfica. Excepcionalmente, en los casos donde el volumen de realización de estudios radiográficos es inusualmente elevado, se ha podido establecer una frecuencia de renovación de líquidos mayor, siendo esta dos veces por semana. Incluso, en el extremo opuesto, aquellas instalaciones donde la realización de pruebas radiográficas es esporádica, se ha visto que la preparación de los líquidos de procesado radiográfico se realiza particularmente para cada estudio radiológico, si bien estos casos son muy minoritarios en la muestra analizada.

Una vez más, en los controles efectuados a las instalaciones de radiología dental intraoral españolas durante los años de estudio, se ha intentado que se estableciera, salvo las excepciones arriba indicadas, una frecuencia en la renovación de los líquidos de procesado de la película radiográfica dental intraoral semanal, con el fin de disponer de una calidad adecuada en los líquidos de procesado.

Por todo esto, se puede observar cómo se ha podido mejorar los resultados de éste parámetros a lo largo de los años de estudio, ya que pasamos del 71.0% de instalaciones con una frecuencia semanal en la renovación de los líquidos de procesado en el año 1996/97, al 97.2% de las mismas en el momento de finalizar nuestro análisis en el año 2014, lo que supone un aumento de 26.2% de instalaciones que han establecido una frecuencia semanal en el cambio de los líquidos de procesado (ver **gráfica 20**).

GRÁFICA 20: Evolución de la renovación semanal de los líquidos de revelado, lavado y fijado empleados en el revelado manual de las películas radiográficas intraorales.



Tan importante como la calidad de los líquidos de procesado, son las condiciones en las que se encuentre la propia película radiográfica. Para ello se tuvieron en cuenta dos factores, caducidad de la película radiográfica y condiciones de almacenamiento. Respecto al primer factor, se ha podido observar a lo largo de los años analizados que la tasa de renovación de la película radiográfica ha sido la adecuada, no siendo representativo el número de informes donde se ha podido detectar que se había superado la fecha de caducidad de la película, y por tanto no se ha procedido a incluir en estos resultados.

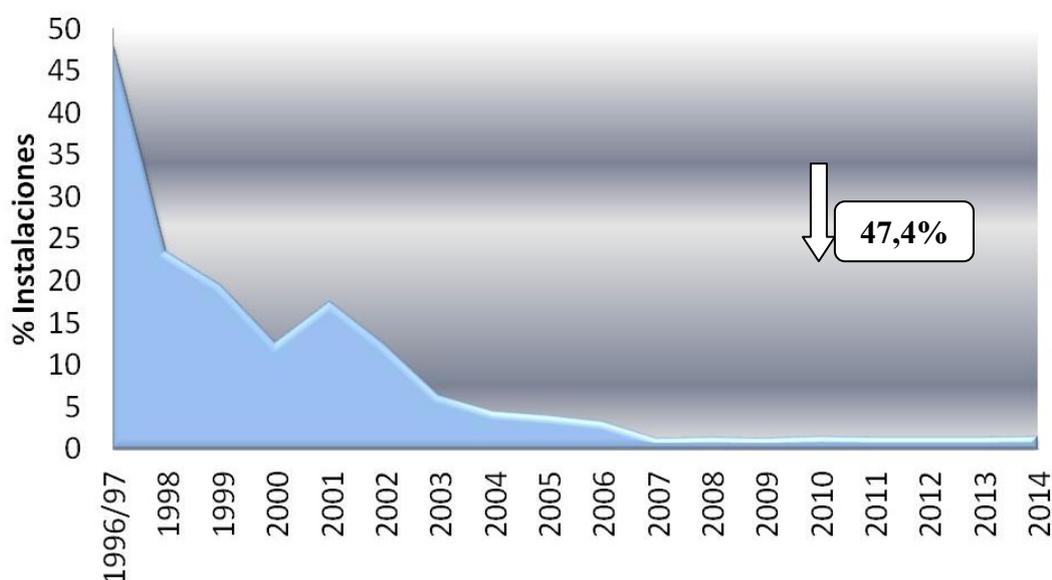
Sin embargo, en las condiciones de almacenamiento si se ha podido detectar variaciones significativas, se ha visto que las condiciones de temperatura y humedad del lugar de almacenaje tampoco eran tan relevantes y por tanto no han sido tenidas en cuenta en este análisis. No ha sido así, a la hora de evaluar la situación física de almacenaje de la película radiográfica.

En este aspecto, se ha podido comprobar que la calidad diagnóstica de la imagen radiográfica podía verse comprometida, si la película radiográfica era almacenada en el interior del gabinete de rayos X, puesto que la radiación dispersa que pudiera llegar a la misma podía provocar un velado de la película radiográfica, o cuando menos un mayor ennegrecimiento de la imagen y empeoramiento de la imagen mostrada.

Se ha procurado que al detectarse que el lugar de almacenamiento de la película, era el interior de la propia sala donde se realizaban los estudios radiológicos, ésta fuera sacada de la misma y almacenada en una sala distinta libre de radiación dispersa.

Tal y como se puede comprobar, dicha medida ha tenido su acogimiento en las instalaciones de radiografiado dental intraoral estudiadas, ya que siendo en el año 1996/97 el 48.9% de las instalaciones analizadas, las que almacenaban la película radiográfica en el interior de la sala donde se realizaban los estudios radiográficos, se ha pasado en el año 2014 a que simplemente el 1.5% de las mismas instalaciones continúan almacenando las placas radiográficas en el interior de las salas de rayos X, lo que supone una reducción en este parámetro analizado del -47.4% (ver **gráfica 21**).

GRÁFICA 21: Evolución del almacenamiento de las películas radiográficas dentro de la sala de exploración.



Por último, y simplemente en las instalaciones donde se realizaba revelado manual de película convencional dental intraoral, por razones obvias no se han tenido en cuenta aquellas con procesado automático o donde se maneja película

autorrevelable, se ha analizado dónde se procedía a realizar este procesado de la película radiográfica.

Por lo general, solamente se han tenido dos alternativas, revelado en cuarto oscuro o revelado en cubeta de procesado manual. La utilización de uno u otro método durante el procesado de la película radiográfica afecta a la calidad de la imagen radiográfica, en la manera en la que la propia película radiográfica puede estar expuesta a la iluminación ambiental.

Mientras que si el procesado se realiza en una cubeta de revelado, las condiciones de luz ambientales pueden no tener repercusiones sobre la calidad de la imagen obtenida, siempre y cuando dicha cubeta se encuentre en buenas condiciones, si el procesado radiográfico se realiza en cuarto oscuro la calidad de la imagen diagnóstica puede verse más comprometida en cuanto a las condiciones de luz ambiental o la estanqueidad a la misma.

Es por esto que se ha intentado primar la utilización de una correcta cubeta de procesado manual frente a la existencia de un cuarto oscuro de revelado. Como este parámetro no era de obligado control en los primeros años de estudio, los resultados obtenidos comienzan a anotarse y hacer un seguimiento en el año 2004.

Como puede apreciarse, en las instalaciones analizadas de radiología dental intraoral, la utilización de estas cubetas de procesado manual ha sido elevada y continua en el tiempo, siendo utilizadas por el 95.2% de las instalaciones al inicio de la captación de datos de este parámetro en el año 2004, y se ha mantenido al alza en los años posteriores, finalizando en el año 2014 donde el 98.0% de las instalaciones realiza un procesado manual de película radiográfica utiliza dichas cubetas de procesado como medio para realizar el revelado radiográfico, lo que supone un incremento en las mismas del 2.8% (ver **gráfica 22**).

GRÁFICA 22: Distribución de las instalaciones radiológicas revisadas que utilizan cubeta para el procesado manual.

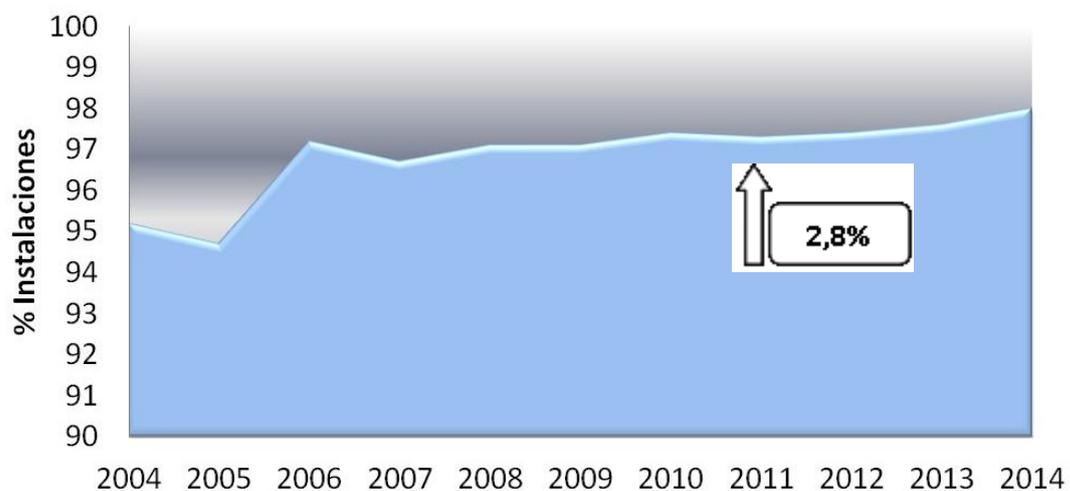


Tabla V, Evolución de algunas características de las instalaciones españolas de radiodiagnóstico dental (%) (1996/97-2014): Características del procesado radiológico de la película radiográfica dental.

	1996/ 97	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	EVOLUCI ON
Sin control de temperatura	97,7	98,1	99,7	99,1	99,7	89,1	90,2	96,1	97,2	99,3	99,6	99,5	99,3	99,8	99,6	99,5	99,7	99,8	2,1
Sin control de tiempo	80,2	73,6	69,1	73,0	76,0	29,5	28,8	27,0	29,0	27,1	27,5	27,3	27,7	27,9	28,1	28,5	30,9	33,0	-47,2
Cambio semanal de líquidos	71,0	82,2	77,3	77,5	80,6	86,7	90,5	97,5	97,0	98,0	98,1	97,5	97,7	97,8	98,1	97,5	97,3	97,2	26,2
Película almacenada en el interior de la sala	48,9	23,5	19,5	12,7	17,6	12,5	6,4	4,5	4,0	3,3	1,3	1,4	1,3	1,5	1,4	1,4	1,4	1,5	-47,4
Cubeta de procesado manual	-	-	-	-	-	-	-	95,2	94,7	97,2	96,7	97,1	97,1	97,4	97,3	97,4	97,6	98,0	2,8

V.10.EXISTENCIA, USO Y AVERIAS DEL NEGATOSCOPIO

Para una correcta valoración diagnóstica de las imágenes radiográficas, es necesario disponer de unas adecuadas condiciones de visualización de las mismas. Por lo que en los controles realizados a las instalaciones de radiodiagnóstico dental intraoral analizadas se vigilaba la existencia, uso y condiciones de los negatoscopios.

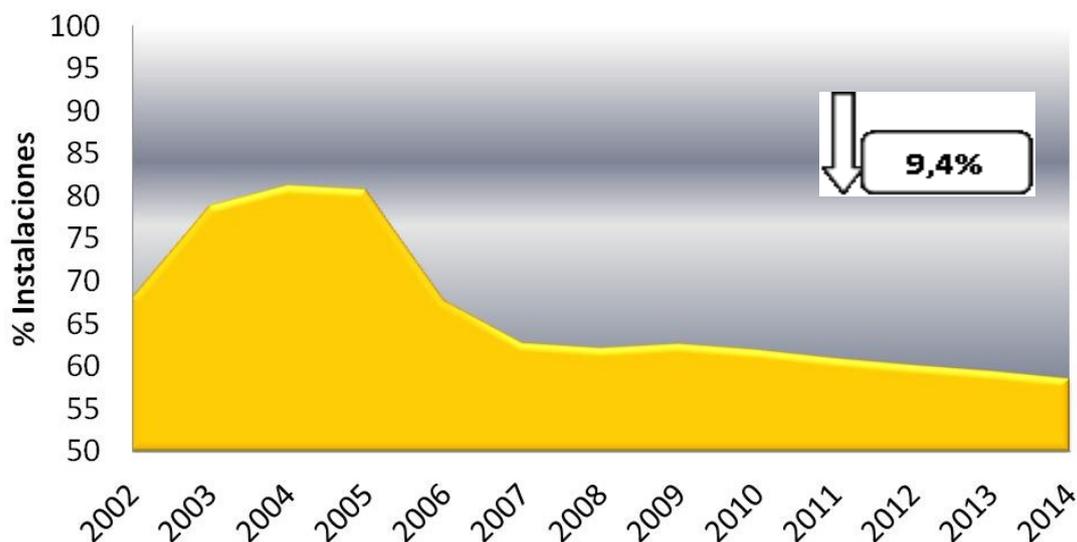
Si bien es cierto que tal y como se ha podido comprobar, el aumento en la utilización de los sistemas digitales de imagen pudiera hacer pensar que la utilización del negatoscopio no es necesaria, se recomienda la disponibilidad de los mismos en las clínicas dentales.

Puesto que el control de estos sistemas de visualización no fueron obligatorios hasta la aparición del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico y el RD 1976/1999 de Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico, no se obtuvieron datos de estos parámetros hasta el año 2002.

Para el control de las condiciones de visualización de las imágenes radiográficas, se han tenido en cuenta todos los informes de todas las instalaciones analizadas, no únicamente las que disponen de sistema de imagen de película convencional, puesto que la inclusión de los nuevos sistemas digitales de imagen pueden verse reflejados en los resultados obtenidos, bien por la no disponibilidad de negatoscopio en la instalación, bien por su no utilización al haber sustituido la película convencional por algún sistema de imagen digital y no ser requerido para la valoración diagnóstica.

En las instalaciones analizadas se ha comprobado que inicialmente en el año 2002, primer año con datos registrados de estos parámetros, el 67.9% de las instalaciones disponía de algún negatoscopio para la visualización de las imágenes radiográficas, sin embargo en el año 2014, una vez finalizado nuestro estudio, el 58.5% de las instalaciones indicaban que disponían de este medio de visualización, lo que supone un descenso en dicho valor del -9.4% (ver **gráfica 23**).

GRÁFICA 23: Distribución de las instalaciones radiológicas que disponen de negatoscopio.

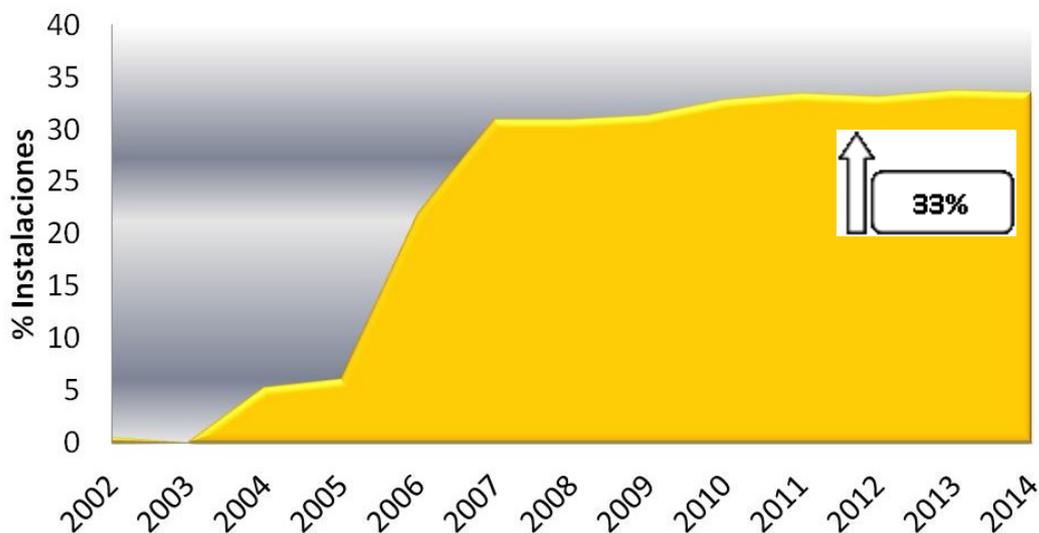


Tal y como hemos indicado, este descenso puede deberse a la incorporación cada vez más frecuente de los sistemas digitales de imagen en las instalaciones de radiografiado dental intraoral en nuestro país, aun cuando se siga recomendado la disponibilidad de los mismos para la valoración de placas convencionales que pudiera suministrar el paciente de estudios anteriores.

No obstante, la existencia de estos medios de visualización no garantizan la utilización de los mismos, por lo que en los controles realizados a las distintas instalaciones se ha verificado el grado de utilización de los mismos puesto que es práctica habitual la valoración de las placas radiográficas a la luz de las lámparas de los sillones dentales.

Se ha podido comprobar que en el año 2002, al comienzo de la captación de estos resultados, el 0.5% de las instalaciones analizadas no hacía uso de los negatoscopios aun cuando disponía del mismo, con el paso del tiempo en nuestro estudio se ha visto que esta no utilización de estos medios de visualización ha sufrido un importante incremento, acabando este parámetro con un valor del 33.5% en el año 2014, lo que supone un aumento del 33.0% (ver **gráfica 24**).

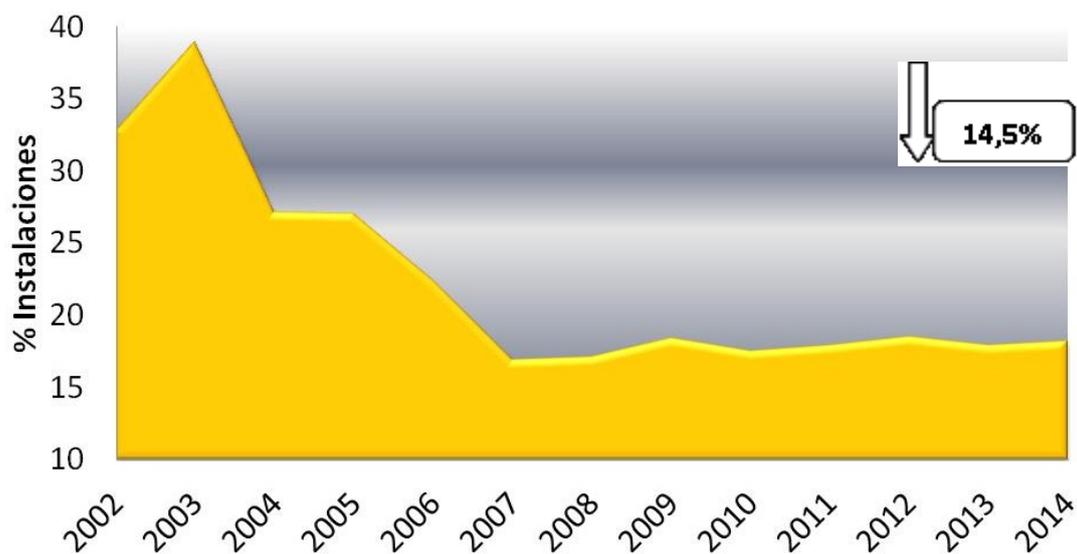
GRÁFICA 24: Distribución de las instalaciones radiológicas que nunca utilizan negatoscopio.



El incremento de este factor nos puede hacer ver de una manera más factible cómo la aparición de los sistemas digitales de imagen en las instalaciones de radiografiado dental intraoral españolas han ido reemplazando la utilización de la película radiográfica convencional.

El estado de estos sistemas de visualización también se ha tenido en cuenta en los controles efectuados a las distintas instalaciones revisadas, se ha comprobado que en el año 2002 el 32.7% de los informes obtenidos mostraban que los negatoscopios presentaban algún tipo de anomalía o deficiencia susceptible de precisar su reparación, mientras que en el año 2014 el porcentaje de los mismos que precisaban de algún tipo de reparación son el 18.2%, lo que supone una mejoría en los resultados de este parámetro del -14.5% (ver **gráfica 25**).

GRÁFICA 25: Distribución de las instalaciones radiológicas que poseen negatoscopio que necesita reparación.



Esta mejoría nos viene a indicar, que si bien la presencia y utilización de los negatoscopios en las instalaciones analizadas está en retroceso, el estado de conservación y mantenimiento de los mismos es mejor con el paso del tiempo.

Tabla VI, Evolución de algunas características de las instalaciones españolas de radiodiagnóstico dental (%) (1996/97-2014): Existencia, uso y averías del negatoscopio.

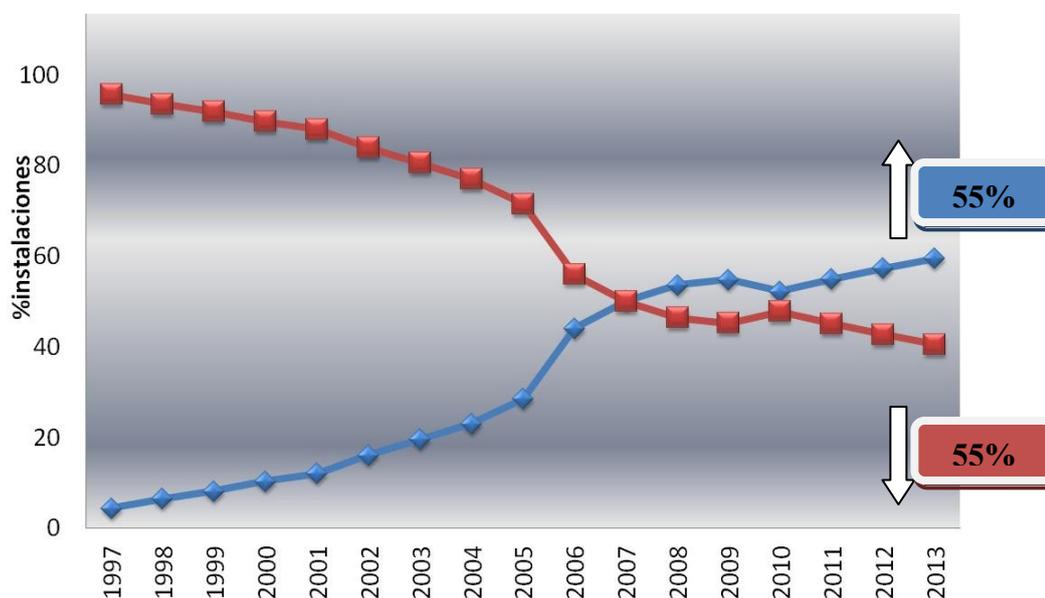
	1996/ 97	199 8	199 9	200 0	200 1	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	EVOLUCI ON
Se dispone de negatoscopio	-	-	-	-	-	67,9	78,8	81,2	80,7	67,7	62,7	62,1	62,6	61,9	60,9	60,1	59,4	58,5	-9,4
Nunca utiliza negatoscopio	-	-	-	-	-	0,5	0,0	5,3	6,1	21,9	30,9	30,9	31,3	32,8	33,4	33,1	33,7	33,5	33,0
Negatoscopio precisa reparación	-	-	-	-	-	32,7	38,9	27,1	27,0	22,4	16,9	17,1	18,4	17,5	17,9	18,5	17,9	18,2	-14,5

V.11.EVOLUCION DE LA DOSIS SUMINISTRADA

Para poder comprender de una manera correcta la evolución de las dosis suministradas en las instalaciones dentales analizadas, hay que proceder a un estudio previo de la evolución de los distintos sistemas de imagen utilizados a lo largo de los años, puesto que la elección de uno u otro método influirá de una manera muy notable en la dosis final a paciente.

Tal y como puede apreciarse, la evolución en la elección del sistema de imagen a utilizar por las instalaciones dentales españolas ha sido notable, puesto que ha pasado en el año 1997, donde prácticamente la totalidad de las instalaciones (95,6%) utilizaban película convencional, frente a una minoría (4,4%) que utilizaba algún sistema digital de imagen, hasta una fuerte inversión de los datos y en el año 2013 el 40,5% seguía manteniendo la película convencional y un 59,5% ya utiliza un sistema digital de imagen (ver **gráfica 26**).

GRÁFICA 26: Evolución de los sistemas digitales y película utilizados en los 17 años de estudio (1997-2013) [n° instalaciones, número de instalaciones dentales; digital, número (%) de instalaciones dentales utilizando sistemas digitales de imagen; film, número (%) de instalaciones dentales utilizando película radiográfica].

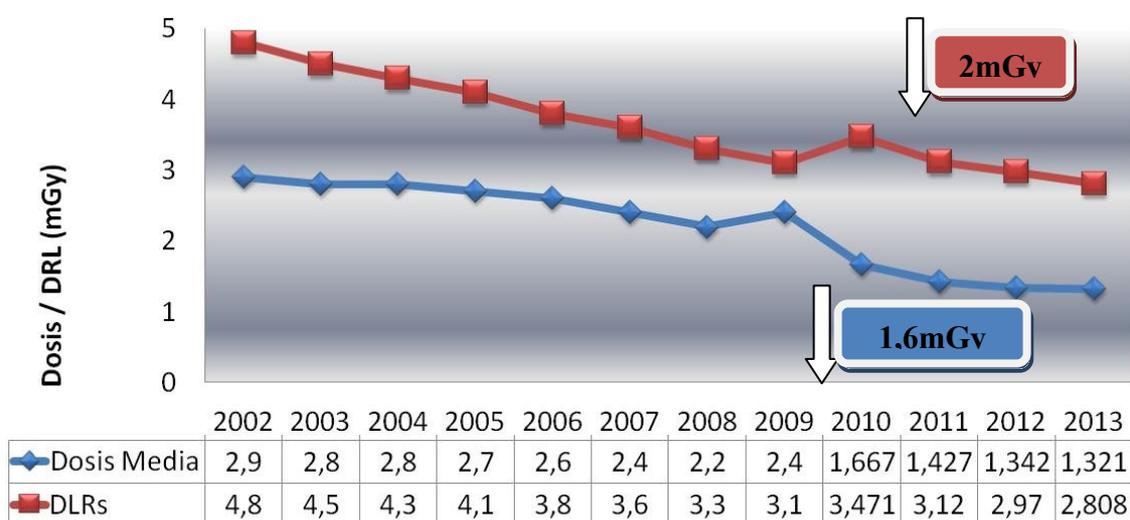


Este cambio en el sistema de obtención de la imagen diagnóstica, se ha visto reflejado en la evolución de las dosis suministradas a los pacientes a lo largo de los años de estudio. Se han analizado los resultados obtenidos entre los años 2002-2013, viéndose una clara tendencia a la baja, tanto de la dosis media empleada para la

obtención de la imagen diagnóstica, como en los niveles de dosis de referencia (DRLs, Dose Reference Levels).

Se observa cómo se produce un descenso de más del 50% en la dosis media necesaria en el conjunto del total de las instalaciones analizadas, pasando de una dosis de 2,9 mGy en el año 2002 y bajando hasta 1,32 mGy en el año 2013. El descenso en los valores de DRL también son apreciables, ya que del valor inicial en 2002 de 4,8 mGy, pasamos a 2,81mGy en 2013 (ver **gráfica 27**).

GRÁFICA 27: Evolución de DLRs y dosis medias (2002-2013)

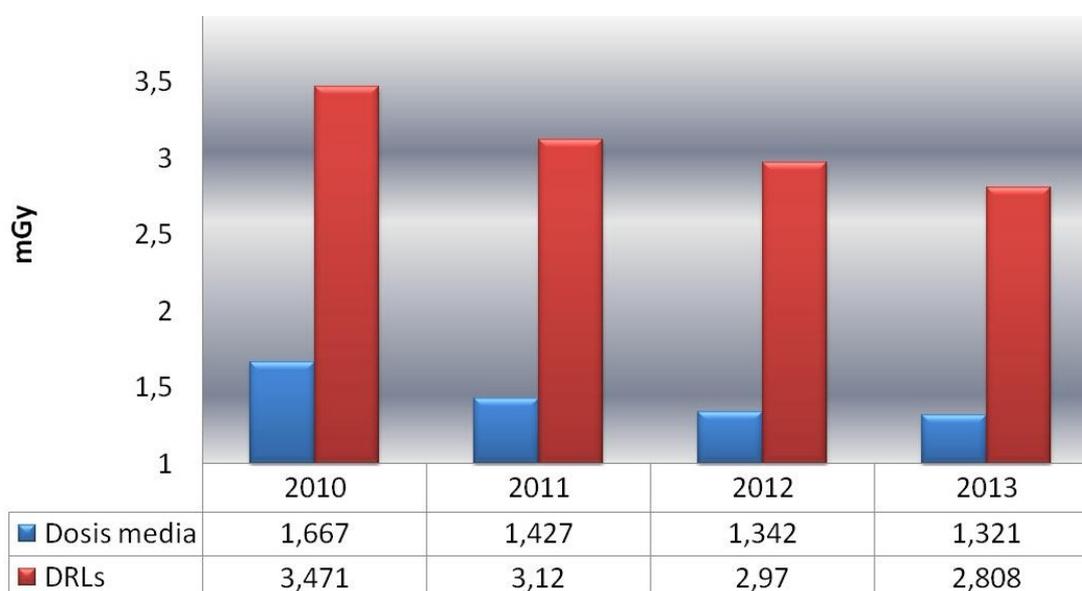


Se puede apreciar de una forma visible, hasta qué punto van unidos los valores de dosis a los sistemas de imagen utilizados con los valores concretos de los años 2009 y 2010, donde la tendencia al alza del porcentaje de instalaciones donde se pasa de película convencional a sistemas digitales de imagen se ve interrumpida (ver **gráfica 26**), y tiene su repercusión en los valores de dosis media y DRL de esos años donde se observa un pequeño crecimiento (ver **gráfica 27**).

Si nos centramos en el tramo final del estudio, entre los años 2010-2013, donde se observa que se reactiva esa tendencia de cambio de película convencional de radiografiado por los sistemas digitales de imagen (ver **gráfica 26**), podremos fijarnos en cuál es la evolución de las dosis suministradas según los distintos sistema de imagen empleado y su futura previsión.

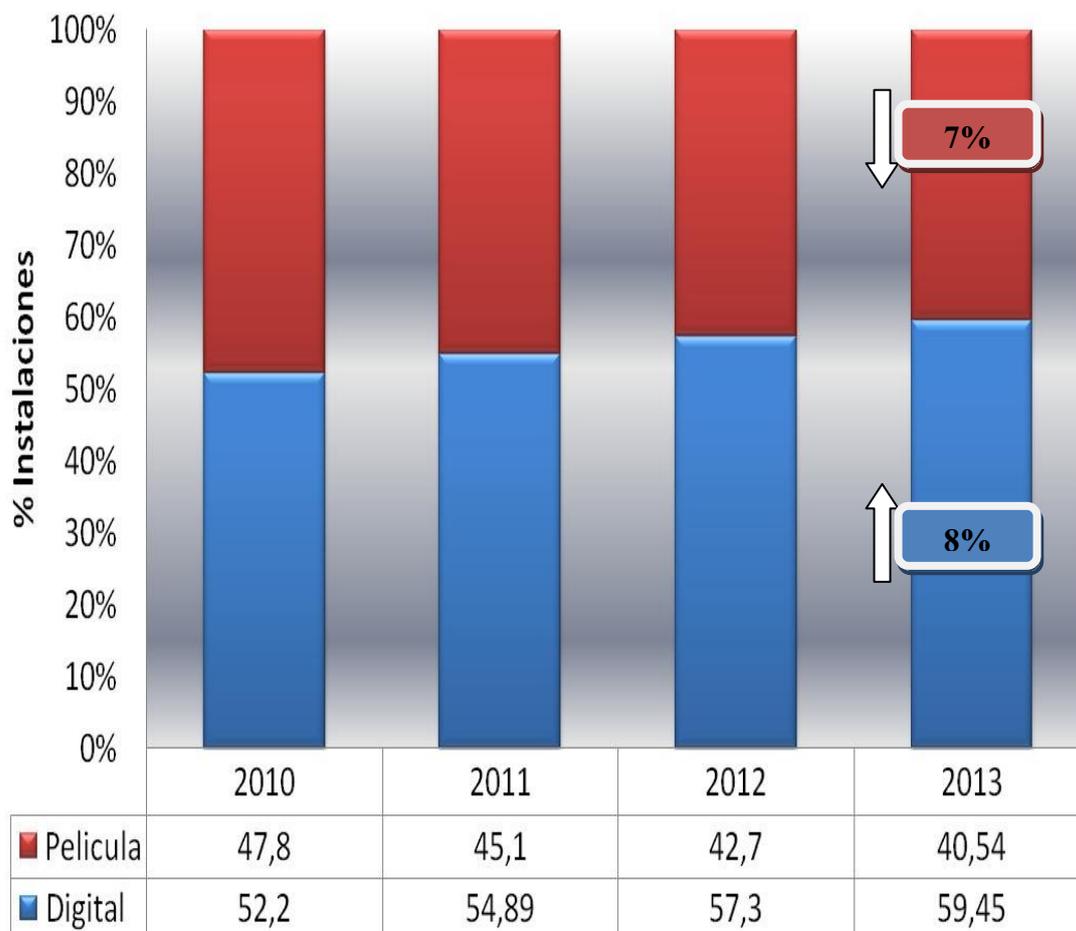
Se comprueba que gracias al cambio de la película convencional radiográfica por los distintos sistemas digitales de imagen, tanto las dosis medias obtenidas como los DRLs se ven reducidas en este tramo final del estudio de una manera muy acusada, ya que se pasa de valores de 1.67 mGy en el valor de las dosis medias en el año 2010 a valores de 1.32 mGy en el año 2013, lo que supone una reducción de casi el 21%, mientras que los valores de DRL pasan de 3.47 mGy en 2010 hasta 2.81 mGy en 2013, lo que implica una reducción del 19% en cuanto a los valores de dosis obtenidos (ver **gráfica 28**).

GRÁFICA 28: Dosis media y DRLs



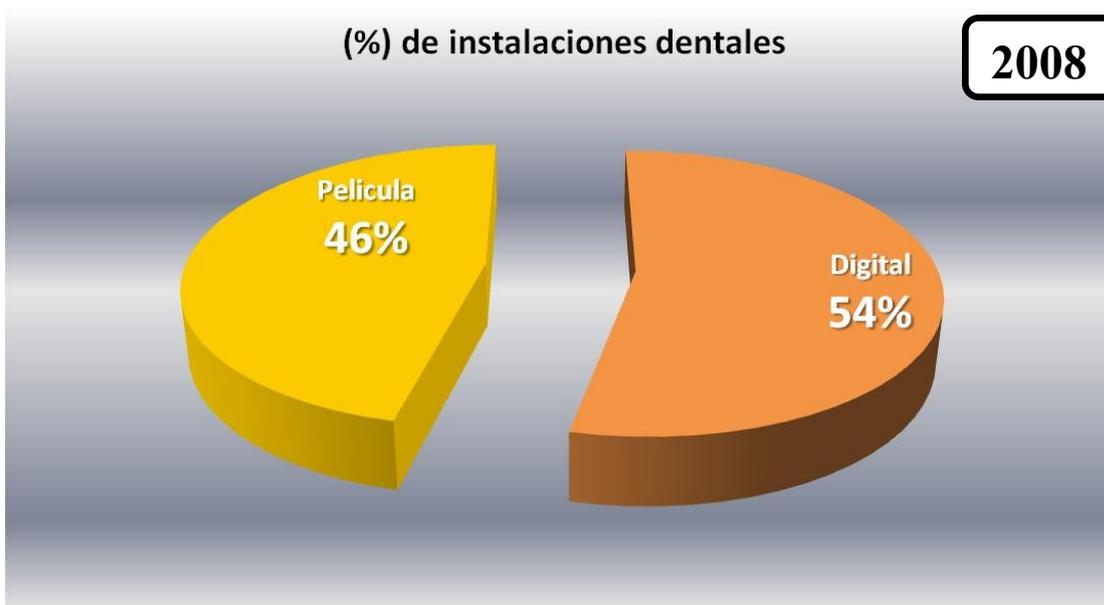
Tal y como se ha indicado, en los años de estudio se ha visto una tendencia a sustituir las películas radiográficas por los distintos sistemas digitales de imagen, esta tendencia sustitutoria se reactiva de una manera más evidente en el tramo final del estudio entre los años 2010-2013, puesto que se pasan de unos valores de porcentaje en la utilización de los sistemas digitales de imagen del 52,2% en el año 2010, lo que supone que el 47,8% restante maneja película radiográfica convencional, a valores del 59,45% para la utilización de los sistemas digitales de imagen en el año 2013, lo que reduce el manejo de la película convencional al 40,54%, lo que supone una tasa de cambio de cerca del 7% (ver **gráfica 29 y 30**).

GRÁFICA 29: Evolución de los sistemas digitales y films utilizados en los cuatro últimos años de estudio (2010-2013) [% instalaciones, porcentaje de instalaciones dentales digital, porcentaje (%) de instalaciones dentales utilizando sistemas digitales; film, porcentaje (%) de instalaciones dentales utilizando película radiográfica].

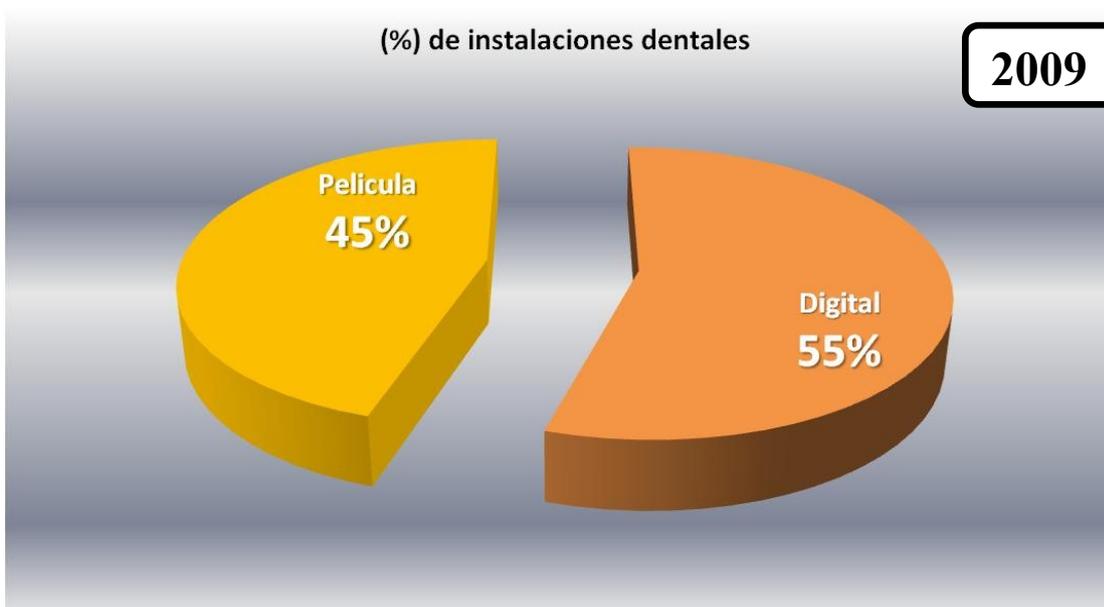


GRÁFICA 30: Distribución de los sistemas de imagen utilizados por las instalaciones dentales entre los años 2008-2013.

A) Porcentaje de instalaciones dentales que utilizan película radiográfica frente a sistemas digitales en el año 2008.

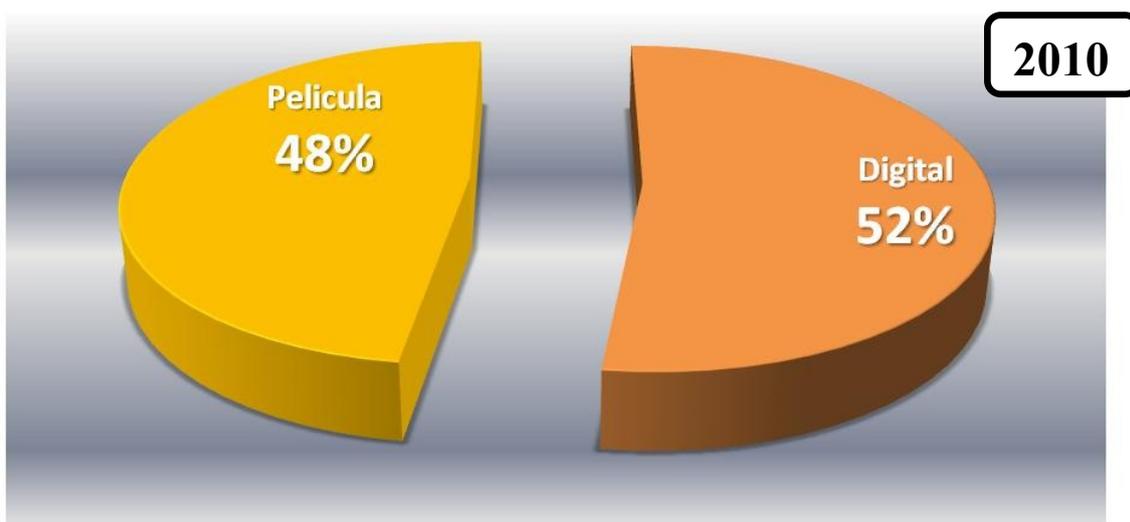


B) Porcentaje de instalaciones dentales que utilizan película radiográfica frente a sistemas digitales en el año 2009.



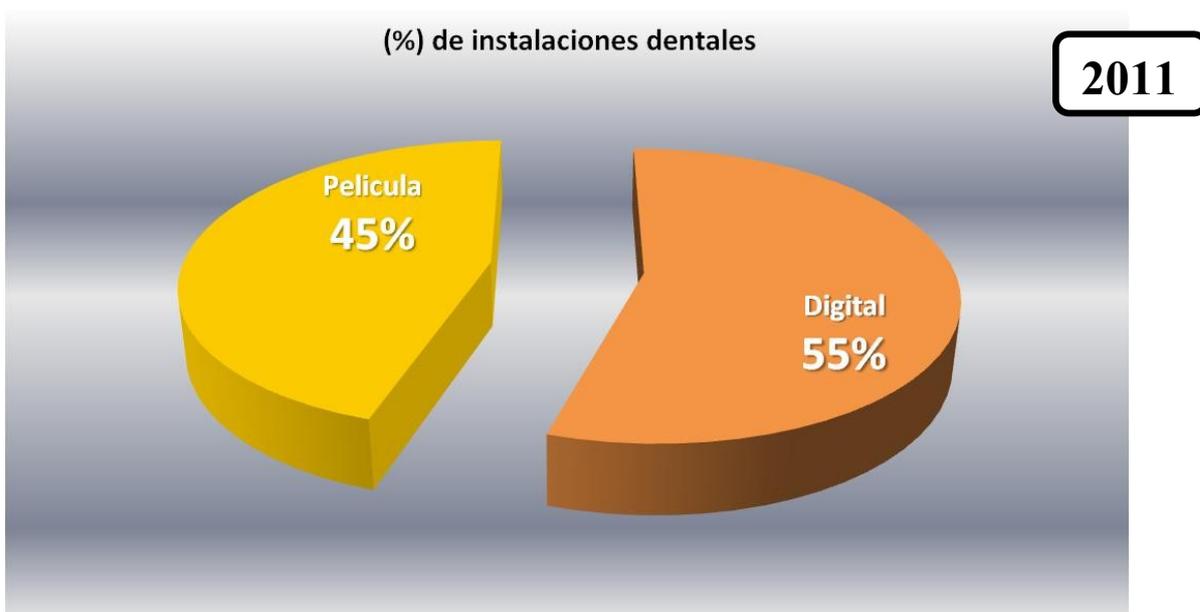
C) Porcentaje de instalaciones dentales que utilizan película radiográfica frente a sistemas digitales en el año 2010.

(%) de instalaciones dentales

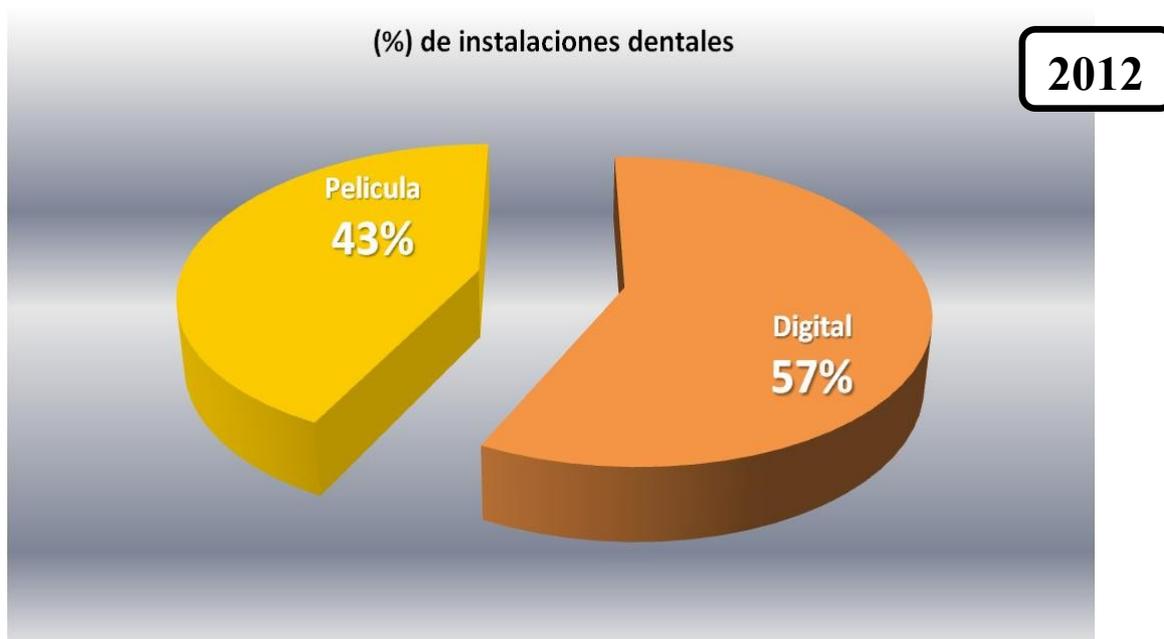


D) Porcentaje de instalaciones dentales que utilizan película radiográfica frente a sistemas digitales en el año 2011.

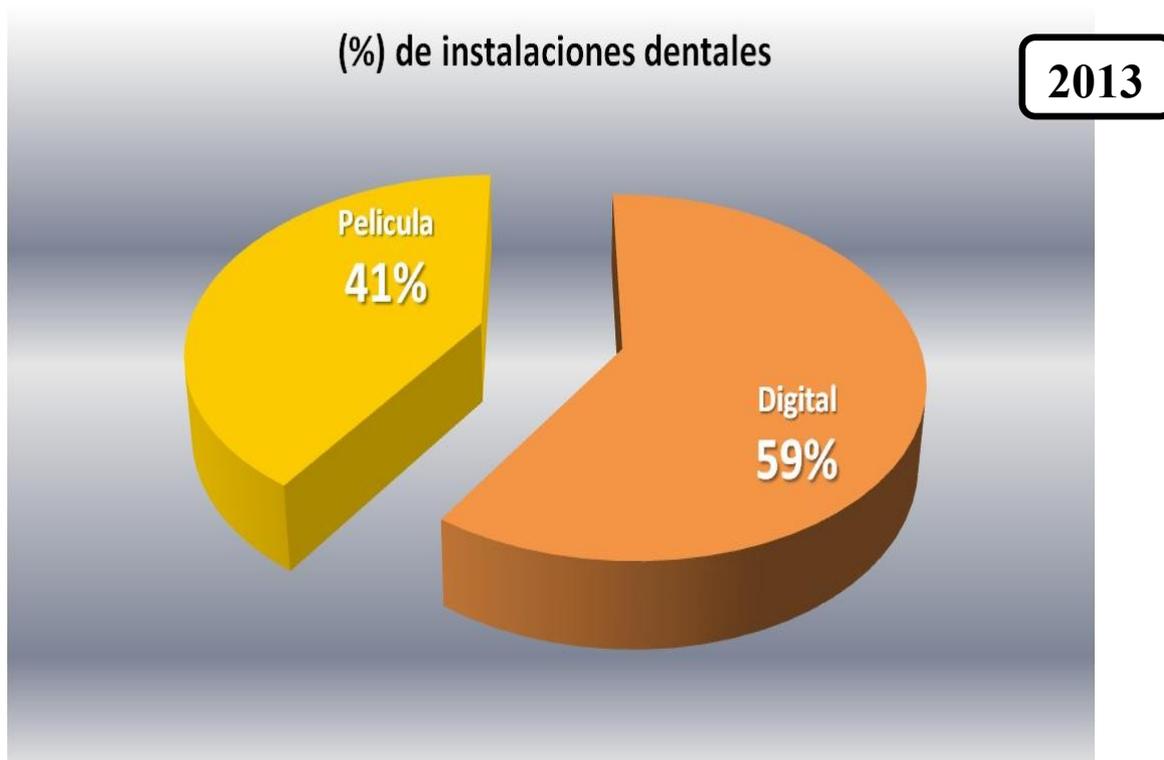
(%) de instalaciones dentales



E) Porcentaje de instalaciones dentales que utilizan película radiográfica frente a sistemas digitales en el año 2012.



F) Porcentaje de instalaciones dentales que utilizan película radiográfica frente a sistemas digitales en el año 2013.



En estos últimos años de análisis se ha procedido a la revisión del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Equipos de Radiodiagnóstico, siendo publicado finalmente en el año 2011, y uno de los aspectos más determinantes que se modifica en esta revisión, es el límite de dosis en radiografiado dental intraoral, donde se reduce la dosis máxima para el molar superior adulto de 7 mGy a 4 mGy. Es por esto, que centramos este análisis en estos últimos cuatro años comprendidos entre 2010, previo a la publicación de esta revisión, y el año 2013.

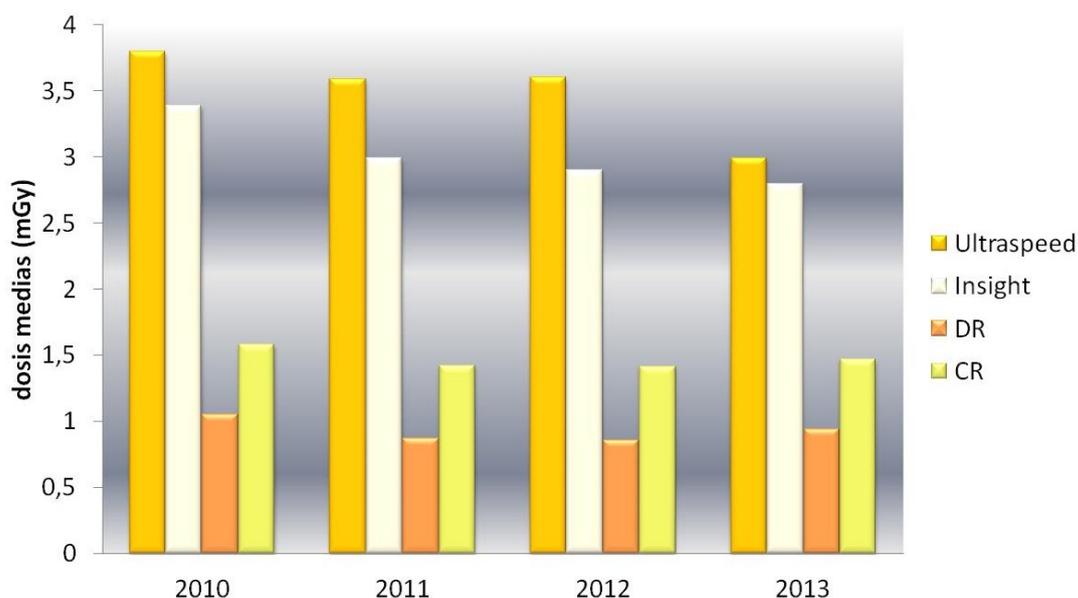
En estos cuatro años finales, las dosis medias para los distintos sistemas de imagen, diferenciando incluso los dos modelos de película radiográfica dental intraoral más utilizados, Kodak Ultra Speed y Kodak Insight, han visto reducidos sus valores para todos y cada uno de los sistemas. En cuanto a lo que las películas convencionales se refiere, para el modelo Kodak Ultra Speed, el más utilizado y con mayores requisitos de dosis necesarios, la evolución de las dosis en estos últimos años ha sido de la siguiente manera, en el año 2010 la dosis media necesaria para esta marca y modelo de película era de 3,80 mGy, mientras que en el año 2013, la dosis media necesaria había descendido hasta 2.99 mGy (ver **gráfica 31**).

Para la película Kodak Insight, en principio más rápida que la Ultra Speed y con menores requisitos de dosis teóricos, se puede apreciar cómo en estos años analizados se pasa de una dosis inicial en el año 2010 de 3,39 mGy, para finalizar en el año 2013 con una dosis media necesaria para la obtención de la imagen diagnóstica de 2,80 mGy (ver **gráfica 31**). Si bien se observa una reducción de dosis en la evolución de la misma en estos años, se puede apreciar como la reducción esperada frente al modelo más lento no es la esperada según las características de la película.

En lo que respecta a los distintos sistemas digitales de imagen, la reducción en la dosis no ha sido tan acusada como sucede con los dos modelos de película radiográfica convencional, de hecho puede observarse un ligero aumento en el último año de estudio. Por lo tanto, para sistemas digitales indirectos (CR), pasamos de una dosis media inicial en el año 2010 de 1,58 mGy y acabamos en 2013 con una dosis media de 1,47 mGy. Mientras que para los sistemas digitales directos (DR), se pasa de una dosis media de 1,05 mGy al inicio de esta análisis y se termina con un valor de dosis media de 0,94 mGy (ver **gráfica 31**).

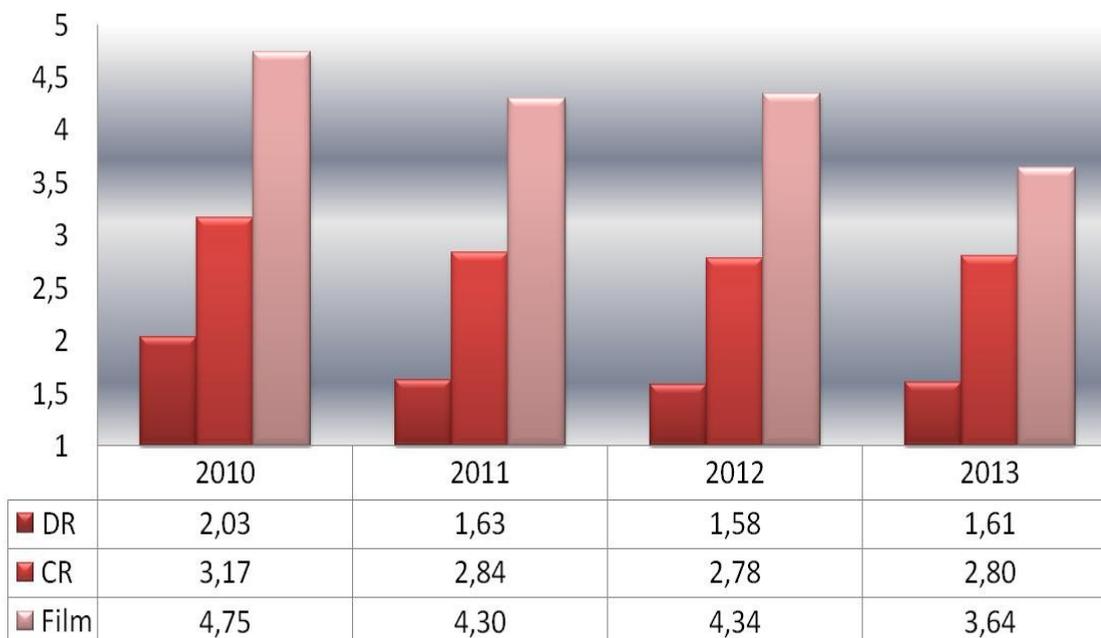
En estos casos la reducción en la dosis ha sido de cerca de un 7% y un 10% respectivamente, mientras que en el caso de las películas convencionales ha sido de un 21% y un 17% respectivamente.

GRÁFICA 31: Evolución de las dosis medias (mGy) y tipos de sistema de imagen o película utilizados en las instalaciones dentales españolas durante el periodo 2010-2013.



Si nos centramos en los valores de los niveles de referencia de dosis (DRL) sugeridos por la Unión Europea, hallamos los siguientes resultados. Para la película convencional, en este caso hemos decidido tratar ambos modelos como una sola variable vistas las pequeñas diferencias existentes entre ellas, se parte de un valor de DRL en el año 2010 de 4,75 mGy y se finaliza en 2013 con una valor de 3,64 mGy. Para los sistemas digitales indirectos (CR) el valor en 2010 es de 3,17 mGy y en 2013 2,80 mGy. Por último en los sistemas digitales directos de imagen (DR), el valor inicial es 2,03 mGy para acabar en el año 2013 con un valor de 1,61 mGy. Esto supone un descenso en el valor de DRL del 23%, 12% y 21% respectivamente para la película convencional, los sistemas indirectos (CR) y los sistemas directos (DR) (ver **gráfica 32**).

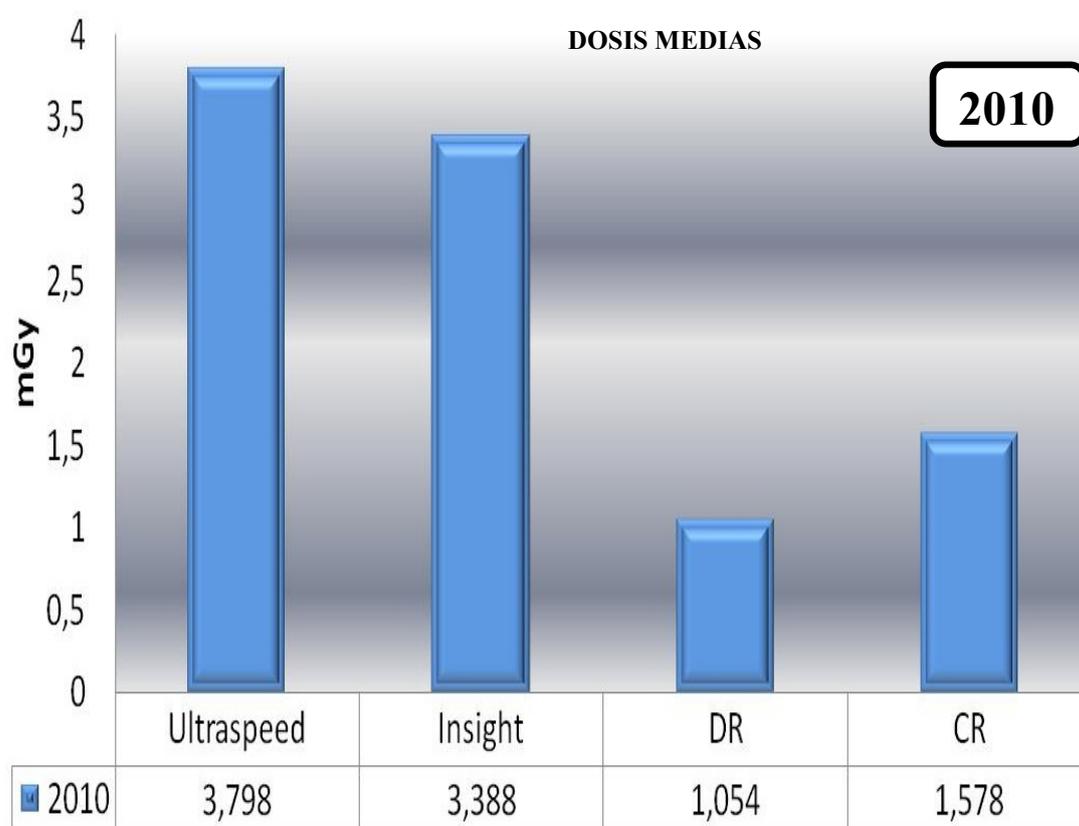
GRÁFICA 32: Diferencias en las dosis (DRLs) en base al sistema de imagen utilizado



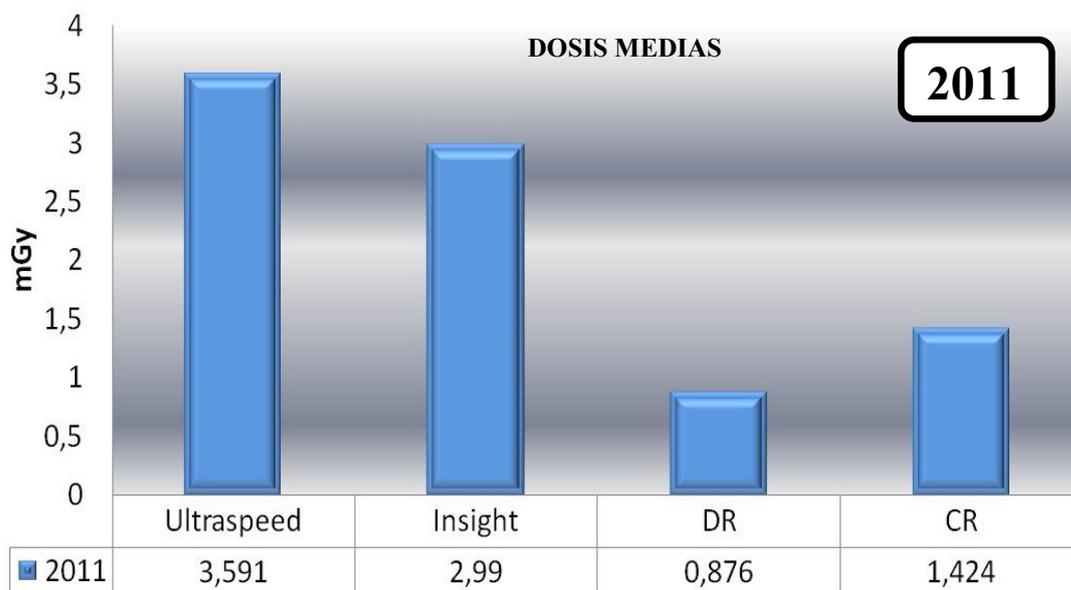
En las siguientes gráficas se puede apreciar de una manera clara, como la reducción en la dosis suministrada a los pacientes en las instalaciones dentales intraorales españolas analizadas, viene marcada por la utilización de los sistemas digitales de imagen frente a las películas radiográficas convencionales, si bien en cada uno de los distintos sistemas evaluados se observa que su evolución tiende a una constante reducción en la dosis suministrada, aunque con una ligera estabilización en los sistemas digitales (ver **gráfica 33**).

GRÁFICA 33: Evolución de las dosis medias (mGy) y tipos de sistema de imagen o película utilizados en las instalaciones dentales españolas entre los años 2010-2013.

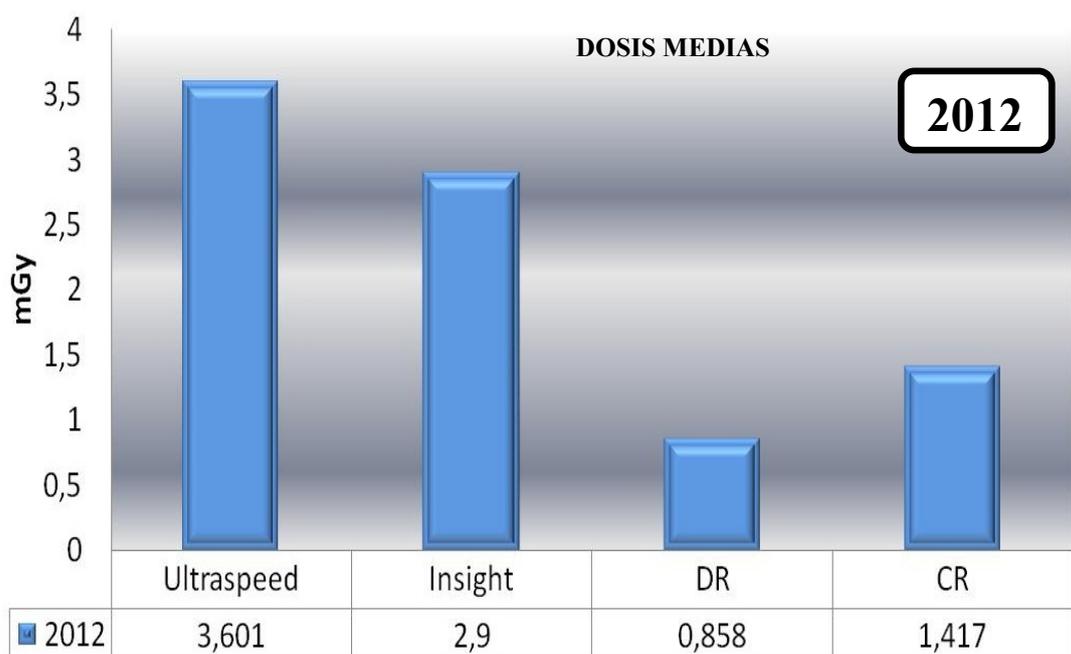
A) Dosis medias (mGy) y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2010.



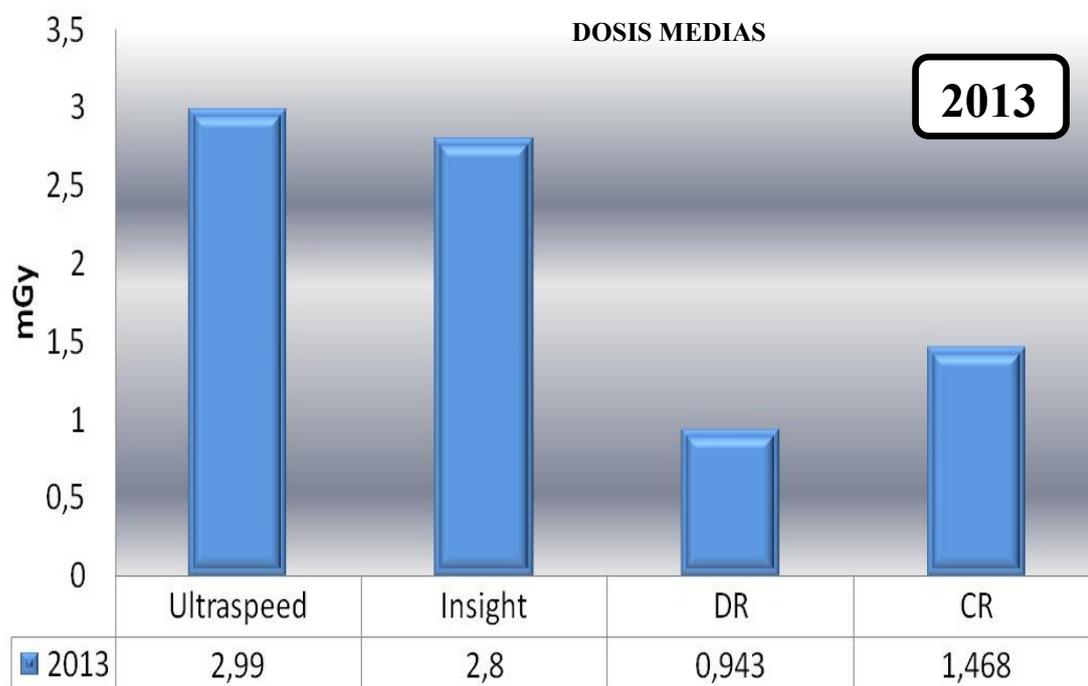
B) Dosis medias (mGy) y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2011.



C) Dosis medias (mGy) y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2012.



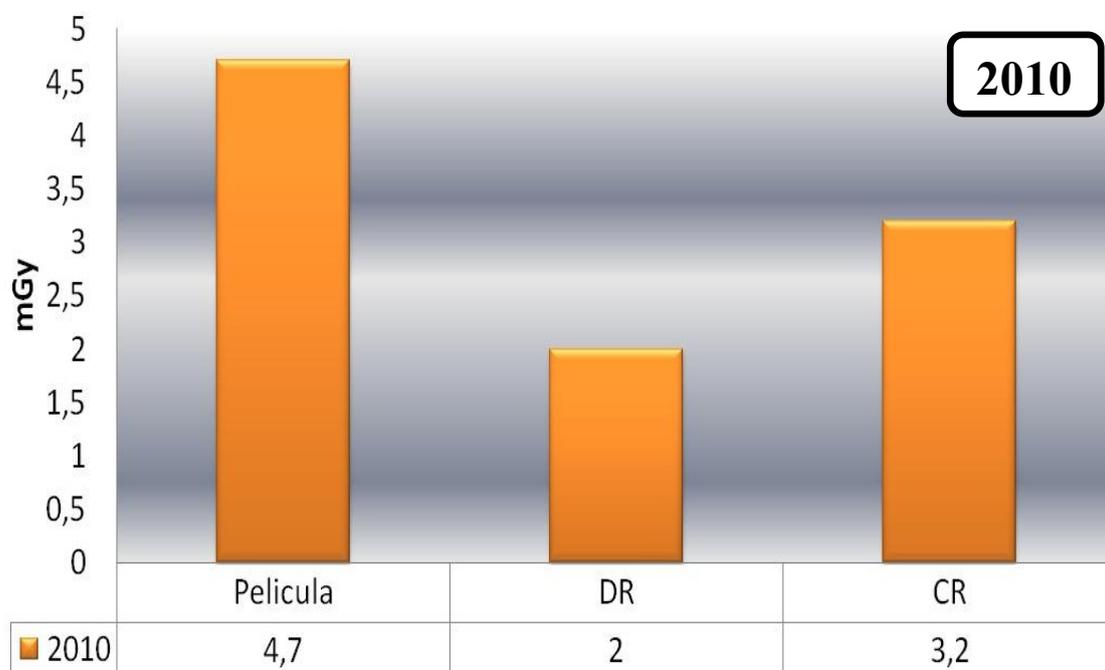
D) Dosis medias (mGy) y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2013.



Los valores de DRL, han sufrido una evolución semejante y en paralelo a la de las dosis medias, se puede ver como se obtienen año tras año valores de DRL menores para los sistemas digitales directos (DR), unos valores medios para los sistemas digitales indirectos (CR) y los mayores de DRL son los mostrados por las películas convencionales de radiografiado, como puede apreciarse en la evolución en estos últimos cuatro años analizados (ver **gráfica 34**).

GRÁFICA 34: Evolución de los niveles de dosis de referencia DRLs (mGy) y tipos de sistema de imagen o película utilizados en las instalaciones dentales españolas entre los años 2010-2013.

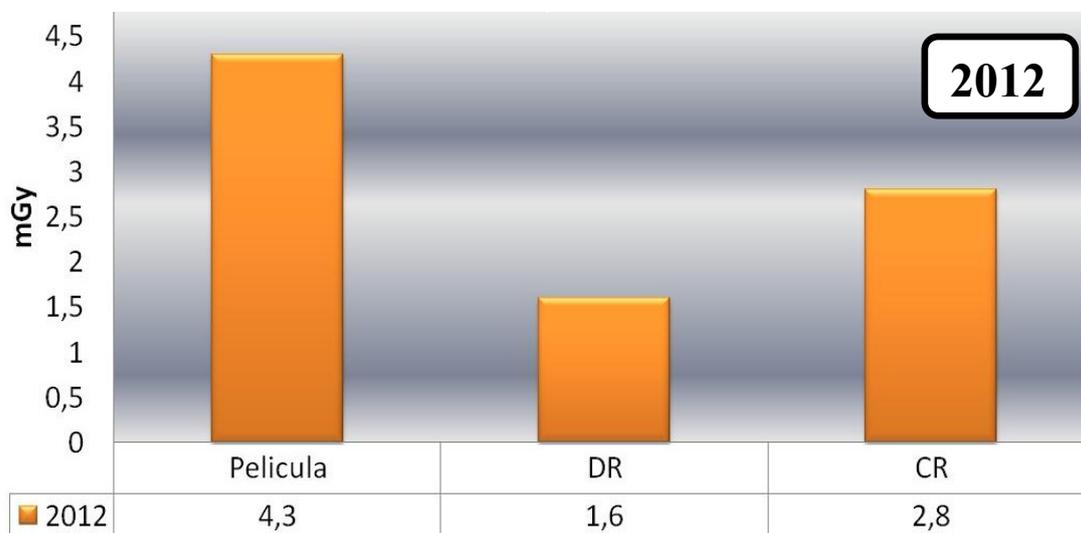
A) DRLs y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2010.



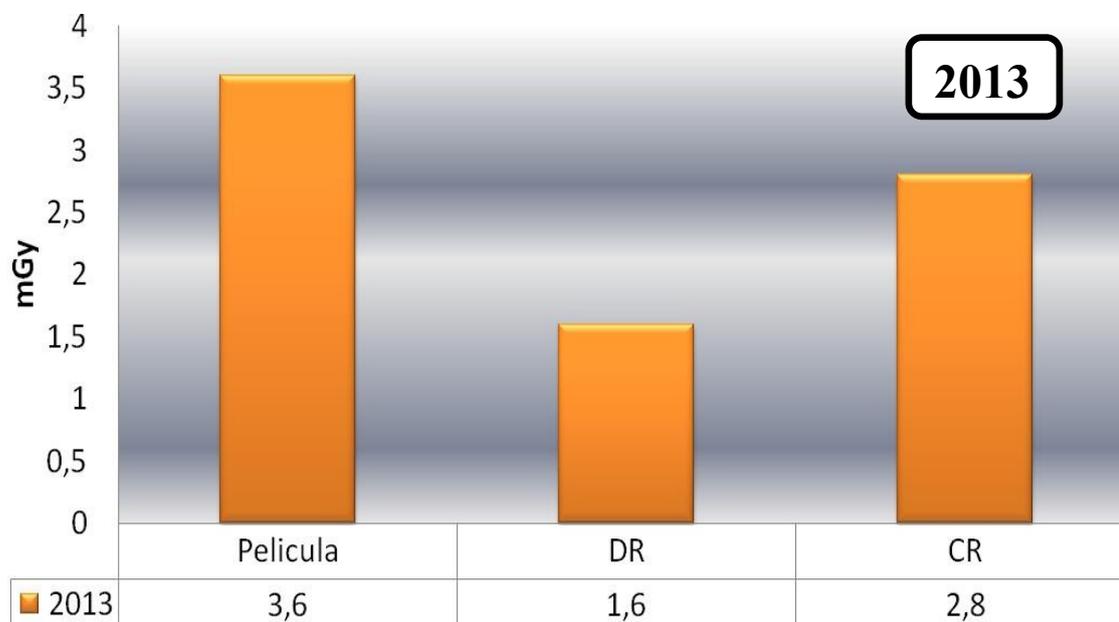
B) DRLs y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2011.



C) DRLs y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2012.



D) DRLs y tipos de sistema de imagen o película utilizados en el año 2013.



Se puede observar como existe un descenso importante en el paso del año 2010 al 2011 en todos y cada uno de los sistemas y variables analizados coincidiendo con la nueva publicación del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Equipos de Radiodiagnóstico. Puesto que para las dosis medias pasamos de valores de 1,67 mGy a 1,43 mGy y en los valores de DRL se pasa de valores de 3,47 mGy a 3,12 mGy (ver **gráfica 28**). Si nos centramos en los valores de dosis media de cada uno de los sistemas, para la película Kodak Ultra Speed se pasa de una valor de 3,80 mGy a uno de 3,59 mGy, para la película Kodak Insight, el tránsito es de 3,39 mGy a 2,99 mGy, mientras que si nos fijamos en los sistemas digitales de imagen, en los sistemas directos (DR) la reducción se muestra con valores de 1,05 mGy a 0,88 mGy, acabando con los sistemas digitales indirectos (CR), donde se pasa de valores de 1,58 mGy a 1,42 mGy (ver **gráfica 31**)

Tal y como se ha indicado, si miramos los valores de DRL de cada uno de los sistemas analizados se observa la misma tendencia, mientras que para los sistemas de película convencional el tránsito entre los años 2010-2011 se pasa de valores de 4,75 mGy a 4,30 mGy, en los sistemas digitales indirectos esta evolución es el paso de 3,17

mGy a 2,84 mGy, y en los sistemas digitales directos la reducción entre estos años es la obtenida al pasar de 2,03 mGy a 1,63 mGy (ver **gráfica 32**).

Una de las consecuencias más importantes en la revisión del Protocolo Nacional de Control de Calidad en Equipos de Radiodiagnóstico, ha sido la reducción en el límite de dosis a suministrar al paciente para una radiografía única del molar superior adulto, puesto que se ha pasado de una dosis máxima de 7 mGy a 4 mGy. Se ha estudiado la evolución en el porcentaje de las instalaciones dentales españolas analizadas que superaban este valor máximo, y los resultados obtenidos han sido los siguientes.

Mientras que para las instalaciones que manejan sistema digital directo (DR) de imagen, el porcentaje inicial en el año 2010 que superaban los 4 mGy era el 3,5%, este porcentaje se ha ido reduciendo, pasando por el 1,56% en el año 2011, el 0,77% en el año 2012 y un 0,0% en el año final 2013 (ver **gráfica 35**).

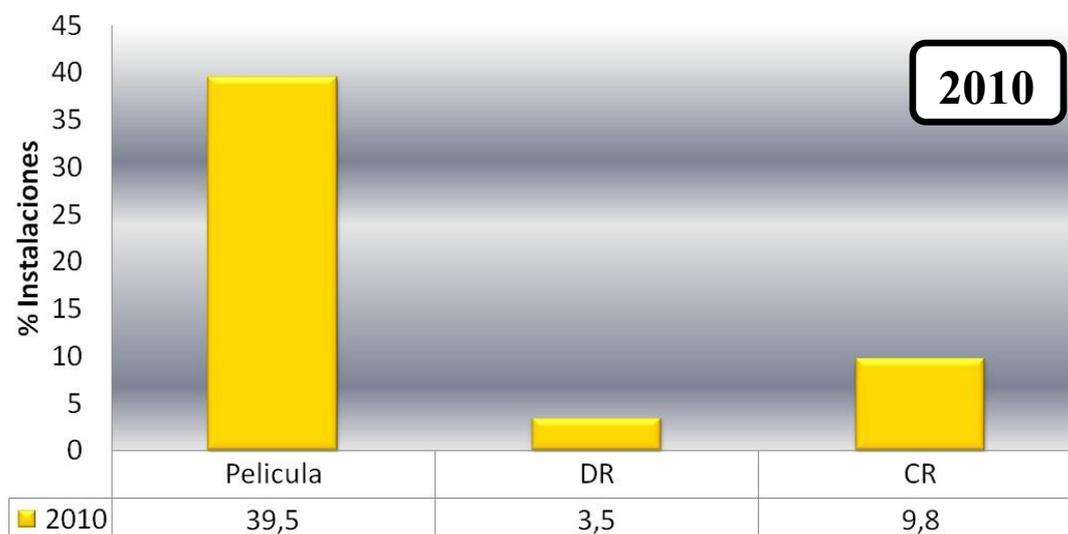
Para las instalaciones que utilizan sistema digital indirecto (CR), como medio para la obtención de la imagen radiográfica, la evolución ha sido la siguiente, se parte de un 9,79% de instalaciones en 2010 que impartían dosis superiores a 4 mGy, para bajar al 7,57% en el año 2011, mantenerse prácticamente igual en 2012 con un valor de 7,76% y verse reducido al 0,0% en el año 2013 ((ver **gráfica 35**).

Respecto a las instalaciones dentales intraorales analizadas en estos años que manejan película convencional de radiografiado, estos porcentajes se distribuyen de la siguiente forma, en el año 2010 el 39,46% de las instalaciones que utilizaban este método de obtención de imagen superaban los 4 mGy, si bien en ese año aún se mantenía el límite de 7 mGy. Al año siguiente, coincidente con la publicación de la revisión del protocolo, el porcentaje de instalaciones que aún superaban los 4 mGy era del 33,49%, en el año 2012 dichas instalaciones correspondían al 32,99%, lo que supone un ligero descenso, mientras que en el año 2013 el porcentaje de instalaciones que superan los 4 mGy es tan sólo del 0,58% (ver **gráfica 35**).

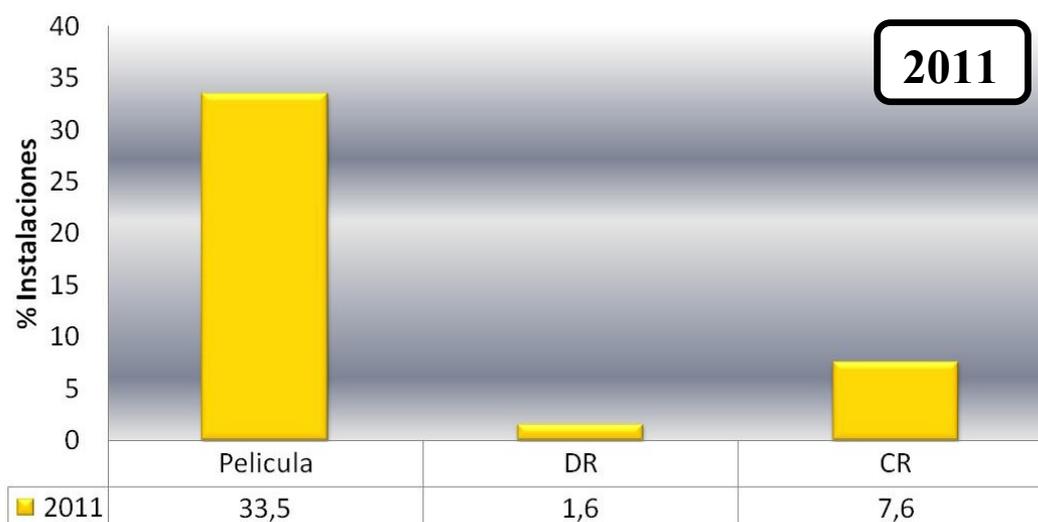
Cabe destacar, que el fuerte descenso obtenido en el último año de estudio 2013, se debe principalmente a la participación activa de la Unidad Técnica de Protección Radiológica (UTPR) de la que se han obtenido los datos de este estudio, puesto que se pasó de una simple recomendación en la reducción de los tiempos de disparo y por consiguiente de la dosis a impartir a los pacientes, a una implicación más activa mediante la cual, en el caso de encontrarse valores de dosis superiores a los 4 mGy establecidos para los tiempos de disparo utilizados en las instalaciones dentales analizadas, se procedía a informar al titular y forzar a su reducción con el fin de evitar superar este valor límite.

GRÁFICA 35: Evolución del porcentaje instalaciones dentales españolas con dosis mayores de 4 mGy entre los años 2010-2013.

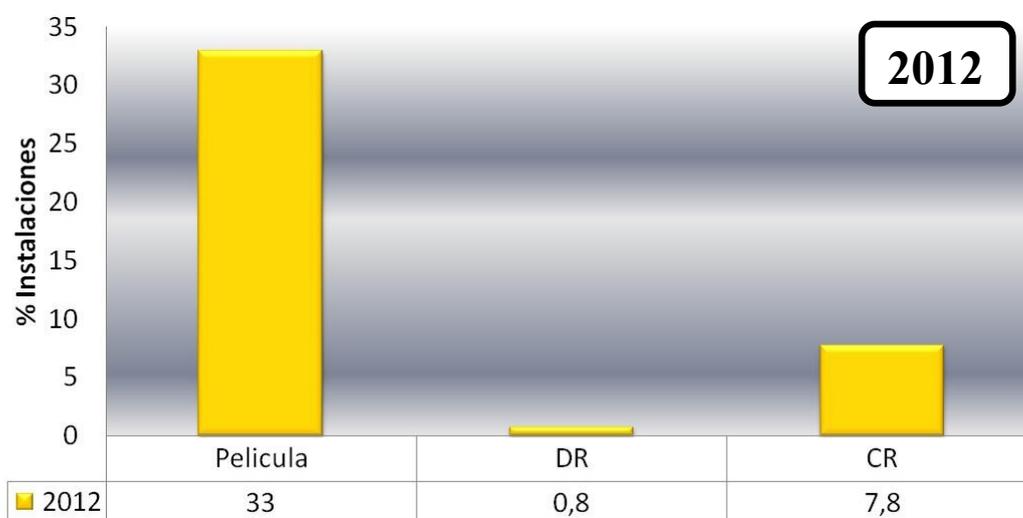
A) Porcentaje de instalaciones >4 (mGy) durante el año 2010.



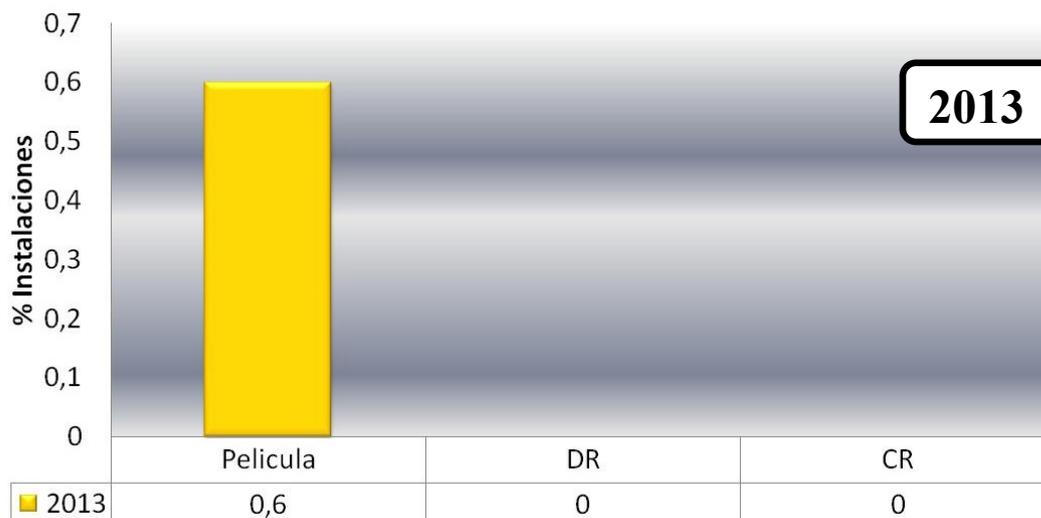
B) Porcentaje de instalaciones >4 (mGy) durante el año 2011.



C) Porcentaje de instalaciones >4 (mGy) durante el año 2012.



D) Porcentaje de instalaciones >4 (mGy) durante el año 2013.



Finalmente se ha analizado la distribución de las dosis impartidas por las distintas instalaciones de radiografiado dental intraoral analizadas en función del sistema digital de imagen utilizado, bien sea directo (DR) bien sea indirecto (CR), a lo largo de estos últimos cuatro años comprendidos entre 2010 y 2013.

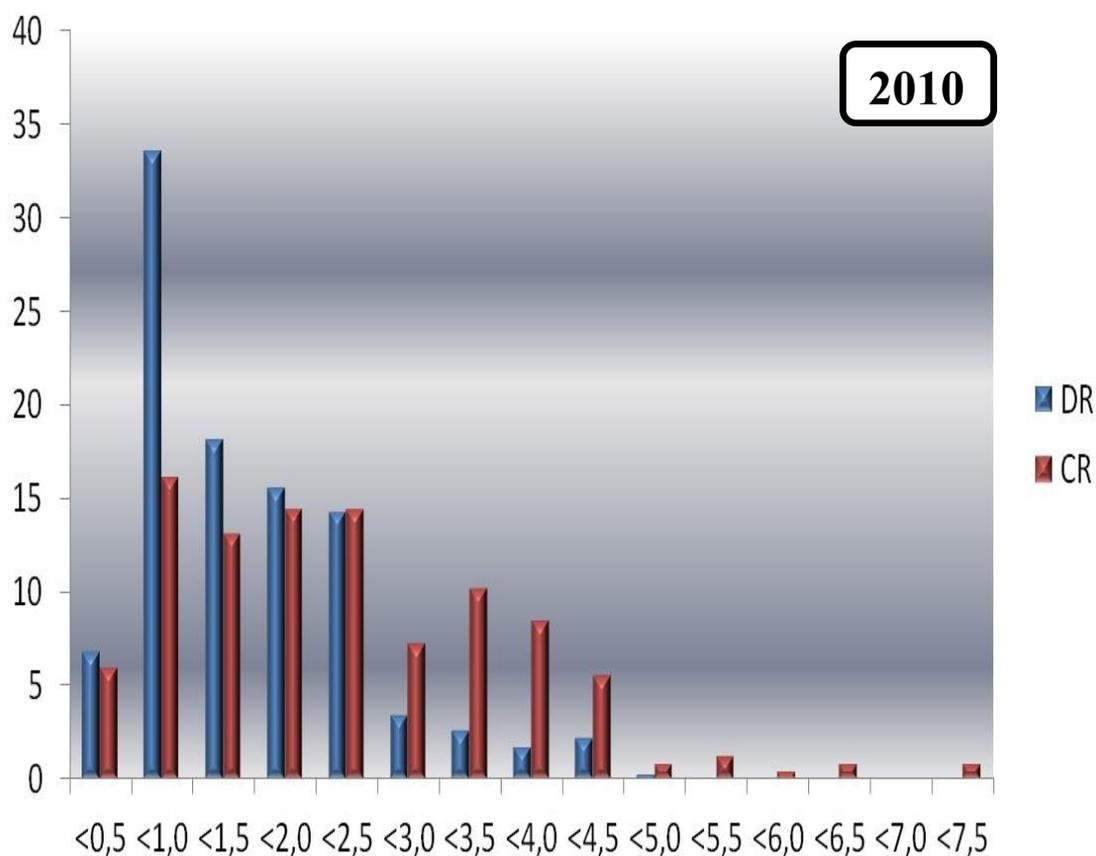
Se puede observar como la mayor parte de las dosis impartidas en las instalaciones con sistema digital directo (DR) se encuentran agrupadas en los rangos de dosis de hasta 2,5 mGy a lo largo de estos años analizados y destaca sobre todo el número de instalaciones que imparte dosis comprendidas entre los 0,5 y 1,0 mGy, donde en el año 2010 supera el 30% de las instalaciones y en el año 2013 son casi el 45% de las mismas (ver **gráfica 36**).

Por otro lado, en las instalaciones donde se utiliza el sistema digital de imagen indirecto (CR), la distribución de los rangos de dosis de las instalaciones analizadas es más heterogéneo, sin un rango definido para este sistema de imagen, esto es debido a su mayor rango dinámico que nos permite obtener imágenes diagnósticas tanto a bajas dosis como a dosis semejantes a las necesarias para la película radiográfica convencional. Por ello, tal y como puede observarse no hay un rango de dosis donde se

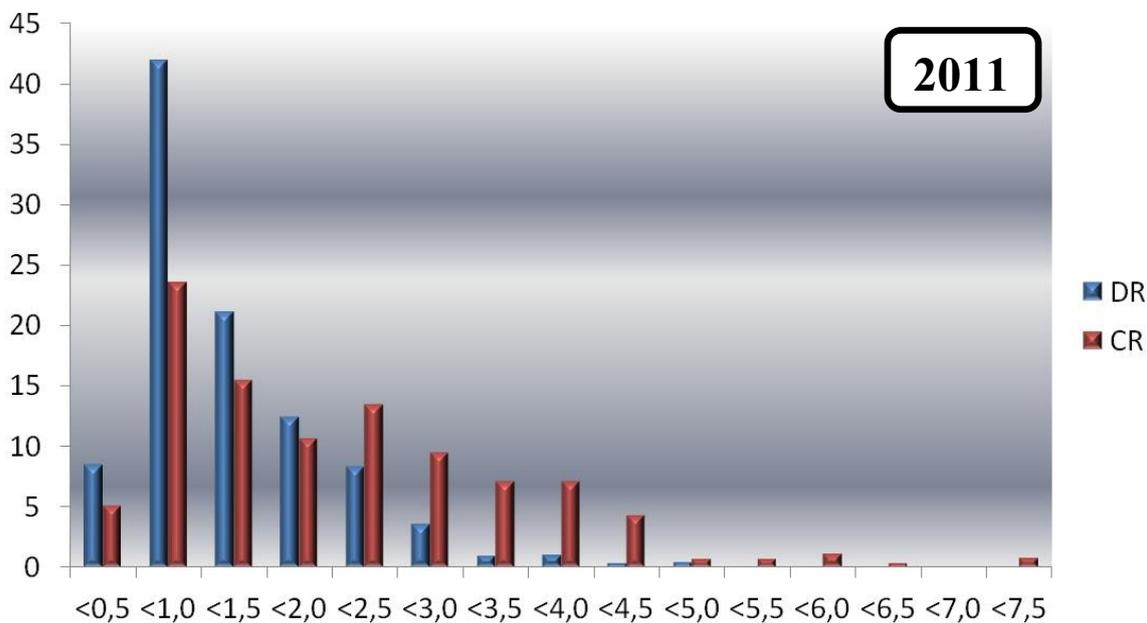
concentre el mayor porcentaje de las instalaciones analizadas, si no que éstas se distribuyen de una manera normal y casi homogénea a lo largo de los distintos rangos de dosis a lo largo de estos años de estudio, 2010-2013 (ver **gráfica 36**).

GRÁFICA 36: Distribución de las dosis utilizadas por las instalaciones dentales con sistemas digitales de imagen (DR, radiología digital directa; CR, radiología digital indirecta) entre los años 2010-2013.

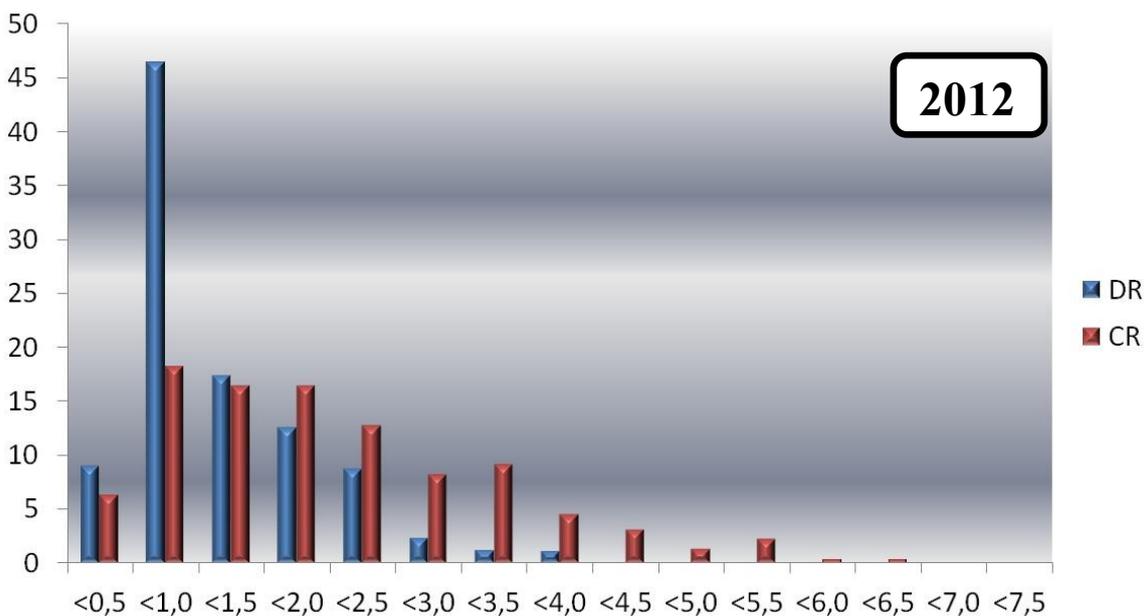
A) Distribución de las dosis utilizadas por las instalaciones dentales con sistemas digitales de imagen en el año 2010 ($n = 625$ instalaciones, DR en 529 y CR en 96 instalaciones)



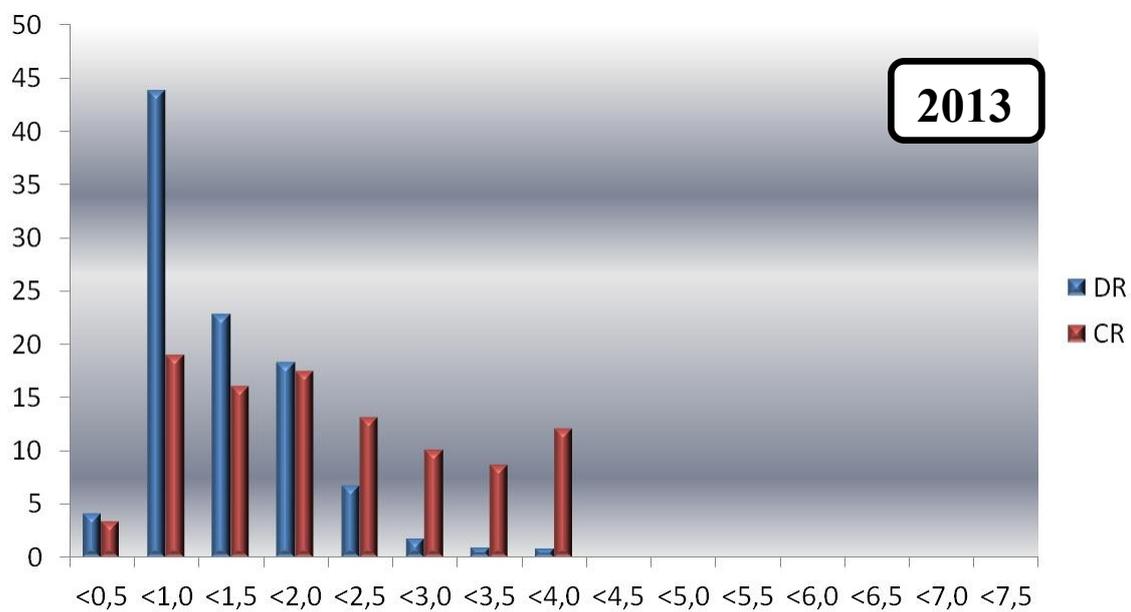
B) Distribución de las dosis utilizadas por las instalaciones dentales con sistemas digitales de imagen en el año 2011 (n = 667 instalaciones, DR in 568 y CR en 99 instalaciones).



C) Distribución de las dosis utilizadas por las instalaciones dentales con sistemas digitales de imagen en el año 2012 (n = 713 instalaciones, DR in 616 and CR en 97 instalaciones).



D) Distribución de las dosis utilizadas por las instalaciones dentales con sistemas digitales de imagen en el año 2013 (n = 673 instalaciones, DR en 579 and CR in 94 instalaciones).



VI. DISCUSIÓN

VI. DISCUSIÓN.

Este estudio se ha realizado gracias a la colaboración de la U.T.P.R. Asigma, S.A., empresa homologada por el Consejo de Seguridad Nuclear hasta el año 2015, que nos ha proporcionado los informes oficiales de control de calidad analizados y que se han utilizado, en todo momento, dentro del anonimato y con todas las restricciones éticas que garantizan el tratamiento de la información de las instalaciones radiológicas sobre las que se han realizado los informes.

Los resultados que se han obtenido pertenecen a 34.143 informes oficiales de control de calidad realizados en el periodo analizado, pertenecientes a instalaciones radiológicas dentales situadas en un amplio territorio español, alcanzando a distintas Comunidades Autónomas españolas. Según el censo de instalaciones radiológicas dentales proporcionado en el informe UNSCEAR para el año 2.000 (Vaño y cols, 2000; 2001) que establece en **7.327** las instalaciones dentales en el territorio español, se puede determinar que nuestro estudio analiza las características referentes al 20% del total de las instalaciones dentales con

radiología intraoral de nuestro país. Se ha descrito que el 95% de toda las clínicas dentales poseen un aparato de radiología dental intraoral para su empleo en diagnóstico clínico (Ponce y Gomez, 1997), por lo que se puede considerar que nuestro estudio se ha realizado sobre una muestra significativa para valorar la actividad radiológica dental en nuestro país (Alcaraz y cols., 2004; 2004;2009).

La radiología dental representa el 25 % del total de exámenes radiológicos realizados anualmente, siendo estos más de 200 millones de exploraciones realizadas en los países de la Unión Europea. En el año 2004, se llevaron a cabo 25.058.000 exámenes radiológicos en España, de los cuales aproximadamente el 20.85% (5.220.000) correspondían con exámenes radiológicos dentales (Alcaraz y cols., 2004).

En España el uso de radiación ionizante en las clínicas dentales está regulado y es supervisado por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). Desde el año 1996 todas las instalaciones radiológicas han de realizar un control de calidad con carácter anual y obligatorio, siguiendo la legislación Europea. Las directivas europeas sobre exposiciones radiológicas médicas (97/43 EURATOM y 84/466 EURATOM) se incorporaron a la legislación española mediante un Real Decreto en el año 1995 (RD 2071/1995), el cual ponía de manifiesto la obligatoriedad de realizar controles anuales de calidad de las instalaciones de radiodiagnóstico, dichos controles debían de realizarse por empresas privadas (Unidades Técnicas de Protección Radiológica) autorizadas y supervisadas por el Consejo de Seguridad Nuclear.

Nuestro trabajo ha permitido el análisis de forma individualizada de la actuación radiológica de un total de 34.143 informes oficiales de clínicas radiológicas dentales durante 18 años consecutivos en instalaciones ubicadas en 16 Comunidades Autónomas. Dado que los 34.143 informes corresponden aproximadamente a unas 2.000 instalaciones y clínicas dentales diferentes, podría suponer el análisis de la actividad radiológica intraoral de más del 20% de todas las clínicas odontológicas españolas si la estimación del informe UNSCEAR para España fuese correcta (Vaño y cols., 2001) y todas la clínicas disfrutaran del empleo de un solo equipo de radiología intraoral (Alcaraz y cols., 2009a; 2009b)

Ante el incremento progresivo del número de exploraciones radiológicas dentales en los últimos años, se está realizando un especial esfuerzo en intentar reducir las dosis de radiación administradas en las mismas (Horner y Hirschmann, 1990; Horner, 1994; Spelt, 1996; Alcaraz y cols., 1999; 2009; Gonzalez y cols., 2001). La entrada en vigor del R.D. 2071/1995 (1995), sustituido posteriormente por el RD 1976/1999 que establece los criterios de calidad en radiodiagnóstico, indican que toda instalación radiológica dental ha de realizar obligatoriamente controles de calidad anuales. Esta situación ha permitido cuantificar los datos que ponen de manifiesto la situación en la que se encuentra la radiológica dental de nuestro país (Alcaraz y cols., 1999; 2004; 2004; 2006; 2008; 2009; 2010; 2011). Esta información constituye un punto de partida que era desconocido hasta ahora y que en estos momentos permite evaluar la actuación de los profesionales en nuestro entorno cercano. De este modo el conocimiento del funcionamiento de los equipos radiológicos y de las medidas llevadas a cabo durante el proceso de obtención de la imagen podría permitir reducir considerablemente los riesgos de exposición al paciente y al trabajador profesionalmente expuesto a radiación ionizante.

En nuestro estudio, las características de la radiología dental intraoral española quedan recogidas por primera vez tras el análisis realizado a los informes sólo elaborados por la U.T.P.R. Asigma S.A. durante el año 1996-97, año en el que entró en vigor el Real Decreto aprobado en Diciembre de 1995. Aunque la aplicación de dicha legislación fue lenta y progresiva, siendo un pequeño número de instalaciones dentales las que se incorporaron a su cumplimiento durante estos primeros momentos, esta información oficial constituye la primera aproximación cuantitativa a la realidad radiológica dental española (Alcaraz y cols., 1999). Así se pudieron observar algunas carencias en la recogida de datos con respecto a años posteriores, en los que los cambios introducidos por el RD 1976/1999 modificaron el protocolo de actuación, ampliándose y adaptándose a la realidad social ante situaciones nuevas de las que se carecía de cualquier experiencia previa. Cabe destacar que teniendo en cuenta los datos de partida referentes al año 1996-97 y comparándolos con el año 1998, los resultados obtenidos muestran una situación peor que la obtenida durante el año inicial. En los años siguientes se pone de manifiesto una mejoría significativa con respecto a estos años de partida.

Los equipos radiológicos dentales para radiología intraoral utilizados en España presentan características físicas (kVp, mA y filtración) similares a las utilizadas en el resto del mundo industrializado, ya que son fabricados generalmente por empresas multinacionales (Hintze, 1993; Yakoumakis y cols., 2001; Alcaraz y cols., 2004; 2010). Se puede apreciar una ligera mejoría respecto a los resultados descritos por otros autores que reflejan equipos que funcionan con valores extremos de 45 kVp y 90 kVp (Havukainen, 1988; Nakfoor y Brooks, 1992), que no son atribuibles sólo a los años de diferencia respecto a nuestro estudio, ya que siguen describiéndose estos tipos de equipos recientemente, e incluso entre las escuelas y Facultades de Odontología de Estados Unidos (Geist y Katz, 2002). Otros estudios como el de Salti y Whaites (2002), describen que el 45 % de los odontólogos sirios siguen utilizando equipos que funcionan con kilovoltajes de menos de 50 kVp.

Nuestro estudio pone de manifiesto que en 2007, el 99,6% de las clínicas odontológicas utilizan aparatos intraorales con kilovoltajes comprendidos entre 60 y 70 kVp, situación significativamente mejor que la descrita en Dinamarca hace casi 10 años, en donde sólo el 40% de las instalaciones dentales funcionarían con equipos de estas características. En nuestro estudio y para el año 2007, sólo el 68% de los equipos dentales revisados funcionarían con los valores recomendados por la Unión Europea (70 kVp) (UE, 2004), aunque se pone de manifiesto una evolución positiva, ya que un 6,5% de los profesionales han cambiado sus equipos durante estos años de estudio. Países más industrializados como Estados Unidos y Canadá describen que el 88% de las instalaciones radiológicas dentales dependientes de Facultades de Odontología funcionan con 70 kVp en el año 2002 (Geist y Katz, 2002).

Con respecto al miliamperaje de los equipos, los valores determinados en nuestro medio oscilan entre los 7 mA y los 12 mA, destacando que para el año 2007, el 66,5% de los equipos revisados funcionan con 8 mA, valor recomendado por la Unión Europea. Estos resultados han disminuido un 9,1% durante los años de estudio al fabricar los equipos con valores de intensidad de corriente habitual de 7, 7,5 y 8 mA lo que representa el 97,4% de los equipos analizados en el 2007. Son muy escasos los estudios publicados que recogen éste parámetro en otros países.

En Finlandia, la situación es más diversa oscilando los parámetros encontrados entre los 5 y 15 mA; aunque estos resultados están referenciados al año 1988 (Havukainen, 1988) y necesariamente se deben considerar desfasados de la realidad en estos momentos.

Respecto a la filtración, se pone de manifiesto una evolución positiva a lo largo de estos dieciocho años, ya que el número de instalaciones que funcionan con una filtración total mayor de 1,5 mm de Al se ha visto incrementado presentando en el 2007 todos los equipos dicha filtración. Excepcionalmente se han detectado equipos radiológicos arcaicos que disponen de puntas cónicas, sin ningún tipo de filtración, y que han ido eliminándose progresivamente a lo largo de los últimos años (Alcaraz y cols., 2004; 2010).

Sin embargo, la existencia de equipos anticuados y desfasados no sólo se observa en los países menos desarrollados como es la situación de Siria en donde cerca del 16% de los equipos empleados en clínica tienen más de 20 años (Salti y Whaites, 2002); sino que en países desarrollados como Australia, se han publicado estudios en hospitales que ponen de manifiesto que el 25% de los equipos de radiodiagnóstico médico (incluidos los dentales) se consideran que funcionan incorrectamente, bien por incumplimiento de las recomendaciones oficiales de la legislación sobre el empleo de equipos con ciertas características físicas o porque se trataba de equipos antiguos y obsoletos que presentaban limitaciones tecnológicas (Tuchyna y cols., 2002).

A pesar de todo, los equipos de radiología intraoral son fabricados por grandes marcas o multinacionales que ofertan un tipo característico de equipo, tradicionalmente considerado como el más sencillo de todo el radiodiagnóstico médico, aunque suficiente para odontología. Sin embargo, existe un escaso servicio de mantenimiento aportado por las marcas comerciales que posibilita la perdurabilidad de las averías que pudieran producirse en los mismos. Las alteraciones de los parámetros físicos detectados en los equipos intraorales muestra que aproximadamente un cuarto de los equipos revisados anualmente (26,8%) presentan alteraciones significativas (kVp, tiempo exposición, rendimiento, linealidad, señal acústica/luminosa) en el momento de las revisiones de control de calidad para

el año 2007; incidencia que ha mejorado respecto a la primera revisión (1996-97), en donde alcanzaba un 37,58%. Esta situación refleja una posible falta del interés del odontólogo-estomatólogo para solucionar problemas técnicos de funcionamiento de equipos y constituyendo una desinformación que lleva a una sobre-exposición del paciente (Alcaraz y cols., 2004; 2010; 2011). El propio titular de la instalación dental debe asumir la responsabilidad plena de eliminar cuanto antes las alteraciones físicas que presentan los equipos, poniéndose en contacto con los técnicos de la casa comercial a la que corresponde el mantenimiento del equipo dental. Quizás, la frecuencia constante obtenida en este estudio pueda también poner de manifiesto que un 1/3 de todos los equipos de radiología intraoral sufren una avería significativa cada año.

La renovación de los equipos radiológicos dentales a lo largo de los años de estudio ha supuesto una mejoría en cuanto a la determinación de longitud del colimador de los equipos y que ayuda al cumplimiento de la normativa legal; así el 90,11% de los equipos dispone de colimadores de 20 cm de longitud. Todos los equipos disponen de colimadores cuya longitud varía de los 10 a los 30 centímetros. Esta situación conlleva un esfuerzo progresivo realizado en nuestro país para eliminar el cono corto de 10 cm de longitud, situación que no se pone de manifiesto en otros países, incluso los considerados como más desarrollados (White y cols., 2001; Geist y Katz, 2002; Alcaraz y cols., 2004).

Un aspecto especialmente destacable en nuestro estudio es la ausencia en la utilización de un colimador rectangular adaptado al tamaño de la película radiológica en las clínicas analizadas. En otros países se han descrito que su utilización alcanza hasta el 8% de las clínicas en Canadá (Nakfoor y Brooks, 1992), entre un 5-47 % en Estados Unidos (Horner y Hirschmann, 1990; Platin y cols., 1998; Geist y Katz, 2002), y entre el 29-36% en instalaciones con equipos intraorales en Suecia (Svenson y Peterson, 1995; Svenson y cols., 1996).

Un estudio realizado en 1988 por Gibbs y cols. (1988) puso de manifiesto que el empleo de colimadores de longitudes no inferiores a los recomendados oficialmente permitía reducir la dosis efectiva administrada en glándulas salivales en

un 13%, aumentando hasta una reducción del 38% en el caso de la exposición de la glándula tiroides.

Está ampliamente aceptado que el cambio de un colimador redondo (6 cms de diámetro) a uno rectangular (3 x 4 cm de superficie) reduce la exposición a radiación ionizante en un factor de cuatro (Freeman y Brand, 1994; Holt y Earp, 2000); permitiendo disminuir la dosis administrada al paciente hasta en un 60% (Horner, 1994). Tanto la American Dental Association (ADA) como distintas organizaciones europeas ponen de manifiesto que un procedimiento de protección radiológica para disminuir las dosis de radiación es el empleo de colimadores rectangulares junto a películas radiográficas de emulsión rápida (Farman y Parks, 1991; Nakfoor, 1992; Freeman y Brand, 1994; Horner, 1994; Svenson y Pettersson, 1995; ADA, 1998; Martínez-Beneyto, 1999); y si a esta situación se le añade el empleo de equipos con 20 cm de longitud de colimador y filtros de 2,5 mm de Al, la dosis podría disminuirse hasta en un 90% (Zhang y cols., 1999). En este sentido, se debe resaltar que el cambio a un colimador rectangular no es un problema de coste-beneficio ya que se ha establecido en un coste relativamente bajo (\$100). Sólo esta medida permitiría un beneficio de hasta un 50% menos de exposición al paciente (Rohlin y White, 1992). En España, los distribuidores suministran el colimador rectangular como opcional, lo cual hace casi imposible la adquisición de alguno de ellos de forma comercial por el odontostomatólogo clínico. En nuestro estudio sólo 2 instalaciones dentales disponían de colimador rectangular adaptado al tamaño de la película radiográfica dental y correspondían a odontólogos extranjeros residentes en España que habían adquirido dichos equipos con esta opción.

Actualmente se acepta que el empleo de equipos de radiología dental con un potencial constante de las unidades de rayos X (recomendación de 70 kVp, 8 mA), la distancia foco-piel recomendada (20 cm) y una filtración correcta del haz igual o superior a 1,5 mm de Al, permiten reducir considerablemente la dosis de exposición al paciente (Horner y Hirschmann, 1990; Horner, 1994; Alcaraz y cols., 1999; 2004). Estos parámetros son detectados mediante los actuales informes de control de calidad, por lo que puede considerarse que sólo el 56,8% de las instalaciones revisadas durante el último año podrían cumplir con dichas recomendaciones oficiales, observándose una disminución de 4,7% con respecto a la situación de

inicio. En un estudio realizado por Zhang y cols. (1999), se describe que la utilización de un colimador rectangular, junto a una distancia de longitud de cono de 20 cm y un valor de filtración de 2 mm de Al de espesor reducen las dosis absorbidas en el paciente en un 90%. El análisis estadístico de nuestro estudio muestra estas reducciones en los equipos que presentan estas características. En este sentido, se ha realizado un notable esfuerzo en las instalaciones dentales españolas durante estos años.

En nuestro estudio, para obtener la certificación y superar el control de calidad, todas las instalaciones radiológicas dentales deben de poseer algún tipo de material de protección personal. Se recomiendan dos prendas de protección personal (delantales) diferentes, ya que en un mismo momento profesional y paciente pueden necesitarlo al mismo tiempo. En muy pocas ocasiones se ha incorporado este dato en las publicaciones revisadas en la literatura científica.

Geist y Katz (2002) han descrito en una encuesta realizada en 65 escuelas y Facultades de Odontología ubicadas en Estados Unidos y Canadá, que el 95 % de las mismas dispone de prendas y vestimentas de protección personal para la radiología extraoral (panorámica) y un 85% disponen de collares tiroideos para la radiología intraoral. Estos mismos autores sostienen que en radiología intraoral no resulta eficaz la utilización de los delantales de protección personal y que el “collarín tiroideo” es la prenda de protección al paciente más interesante para la disminución de la dosis de radiación en radiología intraoral.

No compartimos esta afirmación. El “collarín tiroideo” no conlleva la eliminación de la dosis de radiación administrada a la glándula tiroides o a las glándulas submaxilares, ya que su irradiación se produce como consecuencia de quedar incluida dentro del haz primario de radiación, y no exclusivamente por la radiación dispersa producida. Por ello, quizás la mejor protección específica sería el denominado “escudo submandibular”, y que parece especialmente diseñado para su utilización en radiología intraoral.

Algunos delantales de protección personal utilizados en las clínicas odontológicas que hemos analizado llevan una pequeña zona supuestamente para

actuar como “collarín” tiroideo; resultan completamente insuficientes. En Estados Unidos y Canadá el 85% de las instalaciones utilizan el collarín tiroideo habitualmente (Geist y Katz, 2002), aún a costa de eliminar los delantales de protección personal. En ninguno de los estudios revisados en la bibliografía se ha descrito la utilización del escudo submandibular en las clínicas odontológicas. Este “escudo submandibular” para protección radiológica no se encuentra disponible comercialmente en nuestro país. Nosotros lo hemos adquirido tras meses de insistencia y por importación desde Alemania, en donde se encuentra a la venta comercialmente para su empleo en radiología odontológica.

A pesar de todos los esfuerzos realizados, hay parámetros fundamentales que han quedado excluidos de los requisitos controlables en los informes de garantía y/o control de calidad oficiales que podrían ser la causa de un incremento considerable de las dosis de radiación administradas a los pacientes en las exploraciones radiológicas: el tipo de película y el proceso de revelado de la película radiográfica (Kaugers y cols., 1985; Horner, 1994; Button y cols., 1999 y Helminen y cols., 2000). Sin embargo, estos datos sí se han recogido en los informes elaborados por la UTPR Asigma S.A. (ver Anexo I) y por ello han permitido realizar un estudio más extenso de las actuaciones radiológicas dentales y poniendo de manifiesto errores graves en la manipulación y procesado de la película radiológica dental.

Tradicionalmente se acepta que una forma de evitar las dosis altas administradas al paciente es el empleo de películas radiográficas con una velocidad de emulsión rápida. Se ha descrito que la utilización de películas de sensibilidad tipo E disminuye las dosis de exposición en un 50% con respecto a películas radiográficas de sensibilidad D (Kaffe y cols., 1984; Kogon y cols., 1985; Diehl y cols., 1986; Cantadella-Fletcher, 1987; Svenson y cols., 1993; Bohay y cols., 1994; Horner, 1994; Bohay y cols., 1995; Conover y cols., 1995; Ludlow, 1997; Conover y cols., 1998; Tjelmeland y cols., 1998 ; Platin y cols., 1999 y Wong y cols., 2002).

Kodak introdujo una nueva película denominada Insight®, clasificada como un película intraoral que cumplía las normas ISO de velocidad y sensibilidad F. Este tipo de película radiográfica presenta un 25% más de velocidad de emulsión que su predecesora (Geist y Brand, 2001). En cuanto al tiempo de exposición cabe destacar

que necesita un 49 % menos que la película Ultra-speed® (Price, 2001; Verdonschot y Duijsings, 2001), un 33% menos que la película Ekta-speed® (Ludlow, 2001) y un 20% menos que la película Ekta-speed Plus® (Syriopoulos y cols., 2001). La reducción de la dosis de radiación resulta evidente con este tipo de película radiográfica, permitiendo obtener una calidad óptima de la imagen radiográfica gracias a su excelente grado de contraste (Kaffe y Gratt, 1997).

En este sentido, los resultados obtenidos ponen de manifiesto que el 79,19% de las instalaciones revisadas durante el año 2001 utiliza el tipo de película Kodak Ultra-Speed® (categoría D), y sólo un 10,24% utilizaría la película Ekta-Speed® (categoría E) de Kodak, siendo ésta última una película radiográfica de mayor sensibilidad y requiriendo un 50% menos de exposición a la radiación que su predecesora Ultra-Speed® (Horner, 1994; Martínez-Beneyto y cols., 2002a; Alcaraz y cols., 2009). Situación que se mantiene en el 2007 donde el 83,3% utiliza película Kodak Ultra-Speed® (categoría D), y sólo un 12,0% utilizaría la película Insight® (categoría F) de Kodak que ha sustituido a la Ekta-Speed® (categoría E).

A pesar de que la película Ekta-Speed® se introdujo en el mercado en 1981 y su predecesora, la Insight®, se introdujo en el 2001, no ha sido aceptada por los clínicos. El único inconveniente que se ha podido observar de este tipo de película y que podría justificar su falta de utilización, es el hecho de que numerosos equipos dentales antiguos no permiten temporizadores con exposiciones de tiempo tan cortos como requieren estas películas; sin embargo, esta situación no es justificable en el año 2007 ya que la mayoría de las instalaciones revisadas disponen de equipos modernos que funcionan según las recomendaciones oficiales de la Unión Europea (2004).

Los resultados descritos en España con respecto al empleo de películas de sensibilidad E están muy alejados de los resultados publicados para el resto de Europa, en los que han ido variando desde un 25% en Dinamarca y Canadá (Hintze, 1993; Bohay y cols., 1994) hasta situarse en la actualidad en un 66% en países como Grecia (Yakoumakis y cols., 2001) y un 86% que se describe en Estados Unidos y Canadá (Geist y Katz, 2002); aunque en países no suficientemente desarrollados todavía se encuentran cifras similares a las descritas en nuestro

estudio en cuanto al empleo de películas radiográficas de sensibilidad D (Salti y Whaites, 2002).

Recientemente se ha incorporado durante este último año de estudio las películas radiográficas de última generación (tipo F) con una sensibilidad muy superior a su predecesora (películas tipo E). Durante el año 2001 han sido un 4,5% las instalaciones que emplean dicha película radiográfica. Kodak cesó la fabricación de la película Ektaspeed® (sensibilidad E) al incorporar esta nueva película. Esto supone un paso hacia atrás en protección radiológica, ya que lo lógico hubiera sido eliminar la película de sensibilidad D más antigua (Ultra-speed, Kodak®) y dejar las dos últimas (Ektaspeed® y Insight®); sin embargo en el año 2001 el 79,2% del mercado es de este tipo de película y ello hace que primen los criterios comerciales o de cualquier otro tipo sobre la protección radiológica del paciente, también en las multinacionales del sector radiográfico dental.

Coincidimos con Horner y cols. (2004) en que la falta de utilización de películas con una mayor sensibilidad en más del 85% de las instalaciones revisadas que utilizan película radiográfica se debe fundamentalmente a que se mantienen los hábitos adquiridos fundamentalmente en las facultades donde se formaron dichos profesionales. Ello pone de manifiesto la importancia de instaurar asignaturas o contenidos en los grados que permitan actualizar al odontólogo en Protección Radiológica y Control de Calidad en Radiodiagnóstico, pero desde un punto de vista práctico, destinado al profesional clínico, escasamente interesado por los aspectos físicos meramente teóricos (Alcaraz y cols., 2009; 2010; 2011). Además las casas comerciales no promocionan suficientemente este cambio de actitud por parte del odontólogo ya que las ventas siguen siendo mayores con las películas antiguas, pese a que el coste de ambas es similar. Se ha descrito que el 85% de los Odontólogos de Estados Unidos utiliza el mismo tipo de película durante toda su vida profesional, y que esta se corresponde con la que comenzó a utilizar durante sus años de formación en la Facultad correspondiente (Geist y Katz, 2002).

Sin embargo, las condiciones experimentales con las variables controladas como en un laboratorio, difieren de las condiciones habituales en las que se obtienen

las imágenes radiológicas en la práctica clínica habitual. Aunque las dosis de radiación empleadas en estas condiciones clínicas por las películas más sensibles alcanzan un 20%, en nuestro estudio no encontramos diferencias estadísticamente significativas ni entre las diferentes películas entre sí, ni entre los sistemas de revelado manual y automático. En nuestra opinión, los errores en el procesado de la película radiográfica son tan numerosos y tan variables que no permiten determinar su influencia sobre la reducción de dosis administrada al paciente. Sólo la utilización de los sistemas digitales muestra esta significación en la reducción de dosis administrada al paciente (Alcaraz y cols., 2006; 2009; 2010; 2011; 2012).

El velo de la película radiográfica dental por exceso de luz durante el revelado o por radiación dispersa al ser almacenadas dentro de la sala de exploración influyen en la calidad de la imagen radiológica obtenida, aunque a unos niveles imposibles de cuantificar en este estudio (Martínez-Beneyto y cols., 2003). En este sentido, nuestros resultados ponen de manifiesto una mejoría significativa en la actuación por parte del odontólogo. Se ha determinado que solo un 1,3% de las instalaciones la película radiográfica se almacena todavía dentro de la misma sala donde se realiza la exposición y muy cerca del equipo de rayos X; valor que se aleja mucho del 48,9% en el que se almacenaban dentro durante el año 1996-97. Esto supone que en numerosas ocasiones las películas radiográficas estaban ya veladas antes de su utilización y consecuentemente disminuirá la calidad de la imagen radiológica obtenida.

Así pues, a la situación anterior se añade el hecho de que el 100% de las instalaciones que revelan manualmente emplean líquidos de revelado a una temperatura ambiente, que además no se realiza ningún tipo de control en los tiempos de revelado, lavado y fijado de la película radiográfica (el 72,0% de las clínicas) y que los líquidos de revelado se cambian semanalmente (en el 98,1% de las instalaciones) independientemente del número de radiografías procesadas. Es fácil interpretar que el ennegrecimiento necesario para la obtención de una imagen diagnóstico se obtiene en base a un aumento muy considerable de la dosis de radiación administrada al paciente. De ahí que en la literatura revisada se muestran datos que consideran que entre un 49-54% el total de las radiografías periapicales

que se realizan se consideran inaceptables para una buen diagnóstico clínico (Smith y cols., 1993; Horner 1994; Syriopoulos y cols., 1998).

Sin embargo, en nuestro entorno, otra posible explicación de estas circunstancias podría ser la descarga de todo el proceso de obtención de la imagen radiológica del odontólogo hacia su personal auxiliar así como una escasa preparación específica de este personal auxiliar para valorar el interés de la reducción de la dosis de radiación en la técnica radiológica. En Murcia, para 1996, se describía que sólo un 6,2% de las clínicas odontológicas disponían de un auxiliar de clínica (Ponce y Gomez, 1997) que realiza labores similares y que no han disfrutado de una formación específica en protección o técnica radiológica (Martínez-Beneyto y cols., 1999).

La realización de un revelado manual exige un control más exhaustivo por parte del personal de los tiempos de revelado, del cambio de líquidos de revelado-fijado, del control de la temperatura de dichos líquidos y del almacenamiento de la película radiográfica de forma correcta. Sin embargo, estos parámetros utilizados de forma incorrecta pueden dar como resultado una imagen radiográfica no adecuada para el diagnóstico clínico, aumentando las dosis de radiación administrada al paciente. Aunque las modificaciones observadas durante estos cuatro años son significativas, quedan todavía alejadas de una situación ideal deseable (Alcaraz y cols., 2006).

En los últimos años se ha podido observar un aumento considerable en la utilización de sistemas digitales para la obtención de imagen; cerca del 50% de las instalaciones revisadas durante el año 2.007 disponen de estos sistemas de obtención de imagen, valor que multiplica por 10 los valores obtenidos en el año 1.996. Las dosis de radiación empleadas con estos sistemas son muy inferiores a los sistemas convencionales, llegando a un 40-60% menos de dosis de radiación comparada con películas de emulsión rápida (tipo Ekta-speed®) (Nielsen y cols., 1996; Huysmans y cols., 1997; Alcaraz y cols., 2000; Paurazas y cols., 2000).

Se han publicado estudios comparativos entre estos sistemas frente a las películas radiográficas convencionales de diferentes velocidades de emulsión

fotográfica (Pfeiffer y cols., 2000; Hintze y Wenzel, 2002). Las dosis que se manejan con este sistema digital pueden ser muy inferiores a las utilizadas con las películas radiográficas, destacando una reducción del 40-60% de la dosis de radiación al utilizar el sistema RVG (Trophy), o un 30% de reducción frente al sistema Sens-A-Ray (Regan Medical System) (Hayakawa y cols., 1997; Horner y cols., 1990), comparándola con la película Ektaspeed®. Actualmente se ha podido observar que el sistema Sens-a-ray (Regan Medical System Sundwall, Sweden) permite una velocidad de emulsión de la película 3 veces superior a la E-speed (Mc Donnell y Price, 1993). Entre los diferentes tipos de sistemas digitales no existen muchas diferencias en la calidad de la imagen; la discrepancia se presenta según los diferentes autores entre estos y el sistema DIGORA (sistema fotoestimulable del fósforo) (Araki y cols., 2000; Boscolo y cols., 2001), ya que éste presenta una resolución y un contraste menor en comparación con los anteriores.

La limitación principal de este tipo de sistemas de radiología digital es el tamaño y la rigidez de su sensor digital frente a la película radiográfica dental actual. Esta circunstancia hace que se necesite más de una exposición para cubrir el mismo área o superficie anatómica que se desea radiografiar con una simple película convencional (Horner y cols., 1990); y, además, hay zonas anatómicas que precisan de un dispositivo más flexible para poder adaptarse bien a la zona a radiografiar (paladar). En estos momentos se pretende incorporar sensores con tamaños superiores a los actuales. Pese a este inconveniente y al elevado coste económico, el número de instalaciones que incorpora estos sistemas ha aumentado considerablemente durante estos últimos diez años. Este aumento puede ser debido a la comodidad que presenta este sistema frente a los problemas de pérdidas de tiempo, de revelado y fijado correcto de la película radiográfica, y que resultan imprescindibles para un correcto procesado de la imagen radiográfica. Es evidente que la utilización de estos sistemas digitales agiliza los tratamientos, pero podría aumentar indirectamente las dosis administradas a los pacientes ya que la resolución de la imagen no es la deseada en numerosas ocasiones, provocando repeticiones de las exposiciones de forma rápida e indiscriminada (Martínez-Beneyto y cols., 2002; Alcaraz y cols., 2006). Por otra parte, un considerable número de egresados de nuestra Facultad de Murcia que antes salían de la sala para realizar la exposición radiológica, ahora permanecen dentro de la misma junto al tubo de rayos

X durante la exposición estimulados por la “inmediatez” con la que aparece la imagen en el monitor del ordenador aumentando así la dosis que reciben como trabajadores profesionalmente expuestos.

Las dosis de radiación ionizante determinadas en los informes de control de calidad analizados se han realizado con detectores de semiconductor interpuestos en el haz primario de radiación. Aún cuando se han controlado sistemáticamente y se ha establecido su relación con muestras aleatorias comparándolas con dosímetros de termoluminiscencia, sus resultados absolutos pueden ser discutibles. Sin embargo, pueden resultar útiles en la comparación de las distintas medidas obtenidas en todas las instalaciones, e incluso la progresión de las mismas instalaciones a lo largo del período estudiado.

Nuestros resultados ponen de manifiesto que la dosis de radiación estimada para la exposición de un molar superior en nuestro medio es inferior a 10 mGy en el 99,87% de las instalaciones revisadas durante el año 2007. Si se utiliza la dosis de referencia recomendada en Odontología de 4 mGy en el año 2007, el 99,18% de las instalaciones revisadas podrían cumplir la norma establecida. Se ha llevado a cabo una disminución del 37,7% en la dosis de radiación administrada al paciente durante los diez años de evolución de nuestro estudio. Así destacar, que la dosis media de exposición para el año 2007 es de 2,66 mGy, siendo en 2001 de 3,12 mGy, mientras que en el año 1996-97 esta era de 3,84 mGy.

En Europa se han publicado diferentes estudios con dosis medias similares o ligeramente superiores a las determinadas en nuestro estudio: 3,8 mGy en Grecia (Yakoumakis y cols., 2001), valor que difiere al descrito por Syriopoulos y cols. (2001) también en Grecia (6,9 mGy); 3,9 mGy en Reino Unido (Napier, 1999); y a valores ligeramente superiores de 4,2 mGy en Alemania (Cohnen y cols., 2002). Estudios similares realizados en distintas Universidades españolas ponen de manifiesto dosis medias de 3,5 mGy aunque se debe reseñar que la mayoría de las instalaciones en las que se realizó el estudio utilizaba películas de sensibilidad E (Gonzalez y cols., 2001), circunstancia casi excepcional respecto a las que se han empleado en las clínicas odontológicas revisadas en nuestro medio.

Toda esta situación pone de manifiesto el hecho de que algunos equipos antiguos que funcionaban incorrectamente han sido modificados convirtiéndose en instalaciones que funcionan según los valores aconsejados por las directrices europeas. El odonto-estomatólogo ha tenido que experimentar un cambio obligado en su actuación radiológica debido a la legislación impuesta y este cambio se está produciendo, aunque de una forma lenta y gradual.

En definitiva, para el año 2001, durante la revisión a los 5 años, describíamos una reducción del 18,7% en la dosis de radiación utilizada en las instalaciones dentales españolas. En aquel momento, atribuíamos a la desaparición de los equipos de rayos X más viejos, los equipos no homologados y/o averiados, a la desaparición de los problemas con la filtración, al incremento del kVp de los equipos radiológicos y a la corrección de los parámetros más groseros dicha reducción de dosis (Alcaraz y cols., 2004). Postulábamos que la utilización de películas de mayor sensibilidad, la disminución del procesado manual, un mayor control de las soluciones del procesado radiológico así como el incremento de los sistemas digitales de imagen podrían constituir una segunda fase para disminuir la dosis de radiación en prácticas dentales españolas en años posteriores (Alcaraz y cols., 2004; 2005).

Con nuestros resultados obtenidos en el 2003 postulábamos que los errores en el mayoritario procesado manual debería ser la causa de la escasa reducción de dosis esperada (Alcaraz y cols., 2005; 2006; 2009) y de la escasa reducción de dosis al utilizar películas de mayor sensibilidad (Alcaraz y cols., 2009), aunque como algunos autores han destacado recientemente no conseguíamos poner de manifiesto diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes modos de procesado de la película radiográfica (manual o automatizado).

Por ello, con los resultados obtenidos en 2003 cuando sólo el 19% de las instalaciones dentales españolas inspeccionadas utilizan algún tipo de sistema digital de imagen ya sólo postulábamos que el incremento del número de sistemas digitales de imagen sería la mejor vía posible para conseguir cualquier reducción significativa de la dosis de radiación administrada al paciente (Alcaraz y cols., 2009; 2010).

En nuestro estudio, con 11 años de evolución desde la instauración legislativa, de nuevo los parámetros más significativos de la práctica dental han permanecido constantes sin diferencias significativas (tipo de película empleada, control de tiempo de revelado, cambio de líquidos de procesado). Sólo algunos parámetros han mejorado significativamente: almacenamiento de películas fuera de la sala de exploración y pulsador de exposición fuera de la sala. Lo muestra una escasa participación del dentista en el Programa de Garantía de Calidad de sus instalaciones, ya que la actitud y el procesado radiológico no se ha modificado individualmente, al menos en las instalaciones donde sigue utilizándose la película radiográfica (Alcaraz y cols., 2010).

Sin embargo, el gran incremento del número de instalaciones que utilizan un sistema digital de imagen y consecuentemente la gran reducción de instalaciones que procesan la película de forma manual han permitido una importante reducción de las dosis de radiación que alcanza el 37,17% en el año 2007. En la práctica, es una forma de eliminar los errores que se cometían durante el procesado manual de la película radiográfica. Así, dado el elevado número de instalaciones que todavía utilizan el procesado manual (47%) y su progresiva sustitución por sistemas digitales es previsible esperar todavía mayores reducciones en las dosis medias administradas en las clínicas españolas durante los próximos años (Alcaraz y cols., 2008; 2010; 2011).

Numerosos autores consideran razonable establecer niveles de dosis de referencia para el tercer percentil (DRL) en radiología intraoral (UE; 2004) llegando incluso a diferenciar entre los diferentes sistemas y proponiendo incluso dosis de 0,9 mGy para sistemas digitales y 1,5 mGy para película radiográfica. Sin embargo, en nuestro estudio estas dosis de referencia son 2,3 mGy para los sistemas digitales y 3,6 mGy para los sistemas de película para el tercer percentil, poniendo de manifiesto una clara evidencia de que el uso de los sistemas de imagen digital tienen un efecto significativo sobre la dosis de radiación administrada al paciente; aunque las reducciones de dosis obtenidas en condiciones experimentales están muy sobrevaloradas respecto de las obtenidas en la práctica clínica habitual (Alcaraz y cols., 2010a).

En la línea propuesta por la Unión Europea (UE, 2004) es necesario definir unos niveles o dosis de referencia como recomendación oficial en radiología intraoral, sobre todo debido a la gran variabilidad de medios y materiales que se emplean en odontología: diferentes equipos de rayos X, técnicas de exposición, películas y sistemas digitales e incluso inadecuados procedimientos en el procesamiento de la imagen radiológica. La reducción de estas dosis de referencia en nuestro estudio muestra la importancia de las reducciones que se han obtenido durante estos años. Pero, en estos momentos, sería necesario desarrollar un programa de control de calidad o mantener estas dosis de referencia utilizando una imagen radiológica con parámetros clínicos o anatómicos (para sistemas convencionales y/o digitales) que permitiera al dentista percibir la importancia práctica para el diagnóstico radiológico de mantener un programa de Control de Calidad en Radiodiagnóstico y que parece que no hemos sido capaces de crear (Alcaraz y cols., 2008; 2010a; 2010b).

En la actualidad se están realizando importantes esfuerzos para mejorar la calidad de la imagen radiológica y reducir las dosis de radiación administradas al paciente (Euratom 97/43; ICRP, 1996). Sin embargo las “Dosis o Niveles de Referencia” en radiología dental no se suelen tener en consideración entre los estudios que incluyen las recomendaciones para las dosis administradas a los pacientes en Odontología. Una posible explicación a esta situación, sería que las dosis empleadas en radiología dental son tan bajas que no se les ha dado el mismo grado de importancia que a otros procedimientos de radiodiagnóstico médico (Vaño, 2001), situación errónea, ya que el número de exploraciones radiológicas dentales es muy elevada (Poppe, 2007) y suponen el 25% de todas las exploraciones del radiodiagnóstico médico (Alcaraz y cols., 2010).

Para el año 2001, durante la revisión a los 5 años, describíamos una reducción del 18,7% en la dosis de radiación utilizada en las instalaciones dentales españolas (Alcaraz y cols., 2004). En aquel momento, esta disminución la atribuíamos a la desaparición de los equipos de rayos X más viejos, la eliminación de los equipos no homologados y/o averiados, la desaparición de los problemas con la filtración, al incremento del kVp de los equipos radiológicos y a la corrección de los

parámetros erróneos más groseros (Alcaraz y cols., 2004). Postulábamos, que la utilización de películas de mayor sensibilidad, la disminución del procesado manual, un mayor control del revelado radiográfico y mayor control de las soluciones del procesado así como el incremento de los sistemas digitales de imagen podrían constituir una segunda fase para disminuir la dosis de radiación en la práctica clínica dental española en los años posteriores (Alcaraz y cols., 2004; 2005).

En nuestros resultados publicados en el 2003 se puso de manifiesto que los errores en el mayoritario procesado manual debería ser la causa de la escasa reducción de dosis esperada (Alcaraz y cols., 2005; 2006; 2009b) y de la escasa reducción de dosis obtenida al utilizar las películas de mayor sensibilidad (Alcaraz y cols., 2009b); aunque como algunos autores han destacado recientemente no conseguíamos poner de manifiesto diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes modos de procesado de la película radiográfica (manual o automatizado) (Brooks, 2008). Así, pudimos determinar que los errores del procesado manual de película radiográfica dental eran muy difíciles de eliminar y como consecuencia impedían conseguir una mayor reducción de la dosis empleada.

Por ello, con los resultados obtenidos en 2003, cuando sólo el 19% de las instalaciones dentales españolas inspeccionadas utilizan algún tipo de sistema digital de imagen ya sólo considerábamos que el incremento del número de sistemas digitales de imagen sería la mejor vía posible para conseguir cualquier reducción significativa de la dosis de radiación administrada al paciente en la práctica clínica odontológica (Alcaraz y cols., 2009; 2010).

Más tarde, y tras 11 años de evolución desde la instauración legislativa, se pudo observar que los parámetros más significativos de la práctica dental han permanecido constantes sin diferencias significativas (tipo de película empleada, control de tiempo de revelado, cambio de líquidos de procesado). Sólo algunos parámetros han mejorado significativamente: almacenamiento de películas fuera de la sala de exploración y pulsador de exposición fuera de la sala. Todo ello parece mostrar una escasa participación del dentista en el Programa de Garantía de Calidad de sus instalaciones, ya que la actitud y el procesado radiológico no se ha

modificado individualmente, al menos en las instalaciones donde sigue utilizándose la película radiográfica (Alcaraz y cols., 2010).

En nuestra opinión, el gran incremento del número de instalaciones que utilizan un sistema digital de imagen y consecuentemente la gran reducción de instalaciones que procesan la película de forma manual han permitido esta importante reducción de las dosis de radiación (37,17%). En la práctica, la incorporación de estos sistemas digitales de imagen viene a ser una forma de eliminar los errores que se cometían durante el procesado manual de la película radiográfica. Así, dado el elevado número de instalaciones que todavía utilizan el procesado manual (47%) y su progresiva sustitución por sistemas digitales, nos parece consecuente esperar todavía mayores reducciones en las dosis medias administradas en las clínicas españolas durante los próximos años (Alcaraz y cols., 2008; 2010).

Las revisiones anuales de las instalaciones radiológicas dentales, incluyendo procesos de control de calidad, es una medida muy efectiva de controlar las sobreexposiciones al paciente (Alcaraz y cols., 2004). A pesar de que no se han publicado criterios anatómicos para la evaluación y análisis de las imágenes radiológicas dentales, las dosis de referencia propuesta y adoptada por la Unión Europea para radiología intraoral se sitúa en 4 mGy (EU, 2004).

Se ha descrito que la utilización de los sistemas digitales de imagen podrían reducir hasta un 60-70% la dosis de radiación administrada al paciente (Nielsen y cols., 1996; Huysmans y cols., 1997; Paurazas y cols., 2002). También se ha descrito que la utilización de las películas radiográficas más modernas y rápidas permite una reducción de esta dosis administrada al paciente (Nakfoor y Brooks 1992; Freeman y Brand, 1994; Svenson y Pettersson, 1995; Nielsen y cols., 1996; Hirschmann 1999; Paurazas y cols., 2002); incluso combinado con el colimador rectangular adaptado al tamaño rectangular de la película radiográfica podría reducirse hasta en un 90% la dosis administrada (Bohay y cols., 1994; Freeman y Brand, 1994; Holt y Earp, 2000). Cuando se emplea películas radiográficas convencionales, las películas de alta sensibilidad permiten una reducción significativa en las dosis administradas comparadas con las películas radiográficas

más antiguas. En este sentido se ha publicado que las películas de sensibilidad F, reducen en un 20% las dosis administradas frente a películas de sensibilidad E, llegando incluso hasta un 50% de reducción comparadas con las más antiguas (sensibilidad D) (Bohay y cols., 1994; Kaffe y cols., 1984; Cantadella-Flecher, 1987; Svenson y cols., 1993; Conover y cols., 1995; Ludlow y cols., 1997; Conover y cols., 1998; Tjelmeland y cols., 1998; Platin y cols., 1999; Wong y cols., 2002).

Esta situación ya descrita por otros autores, pone de manifiesto que la utilización de técnicas radiológicas adecuadas junto a los sistemas descritos anteriormente, permite imágenes radiológicas de una buena calidad para el diagnóstico clínico, evitando así la necesidad de volver a realizar nuevas exploraciones radiográficas, situación que aumentaría considerablemente las dosis administradas al paciente (Alcaraz y cols., 2004).

Nuestros resultados muestran que desde la incorporación de la legislación española, el revelado manual ha descendido un 42% hasta el año 2007, incorporándose progresivamente los sistemas digitales de obtención de imagen hasta situarse en un 50,1%, disminuyendo los sistemas con películas radiográficas convencionales.

Sin embargo, todas estas magníficas previsiones de reducir considerablemente las dosis de radiación administradas al paciente no se han podido detectar en nuestros estudios, al menos con la intensidad descrita por los numerosos autores revisados.

Se ha mencionado que en el año 2007, el 45,3% de las instalaciones revisadas realizaban un revelado radiográfico manual, y solamente el 4,3% lo hacía mediante procesado automático. La mayoría de los autores coinciden en que los tiempos de revelado empleados no suelen seguir las recomendaciones del fabricante (Havukainen. 1988; Yakoumakis y cols., 2001; Hintze y Wenzel, 1993; Svenson y cols., 1996; Bohay y cols., 1994), esta situación se ha puesto de manifiesto también en nuestros resultados.

El proceso de revelado manual requiere un control exhaustivo de los siguientes parámetros: Tiempo de revelado, renovación de los líquidos de revelado, temperatura de los líquidos de revelado y almacenaje de la película radiográfica, así como su control de caducidad. Si todos estos parámetros no son realizados adecuadamente, el resultado obtenido es el de una imagen radiológica con una calidad insuficiente para el correcto diagnóstico clínico. La literatura consultada pone de manifiesto que alrededor del 49-54% del total de radiografías intraorales periapicales no tienen la calidad suficiente para poder realizar un diagnóstico clínico (Smith y cols., 1993; Syriopoulos y cols., 1998; Rushton y Horner, 1995).

Sorprendentemente, cuando se comparan la distribución de las dosis de radiación en las instalaciones con sistemas digitales en el 2007 (Figura 13), con la distribución de dosis descrita para los años 2002-2003 (Alcaraz y cols., 2006) formada mayoritariamente por instalaciones que emplean película radiográfica se puede observar un gran parecido. Estos resultados podrían sugerir que la conversión desde analógico a digital ha sido similar a la sustitución de la película radiográfica por otro tipo de captador, manteniendo casi la misma dosis de radiación (Van der Stelt, 2005). Lo que significa reproducir casi los mismos tiempos de exposición con el nuevo sensor digital que el que se utilizaba con la antigua película radiográfica.

En este sentido cabe destacar que el 23% de las instalaciones con sistemas digitales indirectos (CR) y el 3,2% con sistemas directos sobrepasan los 4 mGy recomendados por la Unión Europea. Situación que nadie ha puesto de manifiesto hasta ahora, quizás porque al considerar que la utilización de los sistemas digitales pueden reducir los tiempos de exposición en un 50% y, por tanto, la dosis de radiación también en un 50% o más; (Gijbels y cols., 2008) no iba a ocurrir más. La mayoría de las instalaciones con equipos digitales emplean dosis entre 1 y 3 mGy, de forma similar a las que utilizan película radiográfica. El 7,4% de las instalaciones con equipos digitales emplean dosis inferiores a 0,5 mGy para obtener una imagen del segundo molar superior. Sin embargo, en las pruebas que nosotros hemos realizado con diferentes equipos, los tiempos de exposición que proporcionan estas dosis no permiten obtener imágenes digitales con calidad diagnóstica. Una vez más, sería necesario las determinaciones de control de calidad basándose en unos

estándares de imagen, si es posible clínica o anatómica y no sólo en parámetros radiofísicos (Tapiovara y cols, 2008).

Las dosis empleadas por las instalaciones radiológicas dentales españolas se encuentran por debajo de las recomendadas por la Unión Europea, a pesar de que las instalaciones con revelado manual no cumplirían con los tiempos de revelado descritos por el fabricante. Aun cuando se emplean películas radiográficas muy sensible, no existen reducciones significativas en las dosis de radiación, probablemente debido a errores de la técnica de procesado (Alcaraz y cols., 2006).

Podemos concluir que en la actualidad y con los resultados obtenidos, la incorporación de los sistemas digitales, es posiblemente el mejor procedimiento que existe para reducir significativamente las dosis de radiación administradas al paciente en radiología dental.

Dosis de Referencia (DLRs)

La Dosis o Nivel de Referencia se correspondería con el valor numérico que tomado arbitrariamente coincidiría aproximadamente el tercer cuartil cuando se realiza una encuesta de un país o región. El asumir este concepto implicaría que dichas dosis son compatibles con una buena praxis médica, en donde el 75 % de los clínicos están realizando estas exploraciones con dosis inferiores o iguales a dicho valor de referencia. La elección del tercer cuartil es pragmática: el 25% restante de las clínicas necesitarían ser revisadas e incluso adoptar las acciones legales pertinentes para reducir las dosis administradas (EUC, 2004; Leitz y Almen, 2005).

El término Dosis de Referencia (DRLs) quedaría definido como los niveles de dosis recibidos por el paciente para tras la exposición radiológica necesaria para un diagnóstico médico, que puede ser empleado como niveles de referencia en investigación y como parte de un proceso de optimización de la dosis.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica introdujo el término DRLs en el año 1996 (ICRP, 1996), con la consecuencia de la publicación de guías sobre protección radiológica, incluyendo la dental (ICRP, 2001; EUC, 2004).

Básicamente, el objetivo de las DRLs, es establecer unas dosis de referencia que sean fácilmente medibles y que permitan la comparación entre ellas, para así permitir establecer dosis de referencia generalizadas a comunidades, países, etc, y no de forma individual.

Los DRLs se pueden utilizar como los niveles de investigación durante el proceso de optimización, comparando su valor con la dosis media de los pacientes en cada unidad de rayos X, como un medio simple de identificar centros. En 2004, la UE publicó una guía que recomienda una " Los DLRs de una dosis de 4 mGy en el aire medida en el extremo del cono para una proyección estándar de molar superior" (European Union Commission, 2004). Un nivel de dosis-referencia para ciertos procedimientos diagnósticos, la intención de identificar las prácticas con dosis inusualmente altas, normalmente se establece en el tercer cuartil de la distribución de dosis en los diferentes centros de diagnóstico (Hart y cols., 2009; Wall, 1998).

Para utilizar los DRL correctamente, los dentistas deben ser conscientes de cómo sus dosis medias se comparan con los DRLs europeos y nacionales (European Union Commission, 2004). No se espera que las prácticas dentales tengan las facilidades para poder evaluar por sí mismos y por lo que se requieren los servicios de expertos en física médica. Estas evaluaciones deben llevarse a cabo de forma regular, por lo menos cada 3 años (European Union Commission 2004) o de lo requerido por la legislación nacional (1 año en España (BOE, 1999)). Estas medidas podrían ser consideradas como parte de un programa de control de calidad aprobado por las prácticas dentales. Los resultados anteriores muestran que los DRLs deben ser investigados y utilizados, con la ayuda de un experto en física médica, y cualquier resultado y recomendaciones aplicadas en interés de la protección radiológica de los pacientes (EU, 2004). En España, estas inspecciones deberán realizarse anualmente y son indispensables para la obtención de la autorización para continuar utilizando el equipo radiológico (BOE, 1999). Este permiso sólo puede ser concedido por la Consejo de Seguridad Nuclear, el último órgano responsable en esta materia a través de sus informes oficiales de control de calidad (BOE, 1999).

A pesar de las diferentes interpretaciones de los DRL (Alcaraz y cols., 2010), los resultados de este estudio se basan en las prácticas actuales a través de una amplia gama de diferentes establecimientos y no en los resultados de un seleccionado grupo de instalaciones con un alto nivel de equipamiento y experiencia (EU, 2004).

Aunque existen estas recomendaciones en Europa y los EE.UU. para ciertos tipos de proyecciones dentales, sólo unos pocos países han establecido DRL dentales (a nivel nacional o equivalente). Sorprendentemente, a pesar de la amplia variedad de recomendaciones relativas a las dosis específicas, la mayoría de los países no han establecido sus propios DRLs y como tal, las dosis reales administradas durante radiología intraoral en la práctica clínica se desconocen.

Los resultados de este estudio muestran que el esfuerzo realizado durante estos años ha llevado a una reducción en los DRL en cirugías españolas, y se han descrito muchos de los factores que intervienen. Sin embargo, ningún estudio ha visto cómo los DRL han evolucionado en un gran número de instalaciones en un período de tiempo significativo.

Más tarde, en 2010 o 11 y desde la aprobación de la legislación pertinente, es evidente que los errores más significativos asociados con los principales parámetros significativos en la práctica dental persisten (tipo de película utilizada, tiempo de exposición, el cambio de los líquidos de procesamiento) (Alcaraz y cols., 2010). Todos ellos parecen sugerir la escasa participación de dentistas en los programas de control de calidad con respecto al tratamiento, no han cambiado, por lo menos en instalaciones en las que la película todavía se utiliza (Alcaraz y cols., 2010). En opinión de los autores, el aumento del número de instalaciones que utilizan los sistemas de imagen digital ha dado lugar a una reducción de las dosis medias y DRL (37,17%). En la práctica, la incorporación de estos sistemas digitales ha eliminado los errores cometidos durante el procesamiento manual de películas radiográficas. En 2003, el alto número de instalaciones que todavía utilizan el procesamiento manual y su sustitución gradual por los sistemas digitales condujo a nosotros esperamos aún mayores reducciones en las dosis (Alcaraz y cols., 2010; Naiper, 1999).

Sin embargo, la proyección de los resultados de este estudio para los próximos años apunta a una estabilización en las dosis medias administradas a los pacientes y una desaceleración de la reducción de DRL en instalaciones dentales españolas. Esto puede indicar el final de los beneficios obtenidos a través de las innovaciones tecnológicas que ofrecen los sistemas de imagen digital.

Una limitación obvia de este estudio es la ausencia de información relativa a los rechazos y las repeticiones en radiología intraoral, y el posible aumento en el número de exposiciones como resultado del pequeño tamaño del sensor digital o la velocidad de obtener una nueva imagen radiológica. Algunos autores han denunciado el aumento de las exposiciones radiológicas, que puede ser de hasta 2,5 veces mayor con sistemas digitales (Alcaraz y cols., 2005; Journal Officiel du Grandduche de Luxembourg, 2001; Naiper, 1999).

Mientras que las dosis implicadas son más bajas, el paciente puede terminar recibiendo una dosis total más alta debido al mayor número de exposiciones. Sin embargo, durante los últimos años se ha producido un progreso significativo en los sistemas digitales para rastrear adecuadamente nuevas tomas de manera que uno puede ser capaz de cuantificar la exposición total de DR vs pantalla-película (Alcaraz y cols., 2008).

Tal vez, el uso de las imágenes radiológicas como parte de los sistemas de optimización puede ayudar a involucrar a los dentistas en estos programas, mostrando su importancia en la mejora de la capacidad de diagnóstico y no sólo en la reducción de las dosis recibidas por los pacientes (Alcaraz y cols., 2010).

En conclusión, la evolución de las DRLs durante los últimos años apunta a una reducción gradual, que puede ser interpretada como un aumento en la optimización de las técnicas de radiología intraoral en España.

Nuestro trabajo muestra las dosis medias administradas tras 18 años de estudio (1996-2014), como consecuencia de la incorporación a la legislación española de las de las directrices de la Unión Europea en cuanto a protección

radiológica. La distribución de las dosis de radiación (en porcentaje) administradas en instalaciones radiológicas dentales españolas para la exposición del segundo molar superior han descendido hasta un 42,1% (Alcaraz y cols., 2010b), situándose en 2,4 mGy la dosis media de radiación necesaria para el año 2008. Además, en la Se observa que el 84,8% de las instalaciones revisadas durante el año 2008, emplean dosis de radiación por debajo de los 4 mGy, dosis de referencia descrita por la Unión Europea (EUC, 2004).

En el año 2004, la Unión Europea publicó unas guías de actuación, donde se recomendaban DRLs de 4 mGy como dosis absorbida en aire al final del cono para una proyección estándar de un molar superior (EUC, 2004). En las condiciones habituales de trabajo clínico, se describió para el año 2002 un valor DRLs medio de 4,8 mGy (Alcaraz y cols., 2006; 2009a), 4,2 mGy para el año 2004 (Alcaraz y cols., 2008), 3,6 mGy en 2007 (Alcaraz y cols., 2010a) y 3,4 mGy para el 2008. Estos datos ponen de manifiesto una reducción del 31,2 % en las DRLs medias durante los 7 últimos años de estudio. Sin embargo, los valores son mucho mayores a los publicados por otros estudios, realizados en situaciones diferentes a las habituales de trabajo diario, como análisis de laboratorio, fantomas, cuestionarios postales e incluso sin la obtención de una imagen radiológica.

Coincidiendo con Poppe y cols. (2007), existe una gran diversidad en el método de obtención de la imagen radiológica, tanto por la diversidad de los equipos radiológicos donde se realizan las exposiciones, las técnicas empleadas, los tipos de películas, el sistema de procesado e incluso una diversidad muy amplia en los tiempos de exposición requeridos para la obtención de la misma imagen radiológica. Esta situación hace necesaria la publicación de unas guías actualizadas sobre Dosis de Referencia teniendo en cuenta cada uno de los sistemas empleados (Alcaraz y cols., 2010b).

Durante los últimos años, han sido numerosos los estudios publicados que ponen de manifiesto la necesidad de modificar y adaptar los valores recomendados por la UE para las DRLs (4 mGy). Novak y cols (2006), establecen dicho valor en 5 mGy para radiología intraoral, especificando valores de 3,5 mGy cuando se emplee la película E-speed, y 3 mGy si el estudio se realiza vía postal, otros sugieren 2,3

mGy cuando se emplean equipos que funcionan a más de 65 kVp (Hart y cols., 2009; Brooks, 2008). Además se han sugerido valores inferiores de DRLs de 1,5 mGy para películas radiográficas y 0,9 mGy cuando se empleen sistemas digitales.

Actualmente, los resultados de un estudio realizado mediante encuesta postal a 455 instalaciones radiológicas, muestran valores de dosis medias de 2,8 mGy cuando se emplean películas radiográficas y 2,26 mGy para equipos digitales (Gallagher y cols., 2008).

Lo que parece estar claro es que las DRLs son muy altas, y que las diferencias obtenidas por los autores presumiblemente están relacionadas con los distintos métodos de obtención de los resultados. En el pasado, cuando surgió el concepto de DRLs, hubo muchas discrepancias en opiniones relacionadas con el significado y la implicación del concepto DRLs. Estas opiniones todavía están prevalentes hoy en día, y sería importante establecer lo que es una DRL y también lo que no es DRL.

En este sentido, una DRL no es una dosis límite, la condición del paciente o los requerimientos clínicos de éste puede que impliquen el empleo de dosis más altas y tales exámenes radiológicos no deben de tener repercusión legal. Por ésta razón, las DRLs no tienen validez a nivel individual, son dosis de referencia a nivel comunitario. La DRL no representa el límite entre una práctica buena o mala, ni indica técnicas correctas o calidad de la imagen adecuada. La DRL es simplemente una herramienta para facilitar los procesos de optimización de la dosis radiológica (Leitz, 2005). Es por esta razón, por la que frecuentemente se emplean frases como “medición de los niveles de referencia diagnóstica” y en numerosas ocasiones producen confusión. Algunos autores han sugerido el término “Dosis Estándar de Diagnóstico”, definido como la dosis de radiación necesaria para cierto tipo de exploración con cierto tipo de sistema (digital o analógico) para la misma cantidad de radiación (Leitz y Almen, 2005). Según Poppe y cols. (2007) la DRL debería de tener en cuenta todos estos sistemas, equipos de radiodiagnóstico, películas, y procesado empleado en radiología dental. Pero es importante poner de manifiesto de que los resultados obtenidos en el laboratorio bajo condiciones controladas no reflejan la clínica habitual. Las DRLs se basan en la práctica actual de un amplio rango de

instalaciones con características muy dispares de actuación, y no es el resultado de un grupo seleccionado de clínicas con un nivel alto de aparataje y experiencia (ECRP, 1999).

En primer lugar, el nivel de DRL para los exámenes específicos es un nivel de investigación (ICRP, 1996; European Union Commission, 2004; Leitz y Almen, 2005). Normalmente, el valor numérico es un tanto arbitrario, ya que aproximadamente el tercer cuartil de las dosis medidas a partir de una encuesta en un país o región. La asunción de este concepto es que estas dosis son compatibles con la buena práctica médica cuando el 75% de las clínicas están llevando a cabo este examen con dosis inferiores o iguales a este valor. El tercer cuartil se elige por razones pragmáticas: el 25% restante de las clínicas deben ser investigados y las medidas adoptadas para reducir la dosis, que puede considerarse como un número equilibrado entre los recursos necesarios y la velocidad de la introducción de medidas de reducción de la dosis (EU, 2004; Leitz y Almen, 2005).

Hay efectos beneficiosos que se tienen del uso de DRL. La idea es que su introducción animará a la medición de la dosis al paciente. Las mediciones de dosis estandarizadas permitirán una comparación objetiva entre las diferentes clínicas.

Cuando los parámetros esenciales que influyen en esta dosis se registran junto con las mediciones de dosis, estos datos pueden ser analizados en el proceso de investigación.

La comparación con otras clínicas sin duda puede facilitar la elección de las medidas correctivas (European Union Commission, 2004; Leitz y Almen, 2005). Los procedimientos radiológicos dentales son esporádicamente incluidos en los estudios de dosis recomendadas administrados a los pacientes. La explicación podría ser que la dosis para los pacientes se considera que es baja y no se le ha dado el mismo grado de importancia como a otros procedimientos en radiología diagnóstica.

Sin embargo, si se tiene en cuenta que la radiología dental es uno de los exámenes más frecuentes de rayos X (Vaño, 2001), su importancia no debe pasarse por alto (Poppe y Looe, 2007). Radiología dental representa alrededor del 25% de

todas las exploraciones radiológicas realizadas cada año, que asciende a más de 200 millones en la Comunidad Europea. En 2004, 25058000 exámenes radiológicos se realizaron en España, de los cuales aproximadamente 20.85% (5220000) correspondió a exámenes dentales (Alcaraz y cols., 2004).

Desde las directivas europeas se han incorporado en la ley española, se ha producido una reducción gradual de las dosis administradas a los pacientes (Alcaraz y cols., 2006; 2008; 2009). El presente estudio muestra que el 12 y después de la incorporación de las directivas de la Unión Europea (2008), la dosis administrada para obtener una imagen de un segundo molar superior se ha reducido en un 42,1% (Alcaraz y cols., 2012).

En las condiciones de la práctica clínica, se describe un DRL de 4,8 mGy en 2002 (Alcaraz y cols., 2006; 2009), 4,2 mGy en 2004 (Alcaraz y cols., 2008), 3,6 mGy en 2007 (Alcaraz y cols., 2012) y 3,3 mGy en el presente estudio, que corresponde al año 2008. Este apunta a una reducción del 31,2% en el DRL en los últimos 7 años. Sin embargo, los valores anteriores son muy superiores a los publicados en los estudios especializados, el análisis de laboratorio, utilizando equipos de laboratorio radiológico, cuestionarios postales e incluso sin la obtención de imagen diagnóstica.

Según Poppe y cols. (2007), las principales razones puede surgir de diferentes unidades de los equipos de rayos X, de las técnicas de exposición, velocidades o ajustes de exposición, incluso errores en el procesamiento de la película, lo que demuestra aún más la necesidad de contar con los DRL establecidos como guía, como un primer paso (Alcaraz y cols., 2012). A partir de las dosis de radiación administradas, se puede observar una gran diferencia de exposición de los pacientes entre los diferentes servicios dentales. Las diferencias son hasta un factor de 35-60 para el mismo examen.

Esto indica inconsistencias de las prácticas radiológicas realizadas en la rutina clínica (Poppe y cols., 2007; Alcaraz, 2008).

Durante los últimos años, un número considerable de estudios, que abarcan muchas facetas, han sugerido que el DRL de la UE debería ser modificado. Algunos autores han sugerido un DRL de 5 mGy (Brooks, 2008) para la película radiográfica y 3,5 mGy usando velocidad E o 3 mGy si la evaluación de la dosis es por correo (Brooks, 2008), otros han sugerido 2,3 mGy si se utiliza un equipo de más de 65 kVp (Hart y cols., 2009; Brooks, 2008). Incluso se ha sugerido que DRL debe ser 1,5 mGy para la película radiográfica y 0,9 mGy para sistemas digitales. Recientemente, los resultados de un cuestionario postal en el uso de 455 equipos intraorales apuntaban a una DRL de 2,8 mGy para la radiografía de película y 2,26 para los equipos digitales (Gallagher y cols., 2008). Los DRLs son claramente demasiado altos, y las diferencias son presumiblemente debidas a con lo que se mide y cómo se determinan los resultados.

En el pasado, cuando se lanzó el concepto de DRL, hubo muchas opiniones diferentes con respecto a lo que era un DRL y la forma en que se iba a utilizar. Esas opiniones son todavía muy extendidas hoy en día, y es importante determinar no sólo lo que un DRL es, pero también lo que no lo es. Una dosis de DRL no es un límite, la condición o el requerimiento clínico del paciente pueden requerir dosis más altas que los exámenes normales y estos no deben ser impedidos por motivos legales. Por la misma razón, un DRL no es válido para un paciente individual. Un DRL no representa el límite entre buenas y malas prácticas, ni tampoco es que indican las técnicas óptimas o la calidad de imagen adecuada.

Tal vez si tales niveles podrían establecerse, ellos ya no serían DRLs, pero podría ser caracterizado como "valores objetivo". Pero esto sería un concepto muy diferente, factible sólo en circunstancias muy especiales y no puede ser combinado con el concepto actual. Un DRL es simplemente una herramienta para facilitar el proceso de optimización (Leitz y Almen, 2005).

Por esta razón, con frecuencia se utilizan frases como 'la medida de los niveles de referencia para el diagnóstico' y sólo crear confusión. Varios autores han sugerido un nuevo término 'la dosis estándar de diagnóstico' (DSS), que se define como la dosis de radiación para un cierto tipo de examen con un equipo de rayos X determinado y un tipo de sistema (digital o película) en la misma radiación cantidad y

unidad como el DRL correspondiente. El DSD es la cantidad que se compara con el DRL, donde $DSD > DRL$ requeriría investigaciones y acciones correctivas (Leitz y Almen, 2005). Según Poppe y cols. (2007) un DRL debe cubrir todos estos sistemas, equipos radiográficos, películas y procesamientos que se utilizan en una exploración radiológica (Alcaraz y cols., 2012).

Este estudio incluyó a un número representativo de unidades de rayos X y los niveles de referencia para el diagnóstico derivados de los datos que reflejan las prácticas clínicas actuales en el país. Las instalaciones estudiadas tienen que someterse a una evaluación externa anual por radiofísicos expertos, que evalúan los procedimientos radiológicos seguir en las condiciones cotidianas de la práctica clínica.

Los autores han descrito sólo los resultados más recientes (2008), relativa a las instalaciones dentales españolas, pero los resultados son similares a los descritos en la últimos 12 años y a que la aplicación de las directivas comunitarias en materia de protección radiológica, que muestra una reducción gradual de las dosis administradas a pacientes durante radiología intraoral (Alcaraz y cols., 2004; 2005; 2006; 2009; 2012). Los resultados se refieren a todos los tipos de equipos, técnicas y medios utilizados en la cirugía intraoral en las condiciones comunes en la práctica clínica para obtener una imagen radiológica adecuada para fines de diagnóstico. Esto explicaría por qué estos resultados son en general mucho más altos que los descritos en estudios anteriores por otros autores.

En conclusión, la llamada a reducir los DRL como una recomendación oficial sobre la base de los resultados obtenidos en el laboratorio, utilizando modernos y sofisticados equipos, los expertos operadores, sin pacientes y sin la necesidad de obtener una imagen diagnóstica puede parecer sorprendente e incluso invitan a los dentistas a rechazar la idea y estas son las personas que en muchos países, entre ellos España, están tratando de incorporar programas de Garantía de Calidad radiológicos. La DRL obtenido en este estudio es inferior a la fijada por la UE en 2004 (European Union Commission 2004), pero muy superior a todos los DRL reportados hasta ahora (Novak, 2006; Hart y cols., 2009; Brooks, 2008; Gonzalez y cols., 2001), posiblemente debido a que los datos se obtuvieron en referencia a

todos los sistemas de imagen utilizados y en las condiciones de trabajo de todos los días de clínica.

Posiblemente la explicación de nuestros resultados con dosis más elevadas se deben a que en nuestro estudio se hace referencia a todo tipo de equipos radiológicos y técnicas radiográficas empleadas en las condiciones habituales de la práctica clínica dental española; y explicaría que nuestros resultados muestran dosis de radiación más altas que las publicadas por otros autores en circunstancias distintas a la descritas (Novak, 2006; Brooks, 2008; González y cols., 2001).

La publicación de DRLs como guías para radiología dental obtenidas en el laboratorio, con material sofisticado, por profesionales expertos, sin pacientes y sin la obligación de obtener una imagen diagnóstica permiten determinar unas dosis tan bajas que puede provocar la sorpresa, la incredulidad o incluso el rechazo de los profesionales clínicos a los que se pretende incorporar a los programas de Garantía de de Calidad en Radiología dental.

En 2011, hemos obtenido los resultados de las instalaciones radiológicas dentales revisadas durante el año 2009, correspondiendo a 1978 instalaciones radiológicas dentales españolas. Estos resultados nos han permitido realizar una proyección de las dosis de radiación administradas al paciente en un futuro inmediato basado en el empleo de los sistemas de obtención de imagen y dosis administradas en nuestro país.

De cumplirse este pronóstico, podría mostrar el final del beneficio obtenido con las innovaciones tecnológicas aportadas por la incorporación de los sistemas de imagen si se pretende conseguir mayores reducciones en la dosis de radiación administrada se hace necesaria la realización de cursos de formación continuada en protección radiológica para profesionales y su personal operador, cuyo objetivo final sería el cambio de actitud que permita la incorporación del odontólogo a los programas de calidad de sus propias instalaciones para resolver los errores detectados en el procesado de las películas radiográficas en los tiempos de exposición empleados y el mantenimiento de los equipos.

Quizás la utilización de sistema de calidad de la imagen radiológica pueda ayudar a involucrar al odontólogo en estos programas al mostrar también su importancia en su mejora de la capacidad diagnóstica y no sólo en la reducción de dosis al paciente.

Sin embargo con el paso del tiempo hemos podido determinar en nuestro trabajo que la evolución de las dosis administradas al paciente no han evolucionado como esperábamos.

Hemos postulado también en el momento, que el uso de película más sensible, disminución de uso del procesamiento manual, y un mejor control en la preparación de soluciones radiográficas, acompañado por un aumento en el uso de sistemas digitales, podría conducir a un progreso aún mayor en años posteriores (Alcaraz y cols., 2004; 2005; 2008).

En 2010, 11 años después de la aprobación de la legislación pertinente, queda evidente que los errores más significativos asociados con los parámetros más importantes en la práctica dental persisten (tipo de película utilizada, tiempo de exposición, el cambio de los líquidos de procesamiento) (Alcaraz y cols., 2010). Todo esto parece sugerir la escasa participación de dentistas en los programas de garantía de calidad (QA), ya que las actitudes y el rendimiento con respecto a procesamiento de imágenes aún están por cambiar, por lo menos en instalaciones en las que la película todavía se utiliza (Alcaraz y cols., 2010). En nuestra opinión, el aumento del número de instalaciones que utilizan los sistemas de imágenes digitales ha dado lugar a una reducción de la dosis medias y DRL (37,17%). En la práctica, la incorporación de estos sistemas digitales ha eliminado los errores cometidos durante el procesamiento manual de la película radiográfica. En 2003, el alto número de instalaciones que todavía utilizan el procesamiento manual y su sustitución gradual por los sistemas digitales nos ha llevado a esperar aún mayores reducciones de la dosis (Alcaraz y cols., 2008; 2010).

En 2012, la proyección de nuestros hallazgos para los próximos años apunta a una estabilización en las dosis medias administradas a los pacientes y una desaceleración de la reducción de DRL en instalaciones dentales españolas. Esto

puede indicar el final de los posibles beneficios que se obtienen a través de innovaciones tecnológicas tales como los proporcionados por los sistemas de imágenes digitales (Alcaraz y cols., 2012).

En 2014, se ha determinado un ligero descenso en dosis medias administradas en servicios dentales españolas, aunque también hemos observado una estabilización de la reducción de DRL asociados con la desaceleración en la incorporación de sistemas de imágenes digitales como sustitutos de la película radiográfica tradicional.

Algunos autores han denunciado el aumento de las exposiciones radiológicas, que puede ser de hasta 2,5 veces mayor, cuando se utilizan sistemas digitales (Alcaraz y cols., 2005; 2008; Berkhout y cols., 2003). Mientras que las dosis implicadas son más bajas, el paciente puede terminar recibiendo una dosis total más alta debido a la mayor número de exposiciones (Berkhout y cols., 2003).

Estos resultados podrían sugerir la escasa participación de los dentistas en los programas de control de calidad, que pueda impedir la adopción de medidas correctivas para los errores más comunes responsables de los aumentos de la dosis de radiación administrada a los pacientes. Tal vez el uso de las imágenes radiológicas como parte de los sistemas de optimización de los dentistas puede ayudar a involucrarse en estos programas, demostrando su importancia en la mejora de la capacidad de diagnóstico y no sólo en la reducción de las dosis recibidas por los pacientes (Alcaraz y cols., 2010; 2011; 2012).

En conclusión, el progreso en DRLs en los últimos años es el de una reducción gradual, que puede ser interpretado como un aumento en la optimización de las técnicas de radiología intraorales en España, sin embargo, fundamentalmente es debido a la sustitución de los sistemas de formación de imágenes convencionales para Digitales modernas.

VI. CONCLUSIONES

VI. CONCLUSIONES.

Las conclusiones obtenidas en son las siguientes:

- 1^a. La instauración de la normativa sobre protección radiológica y control de calidad en radiodiagnóstico ha propiciado una reducción significativa las dosis medias de radiación administradas al paciente en radiología dental intraoral durante los 18 años de evolución analizados (54,5%).
- 2^a. La incorporación de las películas radiográficas más modernas con alta sensibilidad no consiguen reducir de forma significativa las dosis administradas al paciente. Sólo la incorporación progresiva de sistemas digitales de imagen han permitido una reducción de estas dosis.
- 3^a. La dosis media de referencia o niveles de referencia (DRLs) obtenidas en nuestro estudio es de 2,8 mGy en el año 2014, en las condiciones habituales de trabajo en la clínica dental, y se sitúan por debajo de los valores recomendados por la Unión Europea en estos momentos.
- 4^a. El impacto de la incorporación de los sistemas digitales en la dosis de referencia de radiología intraoral utilizada en nuestro país ha sido decisivo para conseguir una reducción del 42% durante el período de doce años en los que se tienen registros de la misma.
- 5^a. La progresiva reducción de las dosis media y de la dosis de referencia en nuestro país se debe fundamentalmente a un incremento de la optimización radiológica mediante la sustitución de los sistemas convencionales de película radiográfica por sistemas digitales de imagen. De tal forma, que en estos momentos parece que la disminución de la tasa de renovación de estos sistemas provoca la estabilización de las dosis media y de referencia administradas al paciente.

VII. RESUMEN

VII. RESUMEN.

INTRODUCCION: las dosis de referencia (DRLs) son los niveles de dosis administradas a los pacientes en exposiciones de radiodiagnóstico médico que no deben sobrepasarse y pueden ser utilizados como indicadores en los procesos de optimización radiológica. A raíz de las publicaciones iniciales para reducir las dosis de radiación en los EE.UU. En odontología, se incluyen estas recomendaciones en las directrices europeas sobre protección radiológica en radiología dental; sin embargo, hemos encontrado solamente algunas referencias aisladas sobre dicho tema. No hemos encontrado estudios previos realizados de forma continuada durante varios años en ningún país que describan la evolución de las DRLs como se pretende, una guía para la optimización de la protección radiológica como se recoge en las recomendaciones internacionales. Este estudio describe la evolución de las DRL y las dosis medias administradas a pacientes de radiología intraoral durante un período de dieciocho años (1997-2014) en España.

MATERIAL Y MÉTODOS: se estudian 34.143 informes oficiales de control de calidad emitidos durante un período de 18 años (1997-2014) de instalaciones radiológicas de radiodiagnóstico intraoral y están distribuidas en 16 comunidades autónomas. Las variables analizadas son las descritas en el Real Decreto 2071/1995 modificado posteriormente por el Decreto 1976/1999 y son: características físicas de los equipos de rayos X, las anomalías encontradas en los equipos y procesamiento de la película, tiempos de exposición, dosis de radiación administradas para cada exploración, teniendo en cuenta las prácticas de trabajo habituales de cada clínica.

La dosis media de radiación (10 exposiciones, en mGy, de acuerdo con la legislación española) para obtener una imagen radiográfica del segundo molar superior bajo las condiciones normales de trabajo en cada instalación, se determinó utilizando un detector UNFORS XI (Billdal, Suecia) o PMX III (RTI Electronics, Mölndal, Suecia) Se ha aplicado un factor de retrodispersión de 1,1 a los valores obtenidos siguiendo la normativa española

El grado de dependencia y correlación entre variables se evaluó mediante un Análisis de Varianza complementado por una comparación de medias mediante la diferencia mínima significativa ($p < 0,05$). Las medias cuantitativas se compararon mediante análisis de regresión y correlación lineales.

RESULTADOS: desde 1997, las películas radiográficas han sido sustituidas progresivamente por sistemas digitales en España a una tasa anual del 3,1%. En 2007,

se determinó que el 50% de las instalaciones dentales utiliza sistemas digitales de imagen. Sin embargo, en los últimos años (2007-2014) la tasa de crecimiento para los sistemas digitales ha sido sólo del 1,2% anual.

Hemos determinado una DRL de 2,8 mGy en 2014, lo que representa una disminución de 41,7% en comparación con la dosis que establecimos en 2002 (4,8 mGy). Las dosis medias de radiación se ha reducido en un 54,5% desde el inicio del estudio; nuestro estudio muestra que el 99,4% de las instalaciones dentales cumple con las dosis recomendadas por la Unión Europea. Además, hemos determinado una dosis media de 1,3 mGy en 2014, lo que representa un descenso del 55,2% en comparación con la dosis que previamente describíamos en 2002 (2,9 mGy), aunque en los últimos tres años se ha mantenido estabilizada en 1,3 mGy. Durante este período de tres años, la dosis media no ha sido reducida y las DRLs sólo han disminuido en un 6,3%.

En conclusión, el progreso en DRLs en los últimos años es el de una reducción gradual, que pueda ser interpretada como un aumento en la optimización de las técnicas de radiología intraorales en España, sin embargo, fundamentalmente es debido a la sustitución de los sistemas de imágenes convencionales a los modernos sistemas digitales.

INTRODUCTION: Diagnostic reference levels (DRLs) are patient dose reference levels for diagnostic medical exposures that can be used as research indicators as part of optimization processes. In dentistry, recommendations are included in the European guidelines on radiation protection in dental radiology. No studies performed continuously over several years in any country which describe the evolution of DRLs as a guide to optimising radiological protection as mentioned in all international recommendations have been found. The present study describes the current progress of DRLs and mean doses administered to intraoral radiology patients monitored over a period of eighteen years (1997--2014) in Spain.

MATERIAL AND METHODS: A total of 34,143 official reports from 1997 to 2014 on radiological standards of private dental surgeries were examined. The variables analysed are those described in Royal Decree 2071/1995 modified later by Decree 1976/1999 as described in previous publications, briefly: physical characteristics of the X-ray units, anomalies found in the equipment and film processing procedure, exposure times and radiation doses administered for each dental surgery, taking into account the regular working practices of each clinic. The installations covered in the reports encompass 16 Spanish autonomous regions.

The actual mean radiation dose (10 exposures, in mGy, according to Spanish legislation for obtaining a radiographic image of the upper second molar under normal working conditions in each installation was determined using a UNFORS XI (Billdal, Sweden) or PMX III (RTI Electronics, Mölndal, Sweden) detector. A back-scattering factor of 1.1 was applied to the values obtained following the Spanish norm.

The degree of dependence and correlation between variables was assessed by an Analysis of Variance complemented by a comparison of means using the minimum significant difference method ($p < 0.05$). Quantitative means were compared by regression and linear correlation analysis.

RESULTS

Since 1997, radiographic films have been replaced by digital systems in Spain at an annual rate of 3.1%. In 2007, we determined that 50% of dental services utilized digital imaging systems while the other 50% used radiographic film. However, in recent years (2007-2014) the rate of growth for digital systems has been 1.2% only.

We set a DRL of 2.8 mGy in 2014, which represents a 41.7 % decrease compared with the dose we set in 2002 (4.8 mGy). Over this same period, the mean dose fell by 54.5%. The DRL recommended by the European Union in 2004 for intraoral radiology was 4 mGy, and our study shows that 99.4% of the installations used a dose below this.

Furthermore, we set a mean dose of 1.3 mGy in 2014, which represents a decrease of 55.2% compared with the dose we set in 2002 (2.9 mGy), although over the last three years it has remained at 1.3 mGy. Over this three year period, the mean dose has undergone no reduction whatsoever and DRLs have only decreased by 6.3%.

In conclusion, the progress in DRLs over recent years is that of a gradual reduction, which may be interpreted as an increase in the optimization of intraoral radiology techniques in Spain, yet fundamentally is due to the substitution of conventional imaging systems for modern digital ones.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. AAPM (American Association of Physicists in Medicine). (1990).- Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures. Report N° 31 (New York: American Institute of Physics).
2. AAPM (American Association of Physicists in Medicine). (1999).- Practical Digital Imaging and PACS, Monograph N°. 25.
3. ABBOTT, P. (2000).- Are dental radiographs safe?. *Aust Dent J.*, 45(3):208-13.
4. ABREU, M. JR.; MOL, A. y LUDLOW, J. B. (2001).- Performance of RVG sensor and Kodak Ektaspeed Plus film for proximal caries detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 91(3):381-5.
5. ADA. (1998).- Council on Dental Material, Instruments and Equipment. Recomendations in radiographic practices: an update. *JADA.*, 18:115-7.
6. ALCARAZ, M. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. VELASCO, E. (1999a).- Control de calidad en instalaciones de radiodiagnóstico dental. *Revista Europea de Odontoestomatología.*, 11:265-274.
7. ALCARAZ, M.; MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. VELASCO, E. (1999b).- Control de calidad en instalaciones de radiodiagnóstico dental. I Jornadas Universitarias de Protección Radiológica en Radiodiagnóstico. Málaga. Libro de resúmenes p.54.
8. ALCARAZ, M. JODAR-PORLAN, S. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. VELASCO, E. CHIVA-GARCÍA, F. (2000).- La radiología panorámica en el radiodiagnóstico dental. *Revista Europea de Odontoestomatología.*, 12(5):263-270.
9. ALCARAZ, M. (2001).- Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. Universidad de Murcia. Murcia.

10. ALCARAZ, M. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. PÉREZ, L. JÓDAR, S. VELASCO, E. CANTERAS, M. (2004).- The status of Spain's dental practices following the European Union directive concerning radiological installations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 98(4): 476-482.
11. ALCARAZ, M. NAVARRO, C. VICENTE, V. CANTERAS, M. (2006).- Dose reduction of intraoral dental radiography in Spain. *Dentomaxillofacial Radiology.*, 35: 295-298.
12. ALCARAZ, M. (2008).- Dental radiology in Spain (1st edn). Murcia: Spanish Council of Nuclear Safety-Service of Publications of the University of Murcia, (in Spanish).
13. ALCARAZ, M. PARRA, C. ARMERO, D. VELASCO, F. VELASCO, E. (2009a).- Changes in radiological protection and quality control in Spanish dental installations: 1996-2003. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, 14: 499-505.
14. ALCARAZ, M. PARRA, C. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. VELASCO, E. CANTERAS, M. (2009b).- Is it true that the radiation dose to which patients are exposed has decreased with modern radiographic films? *Dentomaxillofacial Radiology.*, 38: 92-97.
15. ALCARAZ, M. VELASCO, E. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. VELASCO, F. ARMERO, D. PARRA, C. CANTERAS, M. (2010a). The status of Spain's dental practice following the European Union directive concerning radiological installations: eleven years on (1996-2007). *Dentomaxillofacial Radiology.*, 39; 468-474.
16. ALCARAZ, M. VELASCO, E. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. VELASCO, F. PARRA, C. CANTERAS, M. (2010b).- Diagnostic reference levels in intraoral radiology: from the laboratory to clinical practice. *Radiation Protection Dosimetr.*, 140: 391-5.
17. ALCARAZ, M. ARMERO, D. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. CASTILLO, J. BENAVENTE-GARCÍA, O. FERNANDEZ, H. ALCARAZ-SAURA, M. CANTERAS, M. (2011).- Chemical genoprotection: reducing biological damage to as low as reasonably achievable levels. *Dentomaxillofac Radiol.*, 40(5):310-4.
18. ALCARAZ, M., VELASCO, F. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. ALCARAZ-SAURA, M. VELASCO, E. ACHEL, G.D. CANTERAS, M. (2012).- Evolution of diagnostic reference levels in Spanish intraoral radiology. *Radiat Prot Dosimetry.*, 151(1):166-71
19. ARAKI, K.; ENDO, A. y OKANO, T. (2000).- And objective comparison of four digital intraoral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. *Dentomaxillofac Radiol.*, 29(2):76-80.
20. ARNOLD, L. V. (1983).- The Radiographic Detection of Initial Carious Lesions on the Proximal Surfaces of Teeth Stafleu & Tholen, Brussels, p. 93-147.
21. BARBIERI G. FLORES J. ESCRIBANO M. DISCEPOLI N. (2006) Actualización en radiología dental: Radiología convencional Vs digital. *Av Odontoestomatol* [revista en la Internet]. [citado 2015 Oct 14]; 22(2): 131-139. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852006000200005&lng=es.

22. BEIDEMAN, R. W.; JOHNSON, O. N. y ALCOX, R. W. (1976).- A study to develop a rating system and evaluate dental radiographs submitted to a third party carrier. *J. Am. Dent. Assoc.*, 93:1010-1013.
23. BEIDEMAN, R. W.; PETTIGREW, J. C. y GREEN, P. H. (1983).- A follow-up study of a third-party radiographic evaluation system. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, 56:103-108.
24. BERKHOUT, W.E. BEUGER, D.A. SANDERINK, G.C. VAN DER STELT, P.F. (2004).- The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure?. *Dentomaxillofac Radiol.*, 33(1):1-5
25. BERKHOUT, E. VAN DER STELT, S.G. (2004).- Digital intra-oral radiography in dentistry: Diagnostic efficacy and dose considerations. *Oral Radiol.*, 19: 1-13.
26. BHASKARAN, V. QUALTROUGH, AJ. RUSHTON, VE. WORTHINGTON, HV. HORNER K. (2005).- A laboratory comparison of three imaging systems for image quality and radiation exposure characteristics. *Int Endod J.*, 38(9):645-52.
27. BIANCHI, S. D.; ROCCUZZO, M.; ALBRITO, F.; RAGONA; R. y ANGLESIO, S. (1996).- Absorbed doses in dental radiology. *Radiol. Med. (Torino)*, 92 (1-2):114-121.
28. BIR (British Institute of Radiology). (1988).- Assurance of Quality in the diagnostic X-ray department. A working group of the diagnostic Methods Committee of the BIR. London.
29. BOHAY, R.N.; KOGON, S. L. y STEPHENS, R. G. (1994)- A survey of radiographic techniques and equipment used by a sample of general dental practitioners. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 78 (6): 806-810.
30. BOHAY, R. N.; STEPHENS, R. G. y KOGON, S. L. (1995).-Radiographic examination of children. A survey of prescribing practices of general dentist. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 79 (5):641-645.
31. BOSCOLO, F. N.; OLIVEIRA, A. E. ALMEIDA, S.M., et al (2001).- Clinical study of the sensitivity and dynamic range of the digital systems, E-speed film and digitised film. *Braz Dent J.*, 12(3):191-5.
32. BRIDGMAN, J. B. y CAMPBELL, D. J. (1995).- An update on dental radiology: quality and safety. *N. Z. Dent. J.*, 91 (403):16-21.
33. BROWN, J. E. (2001).- Advances in dental imaging. *Prim Dent Care.*, 8(2):59-62.
34. BROOKS SL (2008).- Radiation doses of common dental radiographic examinations: A review. *Acta Stomatol Croat.*, 42(3): 207-217.
35. BUTT, A. MAHONEY, M. SAVAGE, N.W. (2012).- The impact of computer display performance on the quality of digital radiographs: a review. *Aust Dent J.*, 57 Suppl 1:16-23.

36. BUTTON, T. M.; MOORE, W. C. y GOREN, A. D. (1999).- Causes of excessive bitewing exposures: results of a survey regarding radiographic equipment in New York. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 87:513-7.
37. CANTADELLA-FLETCHER. J. A. (1987).- A comparison of EktaSpeed and Ultraspeed films using manual and automatic processing solutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 63:94-102.
38. CEC (Comisión of the European Communities). (1995a).- European protocol on dosimetry in mammography. EUR 16263 (Luxembourg:CEC).
39. CEC (Comisión of the European Communities). (1995b).- Radiation Protection and quality assurance in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. Radiation Protection 81. European Commission. Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg
40. CEC (Comisión of the European Communities). (1996a).- European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. EUR 16260 (Luxembourg: CEC).
41. CEC (Comisión of the European Communities). (1996b).- European Protocol on Quality Criteria for Diagnostics Radiographic Images in Paediatrics. EUR 16261 EN (Luxembourg: CEC).
42. CEC (Comisión of the European Communities). (1997).- Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia y medicina nuclear). Radiation Protection 91. European Comisión. Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg: CEC.
43. CEC (Comisión of the European Communities). (1999).- European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16262 EN. ISBN 92-828-7478-8.
44. CHEN, S.K. HOLLENDER, L. (1995). Digitizing of radiographs with flatbed scanner. *J Dent.*, 23:205-8
45. CHERYL, A.; NAKFOOR, C. A.; SHARON, L. y BROOKS. (1992).- Compliance of Michigan dentist with radiographic safety recommendations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 73:510-513.
46. COHNEN, M.; KEMPER, J.; MOBES, O.; PAWELZIK, J.; MODDER, U. (2002).- Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.*, 12(3):634-7.
47. COLLETT, W. K. (1980).- Intraoral radiographic errors in films submitted for orthodontic consultation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 49:370-372.
48. CONOVER, G. L.; HILDEBOLT, C. F. y ANTHONY, D. (1995).- Objective and subjective evaluations of Kodak Ektaspeed Plus dental x-ray film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 79:246-250.
49. CONOVER, G. L.; HILDEBOLT, C. F. y ANTHONY, D. (1998).- A comparison of six intra-oral x-ray films. *Dentomaxillofac Radiol.*, 24:169-172.

50. DEVLIN, H. ALLEN, P. GRAHAM, J. JACOBS, R. NICOPOULOU-KARAYIANNI, K., LINDH, C. MARJANOVIC, E. ADAMS J. PAVITT, S. VAN DER STELT, P. HORNER, K. (2008).- The role of the dental surgeon in detecting osteoporosis: the OSTEODENT study. *Br Dent J.*, 24;204(10):E16
51. DIEHL, R.; GRATT, B. M. y GOULD, R. G. (1986).- Radiographic quality control measurements comparing D-speed film, E-speed film and xeroradiography. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, 64:367-372.
52. DONNELLY, J. C.; HARTWELL, G. R. y JOHNSON, W. B. (1985).- Clinical evaluation of Ektaspeed X-ray film for use in endodontics. *J. Endodont.*, 11:90-94.
53. ELIASSON, S.; LAVSTEDT, S.; WOUTERS, F. y OSTLIN, L. (1990).- Quality of intraoral radiographs sent by private dental practitioners for therapy evaluation by the Social Insurance Office. *Swed. Dent. J.*, 14:81-89.
54. European Union. Council Directive 84/466 Euratom, laying down the basic measures for the radiation protection of persons undergoing medical examination or treatment. *Official Journal of the European Communities No L 265*, 5th October 1984:1-3.
55. European Union. Council Directive 96/29 Euratom, on health protection of sanitary persona and persons undergoing ionizing radiation. *Official Journal of the European Communities No L 159*, 29th June 1996:1-114.
56. European Union. Council Directive 97/43 Euratom, on health protection of individuals against the danger of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directiva 84/466 Euratom. *Official Journal of the European Communities No L 180*, 9th July 1997:22-7.
57. FARMAN, A. G. y HINES, V. G. (1986).- Radiation safety and quality assurance in North American dental schools. *J Dent Educ.*, 50 (6):304-308.
58. FARMAN, A. G. y PARKS, E. T. (1991).- Radiations safety and quality assurance in US dental Hygiene programmes, 1990. *Dentomaxillofac Radiol.*, 20(3):152-4.
59. FARMAN, T. T. y FARMAN, A. G. (2000).- Evaluation of a new F speed dental x-ray film. The effect of processing solutions and a comparison with D and E speed films. *Dentomaxillofac Radiol.*, 29:41-5.
60. FARMAN, AG. FARMAN, TT. (2005) A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 99(4):485-9.
61. FARMAN, AG. SCARFE, WC. (2006) Digital dental radiography is not an "all or nothing" decision. *Contemp Esthet Restor Pract.*, 10:12 (14–15.).
62. FARMAN, AG, LEVATO, CM, GANE, D, SCARFE, WC (2008). In practice: how going digital will affect the dental office. *JADA* ., 139:14S–19S.
63. FREEMAN, J. P. y BRAND, J. W. (1994).- Radiation doses of commonly used radiographic surveys. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 77(3):285-9.

64. GALLAGHER, A. DOWLING, A. DEVINE, M. BOSMANS, H. KAPCANIS, P. ZDESAR, U. VASSILEVA, J. MACONE, J.F. (2008).- European survey of dental X-ray equipment. *Radiation Protection Dosimetry.*, 129: 284-287.
65. GEIST, J. R, BRAND, J. W. (2001).- Sensitometric comparison of speed group E and F dental radiographic films. *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(3):147-52.
66. GEIST, J. R y KATZ, J. O. (2002).- Radiation dose-reduction techniques in North American dental schools. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 93(4):496-505.
67. GIBBS, S. J.; PUJOL, A.; CHEN, T. S. y JAMES, A. E. (1984).- Patient risk from interproximal radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 58:347-354.
68. GIBBS, S. J.; PUJOL, A.; CHEN, T. S. y JAMES, A. E. (1988).- Patient risk from intraoral radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 17:15-23.
69. GIJBELS F, DEBAVEYE D, VANDERSTAPPEN M, JACOBS R (2008).- Digital radiographic equipment in the belgan dental office. *Radiat Prot Dosimetry.*, 129: 138-139
70. GIRSCH, W. J.; MATTESON, S. R. y MCKEE, M. N. (1983).- An evaluation of Kodak Ektaspeed periapical film for use in endodontics. *J Endod.*, 9:282-288.
71. GOAZ, P. W. y WHITE, S. C. (1987).- *Oral radiology*, 2nd ed. St Louis: CV Mosby., 118:115-117.
72. GONZÁLEZ, L.; VANO, E. y FERNÁNDEZ, R. (2001).- References doses in dental radiodiagnostic facilities. *Br J Radiol.*, 74(878): 153-6.
73. GOREN, A. D.; SCIUBBA, J. J.; FRIEDMAN, R. y MALAMUD, H. (1989).- Survey of radiologic practices among dental practitioners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 67 (4): 464-468.
74. GRONDAHL, K.; GRONDAHL, H. G. y OLVING, A. A. (1983).- Comparison of Kodak Ektaspeed and Ultraspeed films for the detection of periodontal bone lesions. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 12:43-46.
75. HARDING, L. K. (1997).- Radiation protection-lessons from the past. *The British Journal of Radiology.*, 70:10-16.
76. HART, D. HILLIER, M.C. WALL, B.F. (2009).- National reference doses for common radiographic. Fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *British Journal of Radiology.*, 82: 1-12.
77. HAVUKAINEN, R. (1988).- Survey of dental radiographic equipment and radiation doses in Finland. *Acta Radiológica.*, 29: 481-485.

78. HAYAKAWA, Y.; SHIBUYA, H.; OTAY, y KUROYANAGI, K. (1997).- Radiation dosage reduction in general dental practice using digital intraoral radiographic systems. *Bull Tokyo Dent Coll.*, 38(1):21-5.
79. HELMINEN, S. E.; VEHKALAHTI, M.; WOLF, J. y MURTOMAA, H. (2000).- Quality evaluation of young adults radiographs in Finnish public oral health service. *Journal of dentistry.*, 28:549-555.
80. HEWITT, J. M.; SHUTTLEWORTH, P. G.; NELTHORPE, P. A. y HUDSON, A. P. (1989).- Improving standards in dental radiography. In *Radiation Protection-Theory and Practice. Proceedings of the 4th International Symposium of the Society for Radiological Protection*. E. P. Goldfinch, Institute of Physics, Bristol, p. 83.
81. <http://europa.eu.int/comm/environ/radioprot/index.htm>
82. [Http://europa.eu.int/comm/environment/radprot/118/118.htm](http://europa.eu.int/comm/environment/radprot/118/118.htm)
83. HINTZE, H. (1993).- Radiographic screening examination: frequency, equipment, and film in general dental practice in Denmark. *Scand. J. Res.*, 101 (1):52-56.
84. HINTZE, H. y WENZEL, A. (2002).- Influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. *Dentomaxillofacial Radiology.*, 31(1):44-49.
85. HIRSCHMANN, P. N. (1999).- Justification in dental radiology. *Br. Dent. J.* 186(1):9-10.
86. HJARDEMAAL, O. (1991).- Dose and image quality in intraoral radiography. *Tandlaegeblader.*, 95 (16):748-751.
87. HOLT, V. P. y EARP, D. P. (2000).- Rectangular Collimation. *Prim. Dent. Care.*, 7(1): 34.
88. HORNER, K. (1994).- Review article: radiation protection in dental radiology. *Br J Radiol.*, 67:1041-1049.
89. HORNER, K. y HIRSCHMANN, P. N. (1990).- Dose reduction in dental radiography. *J.Dent.*, 18:171-184.
90. HORNER, K.; SHEARER, A. C.; WALKER, A. y WILSON, N. H. F. (1990).- Radiovisography: an initial evaluation. *Br Dent J.*, 168:244-248.
91. HORNER, K.; SHEARER, A.C.; RUXHTON, V.E. y CZAJKE, J. (1993).- The use of rapid processing techniques by a sample of British dentists. *Dentomaxillofac Radiol.*, 22:145-148.
92. HUGHES, A. P.; SHAW, K. B. y O'RIORDAN, M. C. (1989).- Radiation Exposure of the UK Population-1988 Review. National Radiological Protection Board, HMSO, London.
93. HUNT, R. J.; FANN, S. J.; KANTOR, M. L. y MORRIS, A. L. (1992).- Assessing dental practice quality by evaluating radiology items. *J. Public Health Dent.*, 52 (5):264-268.

94. HUYSMANS, M. C.; HINTZE, H. y WENZEL, A. (1997).- Effect of exposure time on In vitro caries diagnosis using the Digora system. *Eur J Oral Sci.*, 105:15-20.
95. IEC (International Electrotechnical Commission). (1988).- Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of capacitor discharge X-ray generators. Publication IEC 60601-2-15 (Geneva: IEC).
96. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993a).- Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray tube assemblies for medical diagnoses. Publication IEC 60601-2-28 (Geneva: IEC). Disponible versión oficial en español.
97. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993b).- Characteristics of focal spot in diagnostic X-ray tube assemblies for medical diagnoses. Publication IEC 60336 (Geneva: IEC). Disponible versión oficial en español.
98. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993c).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part I: General aspects. Publication IEC 61223-1 (Geneva: IEC).
99. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993d).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-I: Constancy Tests- Film processors. Publication IEC 61223-2-1 (Geneva: IEC).
100. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993e).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-2: Constancy Tests- Radiographic cassettes and film changers- Film screen contact and relative sensitivity of the screen-cassette assembly. Publication IEC 61223-2-2 (Geneva: IEC).
101. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993f).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-3: Constancy Tests- Darkroom safelight conditions. Publication IEC 61223-2-3 (Geneva: IEC).
102. IEC (International Electrotechnical Commission). (1994a).- Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety – collateral standard: General requirements for radiation protection in diagnostic X-ray equipment. Publication IEC 60601-1-3 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
103. IEC (International Electrotechnical Commission). (1994b).- Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of associated equipment of X-ray equipment. Publication IEC 60601-2-32 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
104. IEC (International Electrotechnical Commission). (1998).- Medical electrical equipment – Part 2-7: Particular requirements for the safety of high –voltage generators of diagnostic X-ray generators. Publication IEC 60601-2-7 (Geneva: IEC).
105. IEC (International Electrotechnical Commission). (1999a).- Determination of the permanent filtration of X-ray tube assemblies. Publication IEC 60522 (Geneva: IEC).
106. IEC (International Electrotechnical Commission). (1999b).- Evaluation and routine testing in medical imaging departamentos – Part 2-7: Constancy tests –

- Equipment for intra-oral dental radiography excluding dental panoramic equipment. Publication IEC 61223-2-7 (Geneva: IEC).
107. IEC (International Electrotechnical Commission). (2000a).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 3-4: Acceptance tests – Imaging performance of dental X-ray equipment. Publication IEC 61223-3-4 (Geneva: IEC).
 108. IEC (International Electrotechnical Commission). (2000b).- Medical electrical equipment. Part 2-43: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. Publication IEC 60601-2-43 (Geneva: IEC).
 109. INSALUD. (1993).- Manual General de Protección Radiológica. Madrid: Instituto Nacional de la Salud.
 110. JENSEN, T. W. (1978).- Improved reliability of dental radiography by application of x-ray beam-guiding instruments: a two-year report. *J. Dent. Educ.*, 42 (8):481-485.
 111. JENSEN, O. E.; HANDELMAN, S. L. e IKER, H. P. (1987).- Use and quality of bitewing films in private dental offices. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 63:249-253.
 112. KAEPLER G. DIETZ K. REINERT. (2007) .Influence of tube potential setting and dose on the visibility of lesions in intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiol.*, 36(2):75-9.
 113. KAFFE, I.; LITTNER, M. M. y KUSPET, M. E. (1984).- Densitometric evaluation of intra-oral X-ray films: Ektaspeed versus Ultraspeed. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 57:338-342.
 114. KAFFE, I.; LITTNER, M. M.; SHLEZINGER, T. y SEGAL, P. (1986).- Efficiency of the cervical lead shield during intraoral radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 62:732-6.
 115. KAFFE, I. y GRATT, B. M. (1987).- E-speed dental films processed with rapid chemistry. A comparison with D-speed film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 64: 367-372.
 116. KANTOR, M. L.; REISKIN, A. B. y LURIE, A. G. (1985).- A clinical comparison of x-ray films for detection of proximal surface caries. *J Am Dent Assoc.*, 111:967-9.
 117. KANTOR, M. L.; HUNT, R. J. y MORRIS, A. L. (1990).- An evaluation of radiographic equipment and procedures in 300 dental offices in the United States. *J Am Dent Assoc.*, 120 (5):547-550.
 118. KAPA, S. F.; TYNDALL, S. A. y OUELLETTE, T. E. (1990).- The application of added beam filtration to intraoral radiography. *Dentomaxillofa. Radiol.*, 19:67-74.
 119. KAUGERS, G. E.; BROGA, D. W. y COLLETT, W. K. (1985).- Dental radiologic survey of Virginia and Florida. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 60 (2):225-229.
 120. KIRCOS, L. T.; ANGIN, L. L. y LORTON, L. (1987).- Order of magnitude dose reduction in intra-oral radiography. *J Am Dent Assoc.*, 114: 344-348.

121. KITAGAWA, H. FARMAN, A.G. SCHEETZ, J.P. BROWN, W.P. LEWIS, J. BENEFIEL, M. KUROYANAGI, K. (2000).- Comparison of three intra-oral storage phosphor systems using subjective image quality. *Dentomaxillofac Radiol.*, 29(5):272-6.
122. KITAGAWA, H. SCHEETZ, J.P. FARMAN, A.G. (2003).- Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charge-coupled device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dentomaxillofac Radiol.*, 32(6):408-11.
123. KLEIER, D. J.; HICKS, M. J. y FLAITSZ, C. M. (1987).- A comparison of Ultraspeed and Ektaspeed dental x-ray film: in vitro study of the radiographic appearance of interproximal lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 63 (3):381-385.
124. KOGON, S. L.; STEPHENS, R. G.; REID, J. A. y MaC DONALD, J. (1985).- The effects of processing variables on the contrast of type D and type E dental film. *Dentomaxillofac Radiol.*, 14:65-8.
125. KULLENDORFF, B.; PETERSSON, K. y ROHLIN, M. (1997).- Direct digital radiography for the detection of periapical bone lesions: a clinical study. *Endod Dent Traumatol.*, 13:183-9.
126. LANG, N. P. y HILL, R. W. (1977).- Radiograph in periodontics. *J Clin Periodontol.* 4:16-28.
127. LEITZ, W. ALMEN, A. (2005).- Unsolved or unsolvable problems with diagnostic reference levels. *Radiation Protection Dosimetry.*, 114: 180-182 .
128. LEVATO, C.M. (2011).- Intraoral digital radiology: a safe, cost-efficient imaging solution. *Compend Contin Educ Dent.*, 32 Spec No 4:48-50.
129. LICHTER, A.; BEN-SHLOMO, A.; CHAI, J.; KRAVEL, A.; AMIR, J. y LEVITE, M. (2001).- Evaluation of radiation dose and radiation risk for dental patients. *Refuat Hapeh Vehashinayim.*, 18(1):23-7.
130. LITWILLER, D. (2005).- CMOS vs. CCD: Maturing Technologies, Maturing Markets. *Photonic spectra [revista en la Internet]*. [citado 2014 Oct 10]; Disponible en: <http://www.photonics.com/Article.aspx?PID=5&VID=19&IID=120&AID=22471>.
131. LUDLOW, J. B.; PLATIN, E.; DELANO, E. O. y CHIFTON, L. (1997).- The efficacy of caries detection using three conditions. *J Am Dent Assoc.*, 128:1401-8.
132. LUDLOW, J. B.; PLATIN, E. y MOL, A. (2001).- Characteristics of Kodak Insight, an F. speed intraoral film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol End.*, 91:120-129.
133. LUNDEEN, R. C. (1989).- Rectangular versus round collimation in intra-oral radiography: a volumetric perspective. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 18:93.
134. MAILLIE, H. D. y GILDA, J. E. (1993).- Radiation-induced cancer risk in radiographic cephalometry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 75(5):631-7.

135. MANOUSARIDIS, G. KOUKORAVA, C. HOURDAKIS, C.J. KAMENOPOULOU, V. YAKOUMAKIS, E. TSIKLAKIS, K. (2013).- Establishment of diagnostic reference levels for dental intraoral radiography. *Radiat Prot Dosimetry.*, 156(4):455-7.
136. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. (1999).- Radiología intraoral en odontología. Tesis de Licenciatura. Universidad de Murcia.
137. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; VELASCO, E. y JÓDAR, S. (1999a).- La protección radiológica del radiodiagnóstico dental en España. Premio al mejor póster. XXI Congreso Nacional y VIII Internacional de la SEOEPYC, Murcia, p. 72.
138. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; y VELASCO, E. (1999b).- La radiología dental intraoral en la práctica privada. XXI Congreso Nacional y VIII Internacional de la SEOEPYC, Murcia, p. 18.
139. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; JODAR, S.; ARMERO, D.; VELASCO, E SAURA, A. M. (2002a).- Tipos de película radiográfica intraoral en la práctica clínica privada en España. *Revista Europea de Odonto-Estomatología.*, 14(6):342-348.
140. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; PEREZ, L.; CHIVA, F.; JODAR-PORLAN, S.; VELASCO, E. (2002b).- Proceso de revelado radiográfico dental en la práctica clínica de la comunidad autónoma de la Región de Murcia. XXX Reunión anual del centro de estudios odonto-estomatológicos, Murcia, p.49.
141. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; PEREZ, L.; JODAR, S. y VELASCO, E. (2003).- Modificación en la actuación radiológica dental: valoración tras cuatro años de estudio. *Archivos de Odontoestomatología.* (en prensa).
142. McDAVID, W. D.; WELANDER, U.; PILLAI, B. K. y MORRIS, C. R. (1982).- The Intrex-aconstant potential X-ray unit for periapical dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 53:433-436.
143. McDONALD, J. C. F.; REID, J. y LUKE, M. (1987).- The spectral sensitivity of dental X-ray films. *Dentomaxillofac Radiol.*, 16:29-32.
144. McDONNELL, D. y PRICE, C. (1993): An evaluation of the Sens-A-Ray digital dental imaging system. *Dentomaxillofac Radiol.*, 22:121-126.
145. MACDONALD-JANKOWSKI, D.S, ORPE, E.C. (2007).- Some current legal issues that may affect oral and maxillofacial radiology. Part 2: digital monitors and cone-beam computed tomography. *J Can Dent Assoc.*, 73(6):507-11
146. MOL, A.; HACK, B.; VAN AKEN, J.; VAN STRAATEN, F. J. y VAN FOREEST, J. D. (1989).- Quality of dental radiographs. A sample from 52 general practices. *Ned. Tijdschr. Tandheelkd.*, 96 (12):580-583.
147. MOORES, B. D.; HENSAW, E. T.; WATKINSON, S. A. y PEARCY, B. J. (1987).- *Practical Guide to Quality Assurance in Medical Imaging.* Ed. John Wiley & Sons. London.

148. MOUYEN, F. Benz, C. Sonnabend, E. Lodter, J.P. (1989) Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 68(2):238-42.
149. NAIR, M. K.; LUDLOW, J. B.; TYNDAL, D. A.; PLATIN, E. y DENTON, G. (1998).- Periodontitis detection efficacy of film and digital images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 85:608-12.
150. NAIR, M. K. y NAIR, U. P. (2001).- An in-vitro evaluation of Kodak Insight and Ektaspeed Plus film with a CMOS detector for natural proximal caries: ROC analysis. *Caries Res.*, 35:354-9.
151. NAKFOOR, C. A. y BROOKS, S. L. (1992).- Compliance of Michigan dentists with radiographic safety recommendations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 73 (4): 510-513.
152. NAPIER, I. D. (1999).- Reference doses for dental radiography. *Br Dent J.*, 186 (8): 392-396.
153. NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). (1988).- Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment. Report N° 99 (Bethesda, MD: NCRP):
154. NESTBIT, S.; PLATIN, E.; PHILIPS, C. y MATTESON, S. (1995).- Comparing E- and D-speed film: the effects of various storage conditions on fogging. *JADA.*, 126:205-210.
155. NIELSEN, L.; HOERNOE, M. y WENZEL, A. (1996).- Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: an in vitro study. In *J Pediatr Den.*, 6:167-72.
156. OKANO, T.; HUANG, H. J. y NAKAMURA, T. (1985).- Diagnostic accuracy on detection of proximal enamel lesions in non-screen radiographic performance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 59: 543-547.
157. OMS (Organización Mundial de la Salud) (1984).- Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico. OMS y OPS (Organización Panamericana de Salud). Publicación Científica n° 469. Ginebra.
158. ORSINI, S.; CAMPOLEONI, M.; ROZZA, M.; CONTI, U.; LANDIN, I. A.; EULISSE, G. y BRAMBILLA, R. (1992).- The doses absorbed by the patients and the exposure of the operators in dental radiodiagnosis. *Radiol Med (Torino).*, 83 (1-2):101-105.
159. PAURAZAS, S. B.; GEIST, J. R.; PINK, F. E.; HOEN, M. M. y STEIMAN, H.R. (2002).- Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 89:356-62.

160. PFEIFFER, P.; SCHMAGE, P.; NERGIZ, I. y PLATZER, U. (2000).- Effects of different exposure values on diagnostic accuracy of digital images. *Quintessence Int.*, 31(4):257-60.
161. PITTS, N. B. y KIDD, E. A. (1992).- The prescription and timing of bitewing radiography in the diagnosis and management of dental caries: contemporary recommendations. *Br Dent J.*, 172:225-227.
162. PLATIN, E.; JANHOM, A. y TYNDALL, D. (1998).- A quantitative analysis of dental radiography quality assurance practices among North Carolina dentists. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 86(1):115-20.
163. PLATIN, E.; NESBIT, S. y LUDLOW, J. (1999): The influence of storage conditions on film characteristics of Ektaspeed plus and ultraspeed films. *JADA.*, 130:211-218.
164. PONCE, A. Z.; McDAVID, W. D.; UNDERHILL, T. E. y MORRIS, C. R. (1986).- Use of E-speed film with added filtration. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, 61:297-299.
165. PONCE, R. y GOMEZ, J. (1997).- Centros de Odontología y Estomatología. Análisis de la situación actual. Región de Murcia 1996. Serie Registro de establecimientos sanitarios nº1, Dirección General de Salud, Murcia.
166. PRESTON-MARTIN, S.; THOMAS, C. C.; WHITE, S. C. y COHEN, D. (1988).- Prior exposure to medical and dental X-ray related to tumours of the parotid gland. *J. Natl. Cancer Inst.*, 80:943-949.
167. PRESTON-MARTIN, S. y WHITE, S. C. (1990).- Brain and salivary gland tumours related to prior dental radiography: implications for current practice. *J. Am. Dent. Assoc.*, 120:151-158.
168. PRICE, C. (1986).- The effects of beam quality and optical density on image quality in dental radiography. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, 62:580-588.
169. PRICE, C. (2001).- Sensitometric evaluation of a new F-speed dental radiographic film. *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(1):29-34.
170. PURMA, L. K. ALAM, M. K. ZAM ZAM, N. M. (2013). - Cephalometric norms of Malaysian adult Chinese. *Int Med J.*, 20 (1) :87-91
171. REAL DECRETO 2519/1982 (Presid., BB.OO.E. 8.10., rect. 6.11.1982). Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizante.
172. REAL DECRETO 1132/1990 (del. Rel. Cortes. B.O.E. 18.10.1990). Sobre medidas de protección radiológica de personas bajo examen médico o tratamiento.
173. REAL DECRETO 1891/1991 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 3.1.1992). Sobre instalación y utilización de aparatos de rayos-X con fines de diagnóstico médico.
174. REAL DECRETO 53/1992 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 12.2.1992). Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes.

175. REAL DECRETO 2071/1995 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 22.12.1995). Sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico.
176. REAL DECRETO 1976/1999 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 29.1.1999). Reglamentos sobre el establecimiento de los criterios de calidad en radiodiagnóstico.
177. REAL DECRETO 783/2001 (Del Rel. Cortes, B.O.E. núm. 178. 26.7.2001). Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.
178. RICKETTS, D. N.; WHAITES, E. J.; KIDD, E. A.; BROWN, J. E. y WILSON, R. F. (1997).- An evaluation of the diagnostic yield from bitewing radiographs of small approximal and occlusal carious lesions in a low prevalence sample in vitro using different film types and speeds. *Br Dent J.* 182:51-8.
179. ROHLIN, M.; WHITE, S. C. (1992).- Comparative means of dose reduction in dental radiography. Editorial review. *Prosthodont Endodont.*, 2:1-9.
180. ROTHE, V. W. (1975).- Radiation protection in intra-oral dental radiography. *Stomatol. DDR.*, 25 (1):43-47.
181. RUSHTON, V. E. (1992).- A comparative Study of Five Periapical Radiographic Techniques in General Dental Practice, Tesis Doctoral (resumen), Universidad de Manchester.
182. RUSHTON, V. E. y HORNER, K. (1995).- The impact of quality control on radiography in general dental practice. *Br Dent J.*, 7:179 (7):254-261.
183. RUSHTON, V. E. ; HORNER, K ; WORTHINGTON, H. V. (1999).- The quality of panoramic radiographs in a sample of general dental practices. *Br Dent J.*, 12: 630-3.
184. SALT, L. y WHAITES, E. J. (2002).- Survey of dental radiographic services in private dental clinics in Damascus, Syria. *Dentomaxillofac Radiol.*, 31(2):100-5.
185. SANDERINK, G.C. MILES, D.A. (2000).- Intraoral detectors. CCD, CMOS, TFT, and other devices. *Dent Clin North Am.*, 44(2):249-55, v.
186. SANDERINK, G. C. H. (2003).- Intra-oral and extra-oral digital imaging: an overview of factors relevant to detector design. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section A - Accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment.*, 409: 256-261.
187. SEFM. (2002).- Protocolo español de control de calidad y radiodiagnóstico (Aspectos técnicos, Revisión 1), borrador 4.
188. SEWERIN, I. (1986).- Annual number of intraoral radiographs in Demark and other countries. *Community Dent Oral Epidemiol.*, 14:123.
189. SIKORSKI, P. A. y TAYLOR, K. W. (1984).- The effectiveness of the thyroid shield in dental radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 58:225-36.
190. SMITH, N. J. D. (1992).- Selection criteria for dental radiography. *Br Dent J.*, 173:120-121.

191. SMITH, N. J. D.; TODD, J.; BARSAM, S. y McCARTHY, R. (1993).- Assessment of the quality of panoramic radiographs taken in general dental practice. *J Dent Res.*, 72:712.
192. SPELT, van der P.F. (1996).- Radiation protection and quality assurance in dental radiography. A treatise from de European Community. *Rev Belge Med Dent.*, 51:111-122.
193. STENSTROM, B.; BERGMAN, K.; BLOMGREN, P. G. y HENRIKSON, C. O. (1988).- Collective dose to the Swedish population from intraoral radiography. *Swed Dent J.*, 2:17-25.
194. STENSTROM, B.; HENRIKSON, C.O.; HOLM, B. y RICHTER, S. (1986).- Absorbed doses from intraoral radiography with special emphasis on collimation dimensions. *Swed Dent. J.*, 10:59-71.
195. SVENSON, B. y PETERSSON, A. (1989).- Accuracy of radiographic caries diagnosis using different X-ray generators. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 18: 68-71.
196. SVENSON, B.; LINDVALL, A. M. y GRONDAHL, H. G. (1993).- A comparison of a new dental X-ray film, Agfa Gevaert Dentus M4, with Kodak Ektaspeed and Ultraspeed. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 22:7-12.
197. SVENSON, B. y ERIKSSON, T. (1994).- Image quality of intraoral radiographs used by general practitioners in prosthodontic treatment planning. *Dentomaxillofac Radiol.*, 23(1):46-8.
198. SVENSON, B. y PETERSSON, A. (1995).- Questionnaire survey on the use of dental X-rays film and equipment among general practitioners in the Swedish Public Dental Health Service. *Acta Odontol., scand.*, 53:230-235.
199. SVENSON, B.; SODERFELDT, B. y GRONDAHL, H. G. (1996).- Attitudes of Swedish dentists of the choice of dental X-ray film and collimator for oral radiology. *Dentomaxillofac Radiol.*, 25 (3):157-161.
200. SVENSON, B.; WELANDER, U.; SHI, X-Q.; STAMATAKIS, H. y TRONJE, G. (1997a).- A sensitometric comparison of four dental x-ray films and their diagnostic accuracy. *Dentomaxillofac Radiol.*, 6:230-5.
201. SVENSON, G.; SODERFELDT, B. y GRONDAHL, H. (1997b).- Knowledge of oral radiology among Swedish dentists. *Dentomaxillofac Radiol.*, 26 (4):219-224.
202. SVENSON, B.; GRONDAHL, H. G. y SODERFELDT, B. (1998).- A logistic regression model for analyzing the relation between dentists' attitudes, behavior, and knowledge in oral radiology. *Acta Odontol Scand.*, 56 (4):215-219.
203. SYRIOPOULOS, K.; VELDEERS, X.L.; SANDERINK, G.C.; VAN DER SPELT, P.F.; VAN GINKEL, F.C.; TSIKLAK, K. (1998).- Mail survey of dental radiographic techniques and radiation doses in Greece. *Dentomaxillofac Radiol.*, 27(6):321-8.
204. SYRIOPOULOS, K.; VELDEERS, X. L. ; SANDERINK, G. C. y VAN DER SPELT, P. F. (2001).- Sensitometric and clinical evaluation of a new F-speed dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(1):40-4.

205. SZYMKOWIAK, L. E.; SARLL, D. W. y HORNER, K. (1995).- Some factors affecting the standards of radiography in general dental practice. *Br Dent J.*, 179(5):168-74.
206. THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGY (1996).- *Clinical Audit in Radiology*. Editores Godwin. R. ; De Lacey, G. Y Manhire, A.
207. TJELMELAND, E. M.; MOORE, W.S. ; HERMESCH, C. B. y BUIKEMA, D. J. (1998).- A perceptibility curve comparison of Ultra-speed and Ektaspeed Plus films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 85:485-488.
208. TUCHYNA, T.; WILKINSON, S. y JACOB, C. S. (2002).- Compliance testing of medical diagnostic x-ray equipment: three years' experience at a major teaching hospital in Western Australia. *Australas Phys Eng Sci Med.*, 25(1):22-30.
209. THUNTHY, K. H. y MANSON-HING, L. R. (1978).- Effect of mAs and kVp on resolution and on image contrast. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*- 46:454-561.
210. THUNTHY, K. H. y WEINBERG, R. (1995).- Sensitometric comparison of Kodak Ektaspeed Plus, Ektaspeed and Ultraspeed dental films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 79:114-6.
211. UNE (Norma Española) (1989). *Sistemas de Calidad. Modelo para el aseguramiento de la calidad en el diseño/desarrollo, la producción, la instalación y el servicio postventa*. UNE 66-901-89, (Asociación Española de Normalización y Certificación). Madrid.
212. VANDENBERGHE, B. JACOBS, R. BOSMANS, H. (2010).- Modern dental imaging: a review of the current technology and clinical applications in dental practice. *Eur Radiol.*,20(11):2637-55
213. VAN DER STELT PF. (2000)- Principles of digital imaging. *Dent Clin North Am.*, 44(2):237-48.
214. VAN DER STELT PF. (2005).- Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *J Am Dent Assoc.*, 136(10):1379-87.
215. VAÑO, E.; TOBARRA, B. y BEZARES, M. (2000).- Los datos de las exposiciones médicas en España para el informe UNSCEAR 2000. *Revista de Física Médica.*, 1:51-60.
216. VAÑO, E. (2001).- Las exposiciones médicas en UNSCEAR 2000 y los datos del Comité Español. *Radioprotección.*, 30(9):14-19.
217. VEGH, T. y PATAKY, L. (1993).- Quality control of dental radiography. *Fogorv Sz.*, 86(7):239-241.
218. VERDONSCHOT, E. H. y DUIJSINGS, J. H. (2001).- New film for intraoral radiography. *Ned Tijdschr Tandheelkd.*, 108(4):142-4.
219. WAGGONER, W. F. y ASHTON, J. J. (1988).- A comparison of Kodak D-speed and E-speed X-ray film in detection of proximal caries. *J Dent Child.*, 55: 459-462.

220. WAGGONER, W. F. y ASHTON, J. J. (1989).- Predictability of cavitation base upon radiographic observation: comparison of two film types, *Quint. Int.*, 20:55-60.
221. WALKER, A.; HORNER, K. ; CZAJKA, J. y SHEARER, A. C. (1991).- Quantitative assessment of a new dental imaging system. *Br J Radiol.*, 64:529-536.
222. WALL, B. F.; FISHER, E. S. y PAYNTER. (1979).- Doses to patients from pantomographic and conventional dental radiography. *Br J Radiol.*, 52:727-734.
223. WALL, B. F. y KENDALL, G. M. (1983).- Collective doses and risks from dental radiology in Great Britain. *Br J Radiol.*, 56:511-516.
224. WALL BF. (1998).- Diagnostic reference levels including patient dosimetry, Implementation of the Medical Exposure Directive European Commission. *Radiation Protection.*, 102.
225. WALL, B. F (2005).- Implementation of DRLs in the UK. *Radiat Prot Dosimetry.*, 114: 183-187.
226. WEBBER, R. L.; BENTON, P. A. y RYGE, G. (1968).- Diagnostic variations in radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 26:800-809.
227. WENZEL, A. HINTZE, H. MIKKELSEN, L. MOUYEN, F. (1991).- Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth. A comparison of conventional film radiographs, digitized film radiographs, and RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 72(5):621-6
228. WENZEL, A. GRÖNDAHL, H.G. (1995).- Direct digital radiography in the dental office. *Int Dent J.*, 45(1):27-34.
229. WENZEL, A. y MOYSTAD, A. (2001).- Experience of Norwegian general dental practitioners with solid state and storage phosphor detectors *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(4):203-8.
230. WENZEL, A. y MOYSTAD, A. (2001).- Decisión criteria and characteristics of Norwegian general dental practitioners selecting digital radiography. *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(4):197-202.
231. WHITE, S. C. y ROSE, T.C. (1979).- Absorbed bone marrow dose in certain dental radiographic techniques. *J Am Dent Assoc.*, 98:553-558.
232. WHITE, S. C.; GRATT, B. y HOLLENDER, L. (1984).- Comparison of xeroradiographs and film for detection of calculus. *Dentomaxillofac Radiol.*, 13:39-43.
233. WHITE, S. C. (1992).- Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol.*, 21:118-126.

234. WHITE, C.; HESLOP, E. V.; HOLLENDER, L. G. et al. (2001).- Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 91(5):498-511.
235. WINKLER, K. G. (1968).- Influence of rectangular collimation and intra-oral shielding on radiation dose in dental radiography. *J Am Dent Assoc.*, 77 95-101.
236. WONG, A.; MONSOUR, P. A.; MOULE, A. J. y BASFORD, K. E. (2002).- A comparison of Kodak Ultraspeed and Ektaspeed plus dental X-ray films for the detection of dental caries. *Aust Dent J.*, 47(1):27-9.
237. WOOD, R. E.; HARRIS, A. M. P.; VAN DER MERWE, E. J. y NORTJE, C. J. (1991).- The leaded apron revisited: does it reduce gonadal radiation dose in dental radiology?. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 71:642-646.
238. YAKOUMAKIS, E. N.; TIERRIS, C. E.; STEFANOY, E. P.; PHHHANOURAKIS, I. G.; OROUKAKIS, C. C. (2001).- Image quality assessment and radiation doses in intraoral radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 91:362-8.
239. ZHANG, G.; YASUHIKO, O. y HIDEGIKO, Y. (1999).- Absorbed doses to critical organs from full mouth dental radiography. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.*, 34(1):5-8.

VIII. ANEXOS

ANEXO 1

Informe de control de calidad

CLINICA DENTAL

**REVISIÓN INICIAL - ANUAL DE LA INSTALACIÓN
DE RADIODIAGNÓSTICO DENTAL
CONTROL DE CALIDAD Y VERIFICACIÓN
DE NIVELES DE RADIACIÓN
22-ene-08
Nº DE INFORME: 1000S1T12008.QA1**

DATOS IDENTIFICATIVOS**Instalación:** CLINICA DENTAL**Titular:** UNIVERSIDAD DE MURCIA**C.I.F.:** B-0000000000**Dirección:** FACULTAD DE MEDICINA**Localidad:** CAMPUS DEL ESPINARDO C.P: 30100 MURCIA**Tfno.:** 968 30 00 00**Nº registro:****Actividad:** RADIODIAGNÓSTICO DENTAL**Unidad de protección radiológica:****Denominación:** ASIGMA S.A.**Dirección:** Avda Venecia nº 21 local E. Urb Los Pinos PL RD STA ANA CARTAGENA 30319**Tfno.:** 968 50 10 00**Autorización:** CSN/01/UTPR/RXM/MU-001/93**Jefe de P.R.:** D. ESTEBAN VELASCO HIDALGO**Revisión de la instalación:****Tipo de revisión:** INICIAL - ANUAL**Fecha ejecución:** 22-ene-08**Personal Técnico:** D. FRANCISCO VELASCO HIDALGO**Equipos de medida:**MULTIMETRO UNFORS Xi
CAMARA DE IONIZACION VICTOREEN 450P

El control de calidad se ha realizado siguiendo el Protocolo Español sobre los Aspectos Técnicos del Control de Calidad en Radiodiagnóstico, el Anexo III del Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico y otras normas internacionales.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA***Protecciones disponibles en la sala***

Delantales plomados (n°): 1

Ubicación: INTERIOR SALA

Protectores de tiroides (n°): 0

Ubicación:

Otros:

Ubicación:

Valoración: Aceptable***Señalización de áreas***

Se dispone de la señalización de áreas preceptiva

Se dispone de cartel de aviso a embarazadas

Valoración: Aceptable***Diario de operaciones***

Se dispone de diario de operaciones que se cumplimenta habitualmente.

Valoración: Aceptable***Normas de trabajo y reglamento de funcionamiento***

Se dispone de reglamento de funcionamiento.

Valoración: Aceptable**VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL*****Resultados de las medidas y estimación de dosis.***

PUNTO DE MEDIDA EN EL PLANO	TASA DE DOSIS ($\mu\text{Sv/h}$)	DOSIS ESTIMADA mSv/año	LIMITE ANUAL mSv/año
1 PUESTO DE DISPARO	43	0,0191	1
2 PUERTA DE ACCESO	340	0,1511	1
3 PASILLO	40	0,0044	1
4 DESPACHO	0,8	0,0004	1
5 GABINETE 2	0,5	0,0002	1

NOTA: VER PLANO EN EL ANEXO

Resultado: Aceptable

CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO DE RAYOS X***Identificación del equipo de rayos X***

TIPO: Equipo fijo
SALA DE UBICACIÓN: S1 (GABINETE 1)

MARCA: GENDEX **KILOVOLTAJE:** 65
MODELO: ORALIX AC **INTENSIDAD:** 7,5
N° SERIE: 05051705/0501190 **FILTRACION (mm Al):** 2,0

TEMPORIZADOR:

AUTOMÁTICO Posición habitual del selector de sensibilidades: RVG

TIEMPOS DE EXPOSICIÓN UTILIZADOS (segundos):

MOLAR SUPERIOR ADULTO: 0,32 **INCISIVO SUPERIOR ADULTO:** 0,26
MOLAR INFERIOR ADULTO: 0,2 **INCISIVO INFERIOR ADULTO:** 0,12

PUESTO DE DISPARO HABITUAL:

SITUADO FUERA DE LA SALA

SEÑAL LUMINOSA: CORRECTA

SEÑAL ACÚSTICA: CORRECTA

Parámetros geométricos***Mínima distancia foco - piel***

Tensión de pico del equipo (kV): 65
Distancia nominal foco-piel (cm): 20
Distancia medida (cm): 20 **Tolerancia:** ≥ 20 cm

Resultado: **Acceptable**

Tamaño del campo en el extremo del localizador

Dimensiones nominales del campo de radiación (mm): 60
Tamaño del campo de radiación: 60 **Tolerancia:** ≤ 60 mm

Resultado: **Acceptable**

Tiempos de exposición

Exactitud

t seleccionado	0,64	0,64	0,64	0,64	0,64	0,12	0,16	0,2	0,26	0,32	0,4	0,5	0,64
t medido	0,644	0,644	0,662	0,644	0,644	0,123	0,164	0,203	0,264	0,341	0,422	0,504	0,644
Error (%)	6,9	0,6	3,4	0,6	0,6	2,5	2,5	1,5	1,5	6,6	5,5	0,8	0,6

Tiempo de referencia: **0,64 s.**Exactitud: **1,188 %**

Tolerancia: <20%

Resultado: Dentro tolerancia

Reproducibilidad

Técnica	Tiempos medidos
kV: 65	0,644
mA: 7,5	0,644
t(s): 0,64	0,662
mAs: 4,8	0,644
	0,644

Reproducibilidad (%): **2,22** Tol.: <10%Reproducibilidad (DE/media): **0,01** Tol.: <0,1**Resultado: Dentro tolerancia**

Rendimientos

Dosis de referencia

Tipo de generador: Monofásico
 Distancia foco-detector (cm): 35
 Kilovoltios reales medidos: 60,56
 mAs seleccionados: 4,8
 mGy medidos: 1,401

Rendimiento del tubo a 1m del foco

Con tiempos nominales: **35,8 μ Gy/mAs**
 Con tiempos medidos: **35,3 μ Gy/mAs**

Tolerancia: entre 30-80 μ Gy/mAs**Resultado: Dentro tolerancia**

Reproducibilidad

Técnica	mGy medidos
kV: 65	1,404
mA: 7,5	1,406
t(s): 0,64	1,411
mAs: 4,8	1,402
	1,384

Reproducibilidad (%): **1,24** Tol.: <10%Reproducibilidad (DE/media): **0,01** Tol.: <0,1**Resultado: Dentro tolerancia**

Linealidad

Variación máxima (%): 6,409

Coeficiente de linealidad: 0,017

Tolerancia: <20% / <0,1

Resultado: Dentro tolerancia

Calidad del haz

Kilovoltios reales de disparo

Valor medio medido: 60,56 kV Para un tiempo de referencia de 0,64 segundos
Tolerancia: >50

Resultado: Dentro tolerancia

Capa hemirreductora. Filtración total

Kilovoltios medidos: 60,6 Kv Filtración total: 2,09 + /-0,3 mm Al
Capa hemirreductora: 2,0 mm Al Tolerancia (mm Al): > 1,5

Resultado: Dentro tolerancia

Calibración de la escala de tensiones (exactitud de los kV)

kVseleccionado	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65
kV medido	60,6	60,5	60,5	60,7	60,5	62	61,5	61,2	61,5	60,7	60,8	60,9	60,6
Error (%)	-6,8	-6,9	-6,9	-6,6	-6,9	-4,6	-5,4	-5,8	-5,4	-6,6	-6,5	-6,3	-6,8

Tolerancia: <10%

Resultado: Dentro tolerancia

Reproducibilidad del kilovoltaje

	Técnica	kV medidos
kV:	65	60,6
mA:	7,5	60,5
t(s):	0,64	60,5
mAs:	4,8	60,7
		60,5

Reproducibilidad (%): **0,23** Tol.: <10%

Reproducibilidad (DE/media): **0,00** Tol.: <0,1

Resultado: Dentro tolerancia

Radiación de fuga

Tasa de dosis máxima medida a 1 m.: 30 µGy/h
Valor estimado de la radiación de fuga: 0,03 mGy/h a 1m.

Se ha considerado que el tubo soporta una carga máxima sobredimensionada de 400 mAmin

Tolerancia: <0,25 mGy/h

Resultado: Dentro de tolerancia

CONTROL DE CALIDAD DE LA CADENA DE IMAGEN

Sistema de revelado

Procesado manual en cubeta.

El sistema garantiza la correcta manipulación de las películas evitando el riesgo de velado.
 Método de revelado por tiempos. Tiempo de revelador: 2 min.; fijador: 2 min.; lavado: 1 min.
 No se dispone de control de temperatura en el revelado

Resultado: Acceptable

Líquidos de revelado

El cambio de líquidos de revelado se realiza con periodicidad semanal.
 La preparación de los líquidos de revelado se realiza siguiendo las recomendaciones del fabricante

Resultado: Acceptable

Película utilizada

Marca: KODAK **Modelo:** INSIGHT
Almacenada: fuera de la sala con climatización **Nivel de radiación:** 0,3 microSv/h

Resultado: Acceptable

Negatoscopio y sala de lectura.

Identificación: N1
Situación: GABINETE
Descripción: Negatoscopio de pared, de 1 cuerpo y tubos lineales.
Inspección visual: Correcto.

	BRILLO cd/m2	UNIFORMIDAD %	UNIFORMIDAD ENTRE CUERPOS %
CUERPO 1	1718,87	3,51	

Tolerancias: >1700cd/m2 <30%
Iluminación ambiental: 5 Lux **Tolerancia:** <50 Lux

Valoración: Acceptable

DOSIS A PACIENTES EN CONDICIONES ESTÁNDAR**Condiciones técnicas de las exposiciones:**

Distancia foco - piel (cm): 20 *Película utilizada:* KODAK INSIGHT
Tamaño del campo: 60 *Sistema de revelado:* Procesado manual en cubeta.

Exploración considerada	Técnica			Dosis superficie a la entrada (mGy)
	kV	mA	t (s)	
Periapical molar superior adulto	65	7,5	0,32	2,3
Periapical molar inferior adulto	65	7,5	0,2	1,3
Periapical incisivo superior adulto	65	7,5	0,26	1,8
Periapical incisivo inferior adulto	65	7,5	0,12	0,8

Valor de referencia: 7 mGy

Resultado: *Acceptable***RESULTADOS Y CONCLUSIONES**

Protección radiológica	
<i>Protectores disponibles en la instalación</i>	Acceptable
<i>Señalización de áreas</i>	Acceptable
<i>Diario de operaciones</i>	Acceptable
<i>Normas de trabajo y reglamento de funcionamiento</i>	Acceptable
Vigilancia radiológica ambiental	Acceptable
Control de calidad del equipo de rayos X	
PARÁMETROS GEOMÉTRICOS	
<i>Mínima distancia foco - piel</i>	Acceptable
<i>Tamaño del campo en el extremo del localizador</i>	Acceptable
TIEMPOS DE EXPOSICIÓN	
<i>Exactitud</i>	Dentro tolerancia
<i>Reproducibilidad</i>	Dentro tolerancia
RENDIMIENTOS	
<i>Dosis de referencia</i>	Dentro tolerancia
<i>Reproducibilidad</i>	Dentro tolerancia
<i>Linealidad</i>	Dentro tolerancia
CALIDAD DEL HAZ	
<i>Kilovoltajes reales de disparo</i>	Dentro tolerancia
<i>Capa hemirreductora. Filtración total</i>	Dentro tolerancia
<i>Calibración de la escala de tensiones (exactitud de los kV)</i>	Dentro tolerancia
<i>Reproducibilidad del kilovoltaje</i>	Dentro tolerancia
RADIACIÓN DE FUGA	Dentro de tolerancia
Control de calidad de la cadena de imagen	
<i>Sistema de revelado</i>	Acceptable
<i>Líquidos de revelado</i>	Acceptable
<i>Película utilizada</i>	Acceptable
<i>Negatoscopios y sala de lectura</i>	Acceptable
Dosis a pacientes en condiciones estándar	Acceptable

Conclusiones y recomendaciones

La revisión de la instalación y el control de calidad del equipamiento son satisfactorios; en caso de detectar alguna anomalía, o producirse cualquier variación que pueda afectar a la calidad de las imágenes o a las dosis impartidas, no olvide llamarnos.

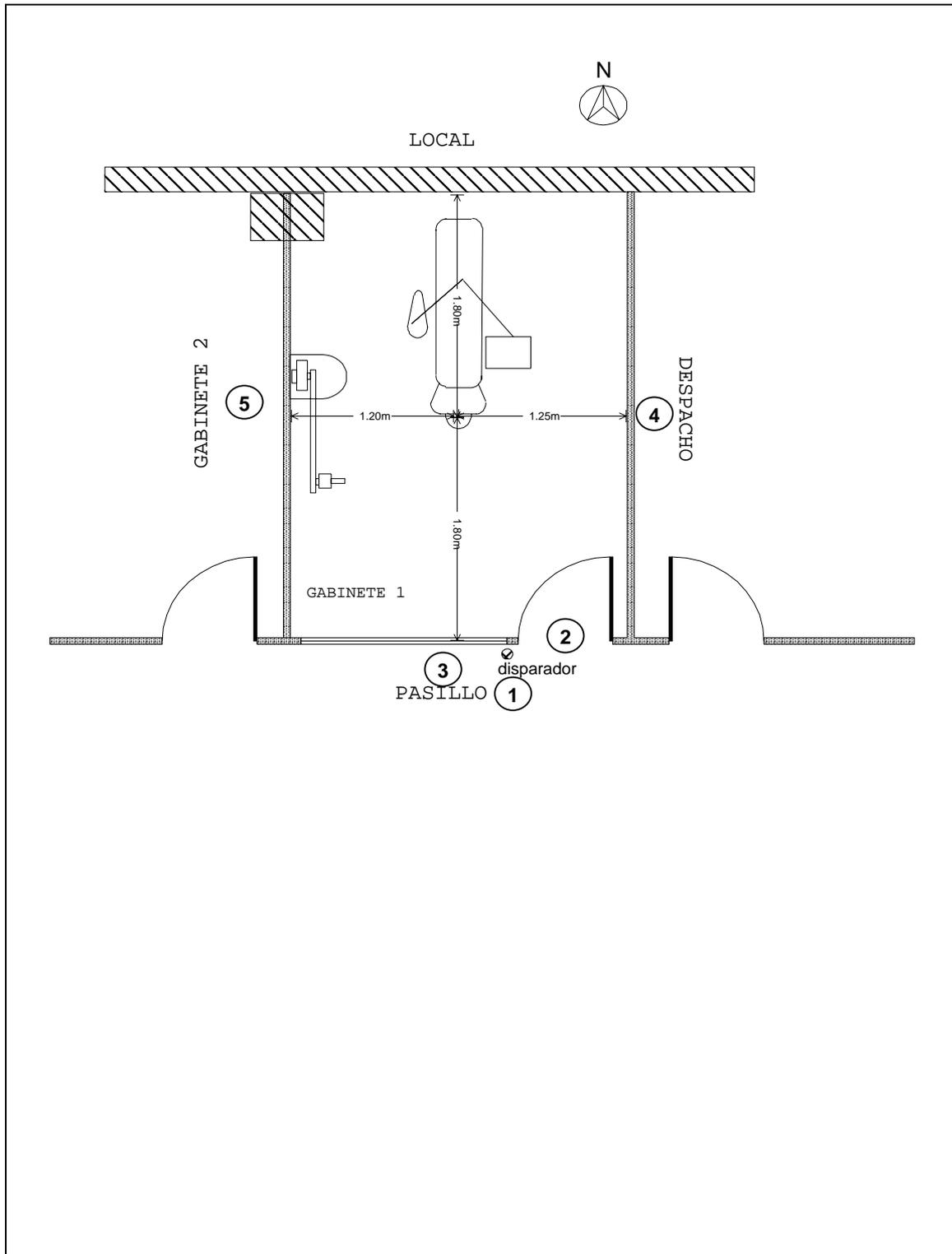
En base a los resultados obtenidos no se detectan anomalías importantes en el funcionamiento normal del equipo de rayos X. Los resultados obtenidos se anotan en el presente informe y servirán como referencia para controles posteriores.

Para cualquier aclaración o consulta, póngase en contacto con ASIGMA S.A.

(Tf.: 968-50 10 00 Fax.: 968-50 10 26)

ANEXO

Plano de la sala y puntos de medida de los niveles de radiación



ESTADO DE REFERENCIA DEL EQUIPAMIENTO

Instalación: CLINICA DENTAL

Titular: UNIVERSIDAD DE MURCIA
C.I.F.: B-0000000000
Dirección: FACULTAD DE MEDICINA
Localidad: CAMPUS DEL ESPINARDO C.P: 30100
Tfno.: 968 30 00 00
Nº registro:
Actividad: Radiología dental convencional

Identificación del equipo de rayos X

TIPO: Equipo fijo IDENTIFICACIÓN SALA: S1 (GABINETE 1)
MARCA: GENDEX KILOVOLTAJE: 65
MODELO: ORALIX AC INTENSIDAD: 7,5
Nº SERIE: 05051705/0501190 FILTRACION (mm Al): 2

PARÁMETROS Y VALORES DE REFERENCIA

***Mínima distancia foco - piel**

Tensión de pico del equipo (kV): 65
Distancia nominal foco-piel (cm): 20
Distancia medida (cm): 20

***Tamaño del campo en el extremo del localizador**

Dimensiones nominales del campo de radiación (mm): 60
Tamaño del campo de radiación (mm): 60

***Exactitud de los tiempos de exposición**

t sel.	0,64	0,64	0,64	0,64	0,64	0,12	0,16	0,2	0,26	0,32	0,4	0,5	0,64
t med	0,644	0,644	0,662	0,644	0,644	0,123	0,164	0,203	0,264	0,341	0,422	0,504	0,644
	0,63	0,63	3,44	0,63	0,63	2,50	2,50	1,50	1,54	6,56	5,50	0,80	0,63

Tiempo de referencia: 0,64 s. Exactitud: 1,19 %

***Reproducibilidad de los tiempos de exposición**

Técnica	Tiempos medidos
kV: 65	0,644
mA: 7,5	0,644
t(s): 0,64	0,662
mAs: 4,8	0,644
	0,644

Reproducibilidad (%): 2,22

Reproducibilidad (DE/media): 0,01

***Dosis de referencia**

Tipo de generador: Monofásico
Distancia foco-detector (cm): 35
Kilovoltios reales medidos: 60,56
mAs seleccionado: 4,8
mGy medidos: 1,401

Rendimiento del tubo a 1m del foco

Con tiempos nominales: 35,8 µGy/mAs
Con tiempos medidos: 35,3 µGy/mAs

***Reproducibilidad del rendimiento**

Técnica	mGy medidos
kV: 65	1,404
mA: 7,5	1,406
t(s): 0,64	1,411
mAs: 4,8	1,402
	1,384

Reproducibilidad (%): 1,24

Reproducibilidad (DE/media): 0,01

***Linealidad del rendimiento**

Variación máxima (%): 6,409 **Coef. Linealidad**: 0,017

***Kilovoltios reales de disparo**

Valor medio medido: 60,56 kV Para un tiempo de referencia de 0,64 segundos

***Capa hemirreductora. Filtración total**

Capa hemirreductora: 2,0 mm Al
Filtración total: 2,09 +/-0,3 mm Al

***Calibración de la escala de tensiones (exactitud de los kV)**

kV sel.	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65	65
kVmed	60,6	60,5	60,5	60,7	60,5	62	61,5	61,2	61,5	60,7	60,8	60,9	60,6
Error	-6,77	-6,92	-6,92	-6,62	-6,92	-4,62	-5,38	-5,85	-5,38	-6,62	-6,46	-6,31	-6,77

***Reproducibilidad del kilovoltaje**

Técnica	kV medidos
kV: 65	60,6
mA: 7,5	60,5
t(s): 0,64	60,5
mAs: 4,8	60,7
	60,5

Reproducibilidad (%): 0,23

Reproducibilidad (DE/media): 0,00

***Radiación de fuga**

Tasa de dosis máxima medida a 1 m.: 30 µGy/h
 Valor estimado de la radiación de fuga: 0,031 mGy/h a 1m.

***Negatoscopio y sala de lectura.**

Identificación: N1 Situación: GABINETE
Descripción: Negatoscopio de pared, de 1 cuerpo y tubos lineales.
Inspección visual: Correcto.

	BRILLO cd/m2	UNIFORMIDAD %	UNIFORMIDAD ENTRE CUERPOS %
CUERPO 1	1719	3,51	

HOJA RESUMEN CONSEJO SEGURIDAD NUCLEAR

1. IDENTIFICACION DE LA INSTALACION

DENOMINACION:	<u>CLINICA DENTAL</u>
TITULAR	<u>UNIVERSIDAD DE MURCIA</u>
DIRECCION	<u>FACULTAD DE MEDICINA</u>
LOCALIDAD:	<u>30100 CAMPUS DEL ESPINARDO</u>
PROVINCIA:	<u>MURCIA</u>

2. IDENTIFICACION DEL EQUIPO

Sala	S1 (GABINETE 1)	Actividad: Radiología dental convencional
Equipo de rayos	MARCA: GENDEX	kVp: 65
	MODELO: ORALIX AC	mA: 7,5
	Nº SERIE: 05051705/0501190	FILT.(mm Al): 2

RESUMEN DE RESULTADOS

PROTECCION RADIOLOGICA	
Protectores disponibles en la instalación	Acceptable
Señalización de áreas	Acceptable
Diario de operaciones	Acceptable
Normas de trabajo y reglamento de funcionamiento	Acceptable
VIGILANCIA RADIOLOGICA AMBIENTAL	Acceptable
CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO DE RAYOS X	
PARAMETROS GEOMETRICOS	
Mínima distancia foco - piel	Acceptable
Tamaño del campo en el extremo del localizador	Acceptable
TIEMPOS DE EXPOSICION	
Exactitud	Dentro tolerancia
Reproducibilidad	Dentro tolerancia
RENDIMIENTOS	
Dosis de referencia	Dentro tolerancia
Reproducibilidad	Dentro tolerancia
Linealidad	Dentro tolerancia
CALIDAD DEL HAZ	
Kilovoltajes reales de disparo	Dentro tolerancia
Capa hemirreductora. Filtración total	Dentro tolerancia
Calibración de la escala de tensiones (exactitud de los kV)	Dentro tolerancia
Reproducibilidad del kilovoltaje	Dentro tolerancia
RADIACION DE FUGA	Dentro de tolerancia
CONTROL DE CALIDAD DE LA CADENA DE IMAGEN	
Sistema de revelado	Acceptable
Líquidos de revelado	Acceptable
Película utilizada	Acceptable
Negatoscopios y sala de lectura	Acceptable
DOSIS A PACIENTE ESTANDAR	Acceptable

La revisión de la instalación y el control de calidad del equipamiento son satisfactorios; en caso de detectar alguna anomalía, o producirse cualquier variación que pueda afectar a la calidad de las imágenes o a las dosis impartidas, no olvide llamarnos.

En base a los resultados obtenidos no se detectan anomalías importantes en el funcionamiento normal del equipo de rayos X. Los resultados obtenidos se anotan en el presente informe y servirán como referencia para controles posteriores.

UNIDAD TECNICA DE PROTECCION RADIOLOGICA

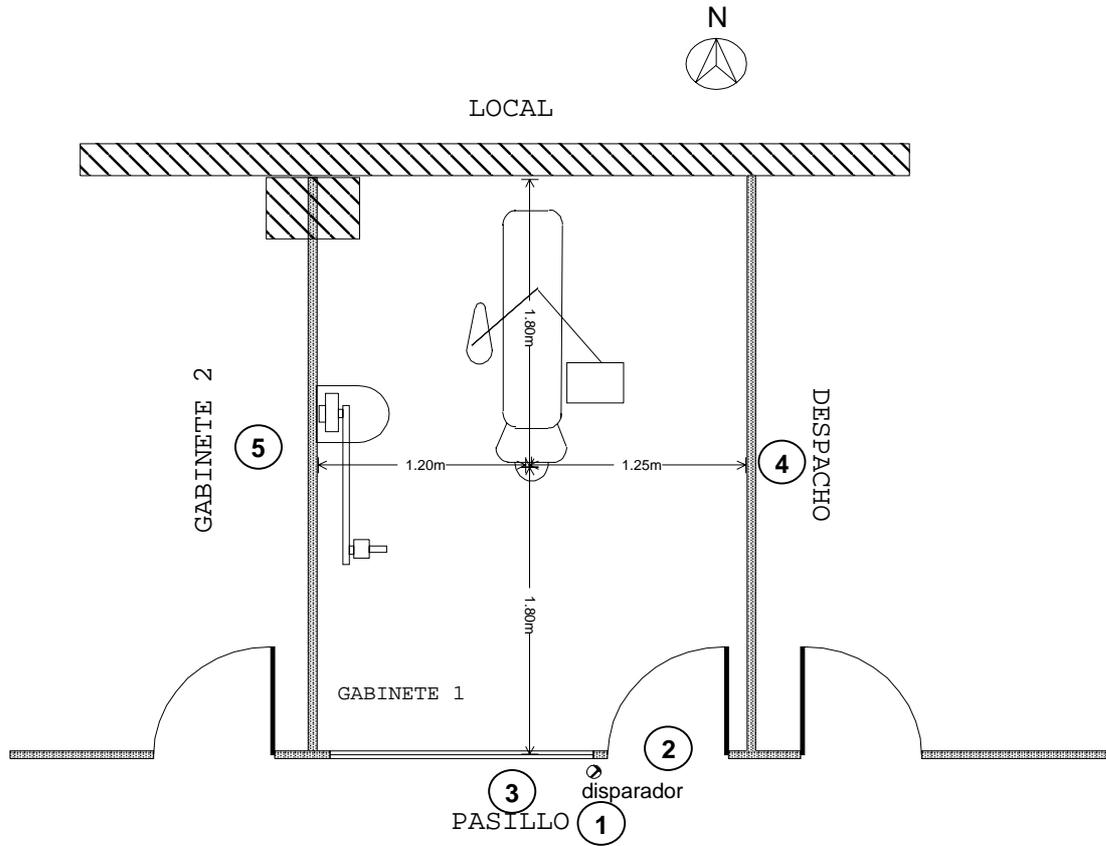
Denominación: Asesoría Servicios de Ingeniería y Gestión Medioambiental, S.A.
Dirección: Avda Venecia nº 21 local E. Urb Los Pinos PL RD STA ANA CARTAGENA 30319
Tfno.: 968 50 10 00
Autorización: CSN/01/UTPR/RXM/MU-001/93
Jefe de P.R.: D. Esteban Velasco Hidalgo
Técnico: D. FRANCISCO VELASCO HIDALGO

Fecha de realización del control: 22-ene-08 N° DE INFORME: 1000S1T12008.QA1

3. VIGILANCIA RADIOLOGICA AMBIENTAL

PUNTO DE MEDIDA EN EL PLANO	TASA DE DOSIS ($\mu\text{Sv/h}$)	DOSIS ESTIMADA mSv/año	LIMITE ANUAL mSv/año
1 PUESTO DE DISPARO	43	0,0191	1
2 PUERTA DE ACCESO	340	0,1511	1
3 PASILLO	40	0,0044	1
4 DESPACHO	0,8	0,0004	1
5 GABINETE 2	0,5	0,0002	1

Plano de la sala y puntos de medida de los niveles de radiación



**Publicaciones del doctorando
relacionadas con su Memoria de Tesis**

Producción científica del doctorando sobre el tema presentado en su tesis doctoral.**Artículos científicos**

AUTORES/AS (p.o. de firma): Alcaraz-Baños M, Parra-Pérez C, Armero-Barranco D, **Velasco-Hidalgo F**, Velasco-Hidalgo E.

TÍTULO: [Changes in radiological protection and quality control in Spanish dental installations: 1996-2003.](#)

REF. REVISTA/LIBRO: **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**. 2009 Oct 1;14(10):e499-505.

AUTORES/AS (p.o. de firma): Alcaraz M, Velasco E, Martínez-Beneyto Y, **Velasco F**, Armero D, Parra C, Canteras M.

TÍTULO: [The status of Spain's dental practice following the European Union directive concerning radiological installations: 11 years on \(1996-2007\).](#)

REF. REVISTA/LIBRO: **Dentomaxillofac Radiol**. 2010 Dec;39(8):468-74.

AUTORES/AS (p.o. de firma): Alcaraz M, Velasco E, Martínez-Beneyto Y, **Velasco F**, Armero D, Parra C, Canteras M.

TÍTULO: [The status of Spain's dental practice following the European Union directive concerning radiological installations: 11 years on \(1996-2007\).](#)

REF. REVISTA/LIBRO: **Dentomaxillofac Radiol**. 2010 Dec;39(8):468-74

AUTORES/AS (p.o. de firma): Alcaraz M, Velasco E, Martínez-Beneyto Y, **Velasco F**, Parra C, Canteras M.

TÍTULO: [Diagnostic reference levels in intraoral radiology: from the laboratory to clinical practice.](#)

REF. REVISTA/LIBRO: **Radiat Prot Dosimetry**. 2010;140(4):391-5

AUTORES/AS (p.o. de firma): Alcaraz M, **Velasco F**, Martínez-Beneyto Y, Alcaraz-Saura M, Velasco E, Achel GD, Canteras M.

TÍTULO: [Evolution of diagnostic reference levels in Spanish intraoral radiology.](#)

REF. REVISTA/LIBRO: **Radiat Prot Dosimetry**. 2012 Aug;151(1):166-71.

En Revisión:

AUTORES/AS (p.o. de firma): Alcaraz M, **Velasco F**, Olivares A, Velasco E and Canteras M

TÍTULO: [Dose reference levels in spanish intraoral dental radiology: stabilization of the incorporation of digital systems in dental clinical practices.](#)

REF. REVISTA/LIBRO: **Radiat Prot Dosimetry** (en revisión RPD-15-0247.R1)

Comunicaciones científicas

AUTORES/AS: Alcaraz M., Parra C., Velasco E., **Velasco F.**, Armero D., Martínez-Beneyto Y, Alcaraz-Saura M. y Martínez García Cervantes A..

TÍTULO: ¿ES VERDAD QUE REDUCEN LA DOSIS DE RADIACIÓN ADMINISTRADA AL PACIENTE LAS PELÍCULAS DENTALES MÁS MODERNAS?

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación

CONGRESO: XVII CONGRESO NACIONAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA Y XII CONGRESO NACIONAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

PUBLICACIÓN. Libro de resúmenes p. 83

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Alicante, España

AÑO: 2 al 5 de junio 2009

AUTORES/AS: Alcaraz M., Parra C., Velasco E., **Velasco F.**, Armero A., Martínez-Beneyto Y., Alcaraz-Saura M., Martínez-García-Cervantes A.

TÍTULO: DIEZ AÑOS DESPUÉS DE LAS DIRECTIVAS EUROPEAS Y ESPAÑOLAS DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO DENTAL EN ESPAÑA

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación

CONGRESO: XVII CONGRESO NACIONAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA Y XII CONGRESO NACIONAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

PUBLICACIÓN. Libro de resúmenes p. 325

AÑO: 2 al 5 de junio 2009

AUTORES/AS: Martínez-Beneyto Y, Alcaraz M, Velasco E, **Velasco F**, Parra C y Pérez Lajarín, L,

TÍTULO: Dosis de Referencia (DRLs) en radiología intraoral

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación

CONGRESO: XVII Congreso Nacional de Epidemiología y Salud Pública Oral

PUBLICACIÓN: **ROE, 15 (2): 229, 2010**

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Valencia

AÑO: 2010

AUTORES/AS: **Velasco Hidalgo, F.**; Velasco Hidalgo, E.; Alcaraz-Saura, M.; Martínez García-Cervantes, A.; Andreu- Gálvez, M.; Martínez-Beneyto, Y. y **Alcaraz Baños, M**

TÍTULO: Niveles de dosis de referencia en la radiología dental española.

TIPO DE PARTICIPACIÓN: Comunicación

CONGRESO: II Congreso Conjunto de las Sociedades Española de Protección Radiológica XIII) y de la Sociedad Española de Física Médica (XVIII)

PUBLICACIÓN: **Radioprotección 68 (17): 407, 2011**

LUGAR DE CELEBRACIÓN: Sevilla 10-13 de Mayo

AÑO: 2011