

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información.

CEETI



TRABAJO DE DIPLOMA

**Optimización de la calidad de imagen vs. dosis al
paciente en radiografía panorámica digital.**

Autor: Jandry León Santana.

Tutor: Prof. Marlen Pérez Díaz, DrC.

Santa Clara

2011

“Año 53 de la Revolución”

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información.

CEETI



TRABAJO DE DIPLOMA

**Optimización de la calidad de imagen vs. dosis al
paciente en radiografía panorámica digital.**

Autor: Jandry León Santana.

e-mail: jlsantana @ uclv.edu.cu

Tutor: Prof. Marlen Pérez Díaz, DrC.

e-mail: mperez @ uclv.edu.cu

Consultante: Dra. Tairí Borges

Dr. Alain Delgado Falcón

Santa Clara

2011

“Año 53 de la revolución”



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Automática, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Tutor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

Darí­a la mitad de lo que sé por la mitad de lo que ignoro.

Descartes

DEDICATORIA

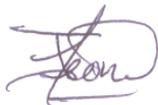
A mi familia.

AGRADECIMIENTOS

- A mi mamá y a mi papá por todo el apoyo brindado en todo momento y el sacrificio realizado para que pudiera terminar mis estudios.
- A mi tío Ángel Manuel Santana por su gran ayuda.
- A mi novia Loraine por la ayuda, el apoyo, la comprensión y el amor demostrado todo este tiempo.
- A mi hermana, mi cuñado y demás familiares por su ayuda.
- A mi tutora por su ayuda, su tiempo, su exigencia y preocupación por la feliz culminación de este trabajo.
- A mis suegros por toda la ayuda brindada todo este tiempo.
- A mi primo Alberto Almeida Santana por sugerirme esta carrera universitaria.
- Al Dr. Juan Lorenzo Ginori y al Ing. Iroel Miranda Castañeda por su ayuda en la programación.
- A los especialistas odontólogos Tairí Borges y Alain Delgado por su colaboración como observadores para el análisis subjetivo de calidad de imagen.
- A mis compañeros del aula por su ayuda.
- A todos los profesores del CEETI que de una forma u otra han contribuido con el desarrollo de este trabajo.

TAREA TÉCNICA

- Revisión bibliográfica del tema.
- Selección de un conjunto de imágenes procedentes de ortopantomografías realizadas a un maniquí antropomórfico y a pacientes con un equipo digital, que cubran un alto intervalo de parámetros de adquisición mAs, kVp y t.
- Implementación sobre MATLAB de un conjunto de medidas objetivas y subjetivas para la medición de la calidad de las imágenes seleccionadas.
- Análisis de las dosis asociadas a cada estudio médico seleccionado.
- Implementación de técnicas estadísticas que permitan arribar al criterio de optimización.



Firma del Autor



Firma del Tutor

RESUMEN

La Radiografía Panorámica Digital es una técnica de diagnóstico cuyo uso se incrementa en la actualidad a nivel mundial. Existe aún un relativo desconocimiento sobre la mejor relación de compromiso entre calidad de imagen y dosis de radiación en el paciente para esta técnica.

En este trabajo se realiza un estudio sobre 21 imágenes panorámicas de un maniquí antropomórfico de cráneo y 205 imágenes panorámicas de pacientes, adquiridas con un equipo KODAK digital. Se varió la corriente de tubo (mAs), el kilovoltaje pico (kVp) y el tiempo de adquisición (t), para encontrar las mejores condiciones de adquisición que permitan adecuada calidad de imagen con las menores dosis posibles para el paciente. Se midió la kerma-aire por unidad de área como indicador de la dosis.

Se estudió la calidad de imagen mediante medidas objetivas tradicionales como: Relación Señal a Ruido (SNR (dB)), Contraste a Ruido (CNR) y el Predictor de Diferencia Visual (VDP), así como con un análisis subjetivo visual realizado por dos observadores.

Se demuestra que es posible reducir las dosis reduciendo el mAs principalmente, sin que se afecte la calidad de la imagen sensiblemente. Se propone un protocolo de adquisición optimizado para este equipo con pacientes de peso y talla medios.

TABLA DE CONTENIDOS

| | |
|--|-----|
| PENSAMIENTO | i |
| DEDICATORIA | ii |
| AGRADECIMIENTOS | iii |
| TAREA TÉCNICA | iv |
| RESUMEN | v |
| INTRODUCCIÓN | 1 |
| Organización del informe | 4 |
| CAPÍTULO 1. Calidad de imagen en radiografía panorámica. | 5 |
| 1.1 Introducción | 5 |
| 1.2 Imagen médica | 5 |
| 1.2.1 Tipos de estudios dentales | 6 |
| 1.3 Imagen convencional de rayos x | 7 |
| 1.3.1 Principio de funcionamiento del equipo de rayos x para imágenes médicas.... | 7 |
| 1.3.2 Receptores..... | 9 |
| 1.3.3 Revelado de la película radiográfica..... | 10 |
| 1.4 Imagen médica digital de rayos x..... | 11 |
| 1.4.1 Ventajas y limitaciones de los sistemas digitales de imagen médica | 13 |
| 1.4.2 Problema asociado a la tecnología digital en sus inicios | 14 |

| | | |
|--|--|-----------|
| 1.5 | Ortopantomografía o radiografía panorámica..... | 15 |
| 1.5.1 | Ventajas e inconvenientes..... | 16 |
| 1.6 | Calidad de imagen..... | 17 |
| 1.6.1 | Problemas comunes durante la adquisición que deterioran la calidad de la imagen..... | 22 |
| 1.7 | Medición de calidad de imagen | 23 |
| 1.7.1 | Medidas objetivas | 23 |
| 1.7.2 | Medidas subjetivas..... | 25 |
| 1.8 | Dosis de radiación en radiografía convencional | 28 |
| 1.9 | Dosis de radiación en radiografía panorámica digital..... | 29 |
| 1.9.1 | Metodos de medición de la dosis en radiografía panorámica..... | 30 |
| 1.10 | Efectos biológicos de la radiación ionizante | 31 |
| 1.11 | Conclusiones del capítulo..... | 32 |
| CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS..... | | 33 |
| 2.1 | Tecnología utilizada y parámetros de adquisición | 33 |
| 2.1.1 | Unidad dental digital..... | 33 |
| 2.2 | Imágenes utilizadas en el estudio..... | 34 |
| 2.3 | Maniquí utilizado | 34 |
| 2.4 | Medición de la dosis..... | 35 |
| 2.5 | Análisis de calidad de imagen..... | 35 |
| 2.6 | Medidas objetivas para el análisis de calidad | 37 |
| 2.7 | Implementación sobre MABLAB del cálculo de las medidas objetivas..... | 37 |
| 2.8 | Análisis estadístico..... | 37 |
| CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN..... | | 38 |

| | | |
|---|--|----|
| 3.1 | Comportamiento de las medidas objetivas de calidad de imagen ante variaciones de los parámetros de adquisición. | 38 |
| 3.2 | Comportamiento de la evaluación subjetiva de calidad de imagen ante variaciones de los parámetros de adquisición. | 43 |
| 3.3 | Correlación entre resultados objetivos y subjetivos..... | 44 |
| 3.4 | Análisis del comportamiento de la dosis en relación con los parámetros de adquisición. | 46 |
| 3.5 | Propuesta de protocolo optimizado..... | 47 |
| 3.6 | Conclusiones del capítulo | 48 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | | 49 |
| Conclusiones | | 49 |
| Recomendaciones | | 49 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | | 51 |
| ANEXOS | | 57 |
| Anexo I Criterios subjetivos de dos observadores..... | | 57 |
| Anexo II Implementación de las medidas objetivas en MATLAB. | | 69 |

INTRODUCCIÓN

La profesión dental existe desde hace unos 5000 años. Se tienen evidencias de que los egipcios, por el año 3000 antes de nuestra era (a.n.e), realizaban extracciones dentales y cortaban la cortical externa de la mandíbula para drenar abscesos odontológicos. En el siglo IV a.n.e, ya se fabricaban prótesis dentales. Posteriormente, en el siglo II (a.n.e.), Aristóteles escribió sobre ungüentos y procedimientos de esterilización usando un alambre caliente para tratar las enfermedades de los dientes y de los tejidos orales así como sobre la extracción dental y el uso de alambres para estabilizar fracturas maxilares y ligar dientes perdidos. Sin embargo, no fue hasta el siglo XIX que se comenzaron a obtener imágenes dentales con fines de mejorar el diagnóstico de las enfermedades dentales. Esto se produce posterior al 1895, cuando Wilhelm Conrad Röntgen, un físico alemán, descubre los rayos x [1], [2].

Catorce días después de que Röntgen anunciara su descubrimiento, el Dr. Otto Walkhoff en Braunschweig - Alemania, realizó la primera radiografía dental. Su tiempo de exposición fue de 23 minutos [3]. Posteriormente, el Dr. Edmund Kells tomó la primera radiografía intraoral, siendo el primer dentista que utilizó la radiografía para procedimientos odontológicos.

Aunque la primera radiografía panorámica se atribuye al profesor Yarko V. Paatero de Helsinki en Finlandia, el primer aparato de rayos x panorámico que se produjo con propósitos comerciales fue el PANOREX, fabricado por la compañía S.S.WHITE. Posteriormente, el aparato fue perfeccionado por Kampula, Dickson y Hudson. Sin embargo, se reconoce como padre de la radiología panorámica al profesor Paatero. El término ortopantomógrafo es introducido posteriormente por el Dr. Eiko Sairenji, en Japón, para describir la película panorámica [4].

Desde la aparición de los rayos x las películas fueron el medio primario para capturar, visualizar y almacenar imágenes radiológicas y constituyeron un medio cómodo para los dentistas en términos de la técnica y su interpretación. La calidad de imagen, asociada tanto a una buena adquisición como a un correcto revelado de las películas, ha sido una preocupación constante, tanto por parte de los radiólogos como de los técnicos. Sin embargo, con el desarrollo de la ciencia se introdujo la radiografía digital [5], [6], la cual está siendo adoptada también en nuestros días por la profesión dental.

Las imágenes digitales incorporan la tecnología de las computadoras en la captura, visualización, procesamiento y almacenamiento de las imágenes radiográficas directas. Este tipo de imágenes ofrecen ventajas sobre las películas [5], [6], [7], [8] pero, como cualquier tecnología emergente, presenta nuevos retos a vencer para los practicantes en términos tanto de calidad de imagen como de dosis para el paciente.

Con el empleo de la nueva tecnología digital se apreció en sus inicios, que los técnicos y radiólogos, buscando el ajuste de la técnica para lograr una calidad de imagen semejante a la de la radiografía convencional, produjeron un incremento en las dosis típicas para cada tipo de estudio [5]. En el caso particular de la radiología panorámica digital, que aún hoy es una técnica emergente en la mayoría de los países del mundo, existe un relativo desconocimiento de las dosis que se pueden llegar a impartir a los pacientes con el empleo de la misma. A pesar de que, como es conocido, el valor de estas dosis nunca es tan alto como para producir un efecto determinístico [9], si se ha demostrado, a partir de los modelos de predicción de riesgo radiológico que se exponen en la Norma ICRP 60 [10], que cualquier incremento de la dosis en cualquier tipo de estudio médico, provoca un aumento de la probabilidad de aparición de un efecto estocástico. Por esta razón, la Organización de Energía Atómica (OIEA) estableció para la práctica médica el cumplimiento de dos principios de protección radiológica; el principio de Justificación y el principio de Optimización, también conocido como ALARA (tan bajo como razonablemente sea posible) para proteger en mayor medida a los pacientes de los peligros asociados al uso de las radiaciones ionizantes [11].

Esto ha obligado también a estudiar, en las técnicas digitales de imagenología dental que utilizan rayos x, donde se incluye la radiografía panorámica, cuáles deben ser los

parámetros de adquisición más apropiados en términos de Corriente de Tubo (mAs), Energía Máxima del Espectro (kVp) y Tiempo de Adquisición (t), que permiten la obtención de una imagen con buena calidad. El término buena calidad de imagen en este caso se refiere a “calidad suficiente para el diagnóstico preciso de las patologías” [4], [8], [12], [13], [14]. Este enfoque conduce a la reducción de las dosis, ya que no se busca la mayor calidad de imagen, sino aquella que garantiza un buen diagnóstico por parte del especialista, por lo que permite optimizar los parámetros de adquisición que son determinantes tanto de la calidad de imagen como de la dosis que recibe el paciente. Este tema es foco de discusión actual en reuniones científicas del mundo desarrollado, específicamente en radiología dental digital, y es particularmente novedoso en el caso de América Latina, donde poco a poco se va incrementando el número de países que adquieren esta tecnología, por lo que se hace necesario entrenar al personal técnico en la utilización eficiente, efectiva y eficaz de la misma.

En este sentido, se define como problema de investigación, el relativo desconocimiento de los parámetros de adquisición más adecuados en radiografía panorámica digital que permiten reducir la dosis suministrada al paciente garantizando mantener buena calidad de imagen.

La hipótesis de trabajo es que es posible reducir la dosis a la vez que se garantiza calidad de imagen suficiente para diagnóstico sobre la base de optimizar los parámetros de adquisición mAs, kVp y tiempo de adquisición.

Para resolver el problema y comprobar la hipótesis se trazaron los siguientes objetivos:

Objetivo general:

- Formular un criterio de optimización de calidad de imagen con respecto a la dosis al paciente para un equipo de radiografía panorámica digital.

Objetivos específicos:

- Medir la calidad de imagen que se obtiene al variar los parámetros de adquisición (kVp, mAs, t) para un equipo de radiografía dental panorámica digital.
- Estudiar la variación de la dosis al variar los parámetros de adquisición.

- Optimizar la relación calidad de imagen-dosis al paciente presente en el estudio realizado.

Las tareas de investigación fueron las siguientes:

- Revisión bibliográfica del tema.
- Selección de un conjunto de imágenes procedentes de ortopantomografías realizadas a un maniquí antropomórfico y a pacientes con un equipo digital, que cubran un alto intervalo de parámetros de adquisición mAs, kVp y t.
- Implementación sobre MATLAB de un conjunto de medidas objetivas y subjetivas para la medición de la calidad de las imágenes seleccionadas.
- Análisis de las dosis asociadas a cada estudio médico seleccionado.
- Implementación de técnicas estadísticas que permitan arribar al criterio de optimización.

Organización del informe

El informe consta de introducción, 3 capítulos, conclusiones, recomendaciones, 52 referencias bibliográficas y 2 anexos con 3 tablas. Tiene 82 Páginas, donde se incluyen 17 Figuras y 4 Tablas.

CAPÍTULO 1. Calidad de imagen en radiografía panorámica.

1.1 Introducción

En este capítulo se realiza una revisión de la literatura científica en varios aspectos relacionados con la adquisición de las imágenes dentales convencionales y digitales, destacando las ventajas y desventajas de cada una en relación con la calidad de la imagen y la dosis al paciente. Se particulariza en la radiografía panorámica.

1.2 Imagen médica

Se define como imagen médica una representación de la distribución espacial de una o más propiedades físicas o químicas dentro del cuerpo humano [15].

Dentro de la amplia gama de imágenes médicas se encuentran las imágenes dentales, las cuales anatómicamente muestran los dientes con su corona, cuello y raíz [16]. Estas imágenes sirven para detectar muy disímiles patologías como:

- Dientes no presentes,
- Dientes extra,
- Dientes impactados,
- Caries dentales,
- Enfermedad periodontal,
- Anomalías dentales,
- Raíces retenidas y
- Quistes y tumores

1.2.1 Tipos de estudios dentales

Teniendo en cuenta el equipo utilizado para obtener imágenes dentales, existen cuatro tipos fundamentales de estudios dentales:

- Radiografía intraoral
- Radiografía cefalométrica
- Radiografía panorámica
- Tomografía dental

Radiografía intraoral: Se trata de una imagen por rayos x estática. Se requiere que se ubique una película dental radiográfica dentro de la boca del paciente para obtener imágenes de mordedura, periodontales y/o oclusales del paciente. Las radiografías de mordedura muestran la parte superior de las raíces superior e inferior de los dientes. En las periodontales se muestra la estructura de los dientes, incluyendo las raíces completas en una sola película, mientras las mandíbulas son reflejadas en varias películas separadas. La radiografía oclusal muestra la superficie de los pre-molares y molares [16].

Radiografía cefalométrica: En esta técnica también se obtiene una imagen estática mediante rayos x. Puede ser convencional sobre placa radiográfica o completamente digital, donde el medio de observación es el monitor de una computadora. Se utiliza para obtener imágenes del cráneo completo o de una región de interés desde varios ángulos. Permite valorar el desarrollo de un tratamiento y determinar su curso futuro en el caso de aplicación de prótesis o tratamientos de ortodoncia [16].

Radiografía panorámica: Para obtener estas imágenes se utiliza un haz de rayos x rotatorio. Sirve para obtener imágenes de la región maxilofacial completa. El arco dental es representado en una sola imagen como una forma elíptica fija. Se utiliza para mostrar la región temporomandibular, los senos maxilares y el esqueleto facial, para ayudar en el diagnóstico de desórdenes en las uniones temporomandibulares, trauma facial y patologías en los senos maxilares [16]. Puede ser convencional sobre placa radiográfica o completamente digital.

Tomografía dental: En este caso la imagen es adquirida en formato digital durante una rotación de 360° alrededor del paciente. Se colectan alrededor de 360 proyecciones, que servirán para la futura reconstrucción del objeto a través de algoritmos matemáticos [17]. Se utiliza básicamente para planificar implantes dentales. Al obtener imágenes en 3D facilitan observar el volumen y la forma de diferentes lesiones periapicales y periodontales; además de estructuras anatómicas de gran importancia, tales como los conductos dentarios, el conducto nasopalatino, los senos maxilares, las fosas nasales y el conducto lingual [16].

La Figura 1 muestra ejemplos de los cuatro tipos de imágenes.

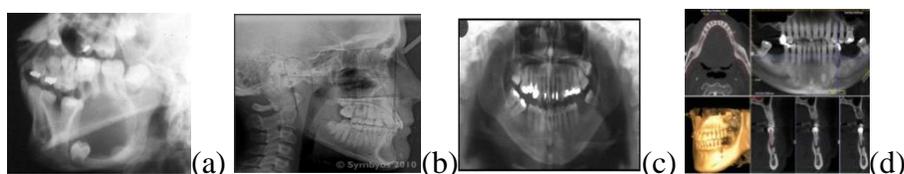


Figura1 a) Radiografía intraoral, b) radiografía cefalométrica, c) radiografía panorámica, d) cortes tomográficos dentales

Todas las técnicas descritas parten del principio físico de obtención de imágenes mediante rayos x.

1.3 Imagen convencional de rayos x

Los sistemas de imagen radiológica convencional tienen como soporte de la imagen una o varias películas radiográficas. En estos estudios se registran y muestran datos en forma analógica [18]. Se caracterizan por presentar continuas sombras de gris desde los extremos negro al blanco. Cada sombra de gris tiene una densidad óptica relacionada con la cantidad de rayos x que contribuyeron a formar cada zona de la imagen [6].

1.3.1 Principio de funcionamiento del equipo de rayos x para imágenes médicas

El equipo de rayos x consta de dos elementos principales: un *cátodo* consistente en un enrollado de alambre (filamento). A este filamento se le hace circular una corriente (mA) en un tiempo (s) (lo cual conforma el mAs) que provoca que se caliente. El calentamiento a

su vez provoca la emisión de electrones. Estos se enfocan en un haz bien definido hacia el *ánodo*. Entre cátodo y ánodo existe una diferencia de potencial (kV) que acelera los electrones arrancados. Los electrones impactan sobre este ánodo y producen la radiación x en forma de espectro discreto y continuo, específicamente sobre el punto focal (pequeña área en la superficie cuyas dimensiones tienen un rango usualmente de 0.1mm a 2mm). La causa de estos espectros es la pérdida de energía durante el frenado de los electrones al interactuar con el núcleo atómico de los átomos del ánodo en el primer caso, o los saltos electrónicos al interactuar con los electrones enlazados de las capas atómicas del ánodo en el segundo [19].

El equipo de rayos x cuenta con un panel de control que le permite al operador el control de los tres parámetros fundamentales de adquisición: kV, mA y tiempo de exposición [20].

Kilovoltaje (kV): establece la energía de los electrones emitidos, por lo que los fotones x emitidos por el ánodo no pueden ser formados con una energía mayor que la máxima de los electrones que impactan el ánodo. Por eso, este factor regula la energía del espectro. A mayor kV, mayor energía de los fotones x y menor atenuación en el cuerpo del paciente, lo que aumenta la penetración de la radiación provocando una reducción en el contraste imagen. Por el contrario, una disminución del kV implica una mayor atenuación de los rayos x en el cuerpo del paciente, que mejora el contraste imagen pero incrementa además la dosis que recibe el paciente [19].

Kilovoltaje pico (kVp): regula la máxima energía del espectro de rayos x, la cual es proporcional al cuadrado del kVp. Duplicando este parámetro se cuadruplica la exposición del tubo [9], [19].

Miliamperes por segundo (mAs): representa la cantidad total de electrones emitidos por unidad de tiempo. Es el producto de la corriente que circula por el tubo en (mA) y el tiempo en segundos [22] y determina la cantidad de rayos x emitidos que alcanzan la película. Influye en la densidad de la imagen ya que determina la estadística de conteo según la distribución de Poisson, al ser un proceso completamente aleatorio [19], [23]. Por esta razón también determina la relación señal a ruido (SNR) y la dosis que recibe el paciente. A mayor mAs mayor dosis absorbida por el paciente [19].

Tiempo de exposición: Es el tiempo durante el cual se libera radiación hacia un punto [24]. Algunas reglas generales para seleccionar un tiempo de exposición apropiado son:

- Seleccionar cortos tiempos de exposición para minimizar el emborronamiento producido por el movimiento y mejorar el nivel de detalles en la imagen, así como disminuir la dosis al paciente y
- Seleccionar grandes tiempos de exposición cuando el movimiento no es un problema y es necesario reducir tanto kVp como mAs.

Como se aprecia, la selectiva interacción de los rayos x provenientes del tubo, que atraviesan el cuerpo del paciente e inciden sobre el elemento sensible (película radiográfica), forma la imagen convencional. Los rayos x se ven atenuados en su recorrido según la densidad de los tejidos que atraviesan, siendo máxima la atenuación en el hueso, mínima en el aire e intermedia para tejidos blandos. La fuente de contraste en imágenes radiológicas es, por tanto, la densidad del tejido. [15].

La gran desventaja de las películas radiográficas es que son detectores de radiación relativamente ineficientes, por lo que requieren de altas exposiciones y un adecuado proceso de revelado [6].

1.3.2 Receptores

Los receptores en radiografía convencional, están constituidos por una película radiográfica de bromuro de plata montada entre dos emulsiones intensificadoras [25]. La figura 2 muestra un esquema de un receptor típico.



Figura 2 Receptor radiográfico convencional

Las emulsiones intensificadoras son dos capas de un material fluorescente [25]. En la misma se absorbe la energía de los rayos x y se emite luz. Esto se debe a que la eficiencia de detección de la película es mayor para fotones de luz visible que para fotones x. Se ubican dos capas de emulsión para garantizar un menor escape de fotones x. Con esto se aumenta la eficiencia de detección total, lo cual incrementa la estadística de conteo y reduce el ruido de Poisson sobre la imagen. Se debe aclarar sin embargo, que el propio receptor también introduce ruido, producto de la estructura del cristal de bromuro de plata que lo conforma, así como introduce emborronamiento en la futura imagen visible, debido a la dispersión de los fotones de luz emitidos en la emulsión [25].

1.3.3 Revelado de la película radiográfica

La producción de densidad óptica útil para diagnóstico en la película y la formación de una imagen visible es un proceso de dos etapas [26]:

- Exposición de la película a radiación, lo cual forma una imagen latente invisible, y
- Proceso químico que convierte la imagen latente en una visible con un rango de densidades ópticas o niveles de gris. La densidad óptica se produce convirtiendo los iones de plata de la película en iones de plata metálica.

La imagen latente invisible se convierte en una imagen visible a través del proceso de revelado. Para esto, la solución reveladora (generalmente fenidona e hidroquinona), libera electrones que emigran a los granos sintetizados y convierten los iones de plata en plata metálica. Esto provoca que los granos se conviertan en manchas negras visibles en la emulsión.

La película radiográfica se revela manualmente o en un procesador automático. Este proceso cuenta de cuatro etapas que son:

- Revelado,
- Fijación,
- Lavado, y
- Secado

En un procesador convencional la película está en el revelador de 20 a 25 segundos. Las cuatro etapas requieren por lo general un total de 90 segundos. Si el revelado no se ajusta a estos tiempos se afecta la calidad de la imagen.

Para garantizar calidad de imagen durante el revelado debe cumplirse además que: la temperatura del revelador esté en el rango de 32 - 35°C, la concentración del revelador no debe de variar durante el procedimiento y se debe evitar la contaminación de la solución reveladora con impurezas [26]. Usualmente se norma la cantidad de tiempo que puede usarse una misma solución reveladora (según el fabricante) sin que varíe significativamente su concentración. Alteraciones de temperatura o concentración de la sustancia reveladora o la presencia de contaminación alteran la calidad de la imagen radiográfica convencional.

Cuando todas o algunas de las condiciones descritas no se cumplen según lo normado o lo establecido por el fabricante de cada tipo de película, la calidad de imagen se degrada considerablemente por un sobre-revelado (película oscura) o un sub-revelado (película clara), que en ocasiones las convierten en no útiles para diagnóstico, debiendo someter al paciente a una nueva exposición a las radiaciones.

Frecuentemente se achacan al equipo de revelado los problemas de mala calidad de imagen de las películas. El correcto funcionamiento implica limpieza de las cubetas de soluciones del equipo, la reposición de líquidos correctamente, la mantención de una temperatura de revelado correcta y constante y un buen uso de la reveladora y sus programas [26].

De lo expresado podemos apreciar que no basta con adquirir bajo parámetros adecuados una radiografía. La calidad de esta puede también ser degradada de forma irreparable durante el proceso de revelado. Una vez que estas radiografías convencionales han sido mal adquiridas o mal reveladas no hay como reparar el error causado. Con el avance de la tecnología estos elementos han sido superados al surgir la radiografía digital.

1.4 Imagen médica digital de rayos x

En términos matemáticos, una imagen médica digital $a[m, n]$ descrita en un espacio discreto 2D, puede ser obtenida a través de una imagen analógica $a(x, y)$ en un espacio continuo 2D por medio de un proceso de muestreo, referido frecuentemente como

digitalización [27]. La imagen continua 2D $a(x, y)$ es dividida en N filas y M columnas. La interacción entre las filas y las columnas se le conoce como píxel (del inglés *picture element*). El valor asignado a las coordenadas enteras $[m, n]$ con $\{m=0, 1, 2, \dots, M-1\}$ y $\{n=0, 1, 2, \dots, N-1\}$ es $a[m, n]$.

Para la generación directa de una imagen digital se requieren componentes como la fuente de rayos x, un sensor electrónico, una tarjeta de interfaz digital, una computadora con convertidor análogo digital (ADC), un monitor, software y una impresora [33] como muestra la figura 3

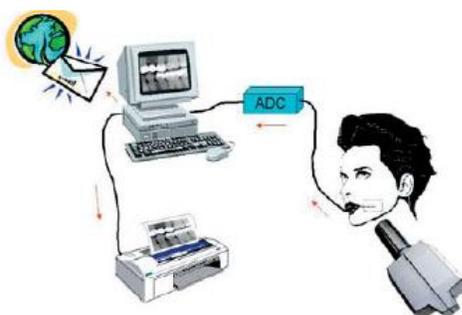


Figura 3 Esquema de radiografía digital

Existen actualmente dos tecnologías diferentes en radiología digital que son la radiología digital directa y la indirecta.

Radiología digital directa

La radiología digital directa emplea como receptor de rayos x un detector rígido, habitualmente conectado a un cable, a través del cual la información captada por el receptor es enviada a la computadora. Se denomina directa porque no requiere ningún tipo de escaneado tras la exposición a los rayos x, sino que el propio sistema realiza automáticamente el proceso informático y la obtención de la imagen [33].

Radiología digital indirecta

La radiología digital indirecta emplea placas de aspecto similar a las películas radiográficas convencionales, pero compuestas por una emulsión cristalina de fluorohaluro de bario enriquecido con europio. Esta emulsión es sensible a la radiación. Los rayos x provocan la excitación y liberación de un electrón del europio, que es captado por una vacante halógena

del fósforo de almacenamiento. Las vacantes electrónicas y los electrones captados se recombinan y causan luminiscencia, convirtiendo los rayos x en energía latente almacenada. Un láser de helio-neón estimula la luminiscencia de la placa, liberando los electrones atrapados, que se recombinan con las vacantes del europio. La energía, en forma de luz, es captada por un tubo fotomultiplicador y transformada en señal eléctrica. Finalmente, la señal resultante es convertida en digital mediante un conversor análogo-digital, que determina el número máximo de tonos de gris a obtener sobre la imagen. La imagen es capturada de forma analógica en una placa de fósforo fotoestimulable y convertida en digital tras un proceso de escaneado [33].

Los sistemas de imagen digital producen una imagen dinámica que se puede visualizar de manera inmediata, almacenar, mejorar, recuperar y transmitir. Los sensores son más sensibles que la película y requieren mucha menos exposición a la radiación si se optimiza todo el procedimiento adecuadamente [6], [8], [16].

Con respecto a la presencia de ruido sobre la imagen final obtenida, esta tecnología tiene la ventaja de que no hay necesidad de exponer tanto al paciente en aras de disminuir el ruido de Poisson sobre la imagen, pues la imagen resultante, puede ser procesada con la utilización de diferentes filtros matemáticos para mejorar su calidad [5], [28].

1.4.1 Ventajas y limitaciones de los sistemas digitales de imagen médica

Los sistemas digitales de imagen tienen limitaciones y ventajas para su uso. La principal limitación es el alto costo inicial (especialmente para radiografía digital directa), la falta de familiarización por parte de los radiólogos y técnicos con las imágenes electrónicas y la falta de realimentación que tienen estos respecto al uso de técnicas óptimas de adquisición y/o procesamiento. Este último problema, conjuntamente con el gran rango dinámico de los sistemas digitales, conllevó al incremento en la dosis de radiación de los pacientes, cuando se esperaba lo contrario [5].

Como ventajas de estas radiografías se encuentran: la gran flexibilidad al permitir el uso de funciones de procesamiento de imagen tales como el ajuste de la intensidad de la señal, lo cual mejora la relación señal a ruido y el ajuste del rango dinámico o enventanado, que

permite mejorar el contraste en la escala de grises. Otra ventaja es la utilización de algoritmos específicos de procesamiento para enfermedades específicas, la mejora en la eficiencia de detección de los rayos x con las nuevas tecnologías, la capacidad de usar más de un lector computarizado para ayudar a los radiólogos, la eliminación de la labor intensiva de soporte y distribución de imágenes durante el proceso de adquisición y/o visualización y la modulación del mAs en algunos casos, que permite reducir el número de imágenes con bajas exposiciones o sobre exposiciones.

Se debe destacar que el rango dinámico típico de los arreglos de transistores de placa fina usado en la radiografía digital moderna con tamaños de 150 a 200 μ m, es aproximadamente de 3 a 4 órdenes de magnitud (a una razón de 1000:1)[5]. Esto da una idea del nivel de calidad de imagen que pueden proporcionar estos sistemas.

1.4.2 Problema asociado a la tecnología digital en sus inicios

Cuando los receptores de imagen digital remplazaron a los convencionales, el ruido de Poisson unido al ruido electrónico en su representación sobre la matriz digital se hizo más evidente. Esto provocó una reacción negativa, por parte de los radiólogos, ante las imágenes digitales con “excesivo ruido” (para bajas exposiciones a los pacientes) y bajo contraste. Rápidamente reconocieron esto y gradualmente aumentaron la dosis al paciente para ajustar las nuevas técnicas radiográficas a lo que consideraban “su estándar visual de calidad de imagen”, en lugar de estimular la posibilidad de reducción del ruido con técnicas de filtrado post adquisición, que ya estaban siendo explotadas exitosamente en otras técnicas digitales como la Tomografía, la Resonancia Magnética o la Medicina Nuclear. El otro enfoque del problema lo constituía realizar nuevos estudios de optimización de los parámetros de adquisición, principalmente mAs y kVp, buscando los más apropiados para las nuevas tecnologías. La tercera variante es una combinación de ambos enfoques [5].

En un estudio realizado una década atrás en Inglaterra (uno de los países pioneros en la introducción de estas tecnologías digitales en rayos x) se evidenció que el 70 % de los problemas de calidad de imagen observados se asociaban al contraste imagen. En la misma fuente se resalta que posteriormente se apreció que el 50 % de los equipos ubicados en países en desarrollo aún hoy no funcionan bajo parámetros de adquisición adecuados.

1.5 Ortopantomografía o radiografía panorámica

La radiografía dental incluye desde las tecnologías de películas que implican un proceso químico de revelado y que son las más utilizadas todavía en la actualidad, hasta la radiografía digital, que poco a poco va a continuar imponiéndose [29]. Dentro de las técnicas dentales se encuentra la ortopantomografía o radiografía panorámica, la cual es una técnica radiológica que representa, en una única imagen, una vista general de los maxilares, la mandíbula y los dientes. Por esta razón es de primordial utilidad en el área dentomaxilomandibular. Consta en un generador de rayos x, un tubo de rayos x, un colimador, un controlador de tiempo, sistema de posicionamiento del paciente y un panel de control [16].

La figura 4 muestra un equipo típico de radiografía panorámica y una imagen propia de esta técnica.



Figura 4 Equipo de radiografía panorámica y ejemplo de imagen panorámica

Se utiliza en cirugía bucal, implantología, ortodoncia, periodoncia, patología oral y dental. Tiene variante convencional mediante películas, sistemas de casete-película que se digitalizan mediante un escáner y las completamente digitales donde la imagen se obtiene directamente en una computadora [1].

El primer aparato panorámico con base en la radiografía computarizada lo diseñó Kashima en Japón [4], basándose en un equipo de la empresa *Siemens* y una placa de fósforo fotoestimulable modificada. Durante los últimos años se han desarrollado diferentes sistemas de radiografía panorámica digital, basados en la utilización de placas de fósforo y sensores del tipo CCD (*Charge Coupled Device*, Dispositivo de Cargas Acopladas).

Para desarrollar este tipo de estudio es necesario cumplir requisitos semejantes a otros estudios que se realizan sobre la base de los rayos x. Estos son:

- *Protección del paciente:* Disminuir la exposición del paciente tanto como sea posible. Evitar la repetición de adquisiciones, ya que producen una exposición innecesaria a la radiación. Durante la exposición se puede utilizar un collar tiroideo, un mandil de plomo, películas rápidas y aditamentos para sostenerlas, como dispositivos que ayudan a reducir las dosis.
- *Protección del operador:* el personal ocupacionalmente expuesto (técnicos y especialistas) siempre deben evitar exponerse al rayo primario de radiación x.
- *Educación del paciente:* el radiólogo no debe ceder ante la presión del paciente. Debe indicar el estudio únicamente si es imprescindible para el diagnóstico de la patologías del paciente, debiendo recurrir a otras técnicas que no involucren los rayos x, siempre que sea posible (Justificación del estudio).
- *Competencia del operador:* el técnico debe de estar adecuadamente entrenado y actualizado no solo en la técnica de rayos x a desarrollar sino en protección radiológica.
- *Producción de radiografías de calidad:* el radiólogo dental debe comprometerse a producir radiografías diagnósticas de buena calidad tanto desde el punto de vista de la adquisición como de procesar la película (en radiografía convencional) de manera correcta.

1.5.1 Ventajas e inconvenientes

Las ventajas de la ortopantomografía son [1], [4]:

- Mayor amplitud de registros en una sola imagen
- Reconocimiento de las interrelaciones funcionales y morfológicas.
- Posibilidad de comparación entre ambos lados.
- Baja dosis de radiación.
- Comodidad para el paciente, lo que hace a la ortopantomografía especialmente útil en:
 - Exploraciones sistemáticas
 - Tratamientos de urgencia y accidentes con edemas, dolor y trismo.

- El estudio de incapacitados o enfermos disminuidos física y psíquicamente, con mínima capacidad de cooperación.

En especial los sistemas digitales añaden otras ventajas en los estudios dentales panorámicos. Mediante técnicas de post procesamiento se puede, por ejemplo, realzar los contornos de la imagen dando una sensación de tridimensionalidad y facilitar así la detección de zonas de pérdida ósea, caries, filtraciones y fracturas sobre una única imagen. Las imágenes también pueden ser ampliadas, reducidas, o fácilmente escaladas al tamaño de la pieza real y pueden ser editadas a través de *software* especializado, modificando su forma, tamaño, características, color, brillo, etc., para facilitar el diagnóstico [29], [30].

Por otra parte, los inconvenientes de la radiografía panorámica son [1], [4]:

- Deformación y magnificación de la imagen.
- Defectuosa visualización de los senos maxilares y el tercio medio de la cara.
- No hay localización bucopalatina o bucolingual de cuerpos extraños.
- Las estructuras que se encuentren fuera de la capa de examen pueden superponerse a las estructuras óseas normales y simular alteraciones.

En casos de grandes mal oclusiones, las zonas frontales del maxilar y la mandíbula no pueden reproducirse de forma correcta en una única proyección.

1.6 Calidad de imagen

Desde el punto de vista físico, existe consenso en definir que una imagen médica tiene buena calidad si posee un buen contraste imagen, bajo nivel de ruido, buena resolución espacial, poca o ninguna distorsión y que no presente artefactos [32]. La figura 5 refleja los cinco parámetros en la cadena de adquisición y/o visualización:

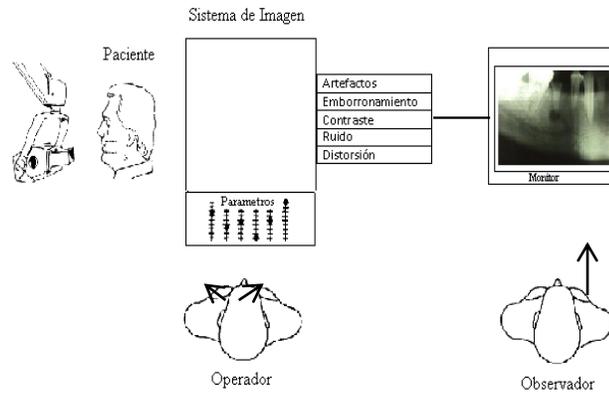


Figura 5: Factores de calidad de imagen presentes en un proceso de imagen médica dental.

Contraste imagen

El contraste imagen es la diferencia entre las densidades ópticas de dos tejidos o estructuras adyacentes sobre una imagen y expresa el diferente grado de atenuación de la radiación en los distintos tejidos o estructuras del cuerpo. [32], [5], [28], [6].

$$C = \frac{(|D_1 - D_2|)}{D_1} \quad (1)$$

D- Densidad óptica en los tejidos 1 y 2.

C- Contraste imagen.

El contraste presente en un proceso radiográfico depende de la exposición a los rayos x [36]. Para sistemas de imágenes con películas y para sistemas digitales, el contraste radiográfico está influenciado por las condiciones de adquisición, principalmente el kVp y la sensibilidad del receptor.

La sensibilidad del receptor esta definida como la densidad óptica para radiografía convencional o valores de la unidad análogo-digital para radiografía de cómputo y radiografía digital directa, obtenida por unidad de exposición aplicada sobre el receptor [5].

Ruido

El proceso de conteo de un fotón x es esencialmente un proceso caracterizado por la Distribución estadística de Poisson [23] (donde la varianza de la señal es igual a la media de esta). Además, la amplitud del ruido (desviación típica) es proporcional a la raíz

cuadrada de la amplitud de la señal, y la relación señal a ruido (SNR) se comporta como la raíz cuadrada de la amplitud de la señal.

El ruido en este tipo de imagen es inherente a la estadística de conteo, (ruido cuántico), representando un por ciento de la señal. No se trata de un ruido aditivo sino de un ruido inherente a la propia señal. De ahí que en la medida en la estadística de conteo es mayor (por ejemplo, mayor número de electrones arrancados al cátodo producto de un mayor mAs) la contribución al ruido se reduce y la relación señal a ruido se incrementa.

Existe otra contribución al ruido (ruido electrónico) aportado por los componentes electrónicos y cables del sistema [5]. En general, los elementos del equipo que contribuyen a generar ruido sobre la imagen son [5], [35]:

- Grano en la película radiográfica.
- Ruido electrónico del amplificador o del detector.
- Ruido por radiación (“efecto tacón”).
- Ruido estructural (dispersión Compton).
- Ruido en el receptor (respuesta no uniforme a un haz uniforme de rayos x).
- Moteado cuántico (flujo de fotones bajo).

Artefactos

Los artefactos constituyen características en una imagen que aparecen producto del empleo de distintos métodos para la adquisición de la misma, y que no representan ninguna estructura u objeto real del cuerpo. En ocasiones no afectan significativamente la visibilidad del objeto ni la exactitud del diagnóstico [32].

Las pantallas intensificadoras que utilizan algunos sistemas convencionales, pueden llegar a ser fuentes de artefactos en una imagen producto de la presencia de suciedades en la superficie de las mismas [25].

Resolución espacial

Cada método de imagen tiene un límite en cuanto al objeto más pequeño que puede ser monitoreado y los detalles que pueden ser visibles, lo que se conoce como resolución espacial de la técnica. Cada técnica introduce emborronamiento, lo cual conduce a pérdidas en la resolución espacial de la misma. La pérdida de resolución espacial reduce el contraste

y la visibilidad de los pequeños objetos o detalles de bajo contraste [34], [36]. En una situación ideal, un objeto pequeño estaría representado por un punto bien definido dentro de una imagen pequeña. En realidad la imagen borrosa es la encargada de difuminar cada punto del objeto en la imagen según una función de dispersión FTO (Función de transferencia óptica). El emborronamiento total esta compuesto por tres tipos diferentes de emborronamiento producido por diferentes fuentes como:

- Movimiento del paciente(Bm)
- Emborronamiento propio del receptor(Br)
- Tamaño del punto focal(Bf)

El emborronamiento total (mm) sería la unión de estos tres emborronamientos y se calcula por tanto:

$$Bt = \sqrt{Br^2 + Bf^2 + Bm^2} \quad (2)$$

Distorsión

La distorsión tiene naturaleza geométrica y está referida a la imposibilidad de los sistemas de imagen médica para dar una impresión exacta de la forma, tamaño o posición del objeto de interés [32], [37].

En particular la radiografía panorámica presenta cierto grado de magnificación. En los aparatos que trabajan con centros de rotación fijos, la ampliación varía dentro de una determinada gama. Esta gama de magnificación existe porque la relación entre la posición del objeto, el receptor y el tubo de rayos x está variando continuamente, lo que ocurre porque la curvatura de los huesos maxilares no es circular. En aquellos aparatos en los que los centros de rotación son móviles, el tubo de rayos x y el receptor ocupan posiciones más estables, haciendo que la magnificación sea también más uniforme [4].

Las imágenes dentales deben cumplir también con los aspectos señalados desde el punto de vista técnico para considerar que tienen buena calidad. Sin embargo, desde el punto de vista médico una imagen panorámica de buena calidad es la que cumple con [38]:

- La mandíbula debe describir una silueta de "U".
- Los cóndilos están posicionados aproximadamente entre 2 y 3 cm de los bordes laterales de la imagen y sobre 1/3 del límite superior.

- El plano oclusal describe una ligera sonrisa.
- Las raíces de los dientes anteriores en el maxilar y mandibular deben ser claramente visibles, con una mínima distorsión.
- La magnificación ha de ser igual a ambos lados de la línea media.

Además que sea capaz de representar muy bien las siguientes estructuras clínicas [13]:

- Senos maxilares
- Fosa nasal
- Tabique nasal
- Tuberosidad maxilar
- Espacio articular
- Cóndilo mandibular
- Eminencia articular
- Apófisis corónides
- Conducto mandibular
- Agujero mentoniano
- Paladar duro
- Hioides
- Región molar – relación del esmalte-dentina
- Región molar – canal radicular
- Región molar – lámina dura
- Región molar - espacio del ligamento periodontal
- Cripta ósea alveolar

Para que un especialista médico aprecie todos los elementos señalados, requiere que los aspectos físicos descritos anteriormente sean adecuados para la técnica en cuestión. Resumiendo, requiere que: exista un buen contraste entre las estructuras, buena resolución espacial que permita apreciar los pequeños detalles, bajos niveles de ruido que no entorpezcan la visualización de los objetos pequeños o de muy bajo contraste, que exista poca o ninguna presencia de artefactos y requiere además conocer el grado de distorsión que introduce la técnica, a fin de que esto no afecte su juicio evaluador.

1.6.1 Problemas comunes durante la adquisición que deterioran la calidad de la imagen.

Excepto en los equipos con exposición automática, la elección de los parámetros de mAs, kVp y tiempo de cada radiografía panorámica se seleccionan de acuerdo con la edad o talla del paciente, a criterio del técnico [9], [38]. Este hecho muchas veces es causa de una mala adquisición (bajo parámetros inadecuados). Para pacientes más altos y pesados (alejados de la media de la población de un lugar) se utilizan, desde el punto de vista práctico, mayores valores de mAs y tiempo y menores valores de kVp.

Otro aspecto que puede degradar la calidad de la imagen es cuando el paciente no se retira antes de realizarse el estudio los objetos metálicos que provocan "artefactos". En imágenes panorámicas también se producen imágenes con artefactos debido a movimientos del paciente [38].

Otro problema frecuente es cuando el paciente mantiene aire en la boca durante la exposición. En esos casos aparece un arco negro invertido sobre la imagen. Debido a esto es necesario pedir al paciente que trague y mantenga la lengua elevada en el paladar antes de realizarle el estudio, para evitar este artefacto que oculta información especialmente en las raíces del maxilar.

Es muy importante además, hacer uso de las herramientas de posicionamiento del equipo. Si el paciente no muerde o no se posiciona correctamente, algunas zonas de interés pueden quedar fuera del punto focal, haciendo que parte de la imagen no sea buena para el diagnóstico. También, la incorrecta inclinación de la barbilla provoca errores muy comunes en imágenes panorámicas. Se aprecian como deformaciones y zonas ocultas que dificultan el diagnóstico o lo hacen erróneo.

Es necesario también hacer uso de las luces y posicionadores para el plano medio sagital. Se debe de verificar que el paciente esté simétricamente posicionado para evitar incrementar la distorsión de la imagen. Además, el paciente debe estar erguido y derecho para prevenir un arqueado de la columna vertebral y que esta aparezca en la imagen, así como se debe velar porque la máquina no roce los hombros del paciente durante la rotación [38].

1.7 Medición de calidad de imagen

Debido a la existencia de diversos criterios sobre lo que se entiende por buena calidad de imagen desde el punto de vista físico y desde el punto de vista médico, en la evaluación de la calidad de las imágenes digitales, está generalizado el uso de dos tipos de medidas: objetivas y subjetivas para cualquier tipo de técnica o estudio.

1.7.1 Medidas objetivas

Las medidas objetivas se basan en el cálculo de métricas matemáticas que caracterizan a uno o varios de los cinco parámetros de calidad de imagen anteriormente descritos desde el punto de vista técnico, pudiendo ser univariadas (o globales), los que se calculan de forma absoluta sobre la propia imagen o los bivariados (o relativos) que se calculan utilizando una imagen de referencia o patrón [39].

Ventajas: Proporcionan una medida cuantitativa que no depende de la subjetividad propia de los observadores humanos y son computables directamente a partir de la imagen.

Desventajas: La mayoría no tienen en cuenta las características propias del sistema visual humano (SVH) o no correlacionan bien con este.

Dentro de estas métricas las más utilizadas son: la Relación Señal a Ruido (SNR), la Relación Contraste a Ruido (CNR) y mucho más recientemente el Predictor de Diferencia Visual (VDP), que en la actualidad ha mostrado su mejor eficacia en las imágenes digitales de alto rango dinámico, pasando a ajustarse como HDR-VDP.

Relación Señal a Ruido

La Relación Señal a Ruido (dB) es el cociente obtenido entre la media de la señal y el ruido en la imagen que, a partir del Modelo de Poisson, se representa como la incertidumbre con la cual se obtiene la imagen del objeto y que se obtiene a través de su desviación típica [6], [40]. La expresión para el cálculo de la relación es:

$$SNR(dB) = 20 \log_{10} \left(\frac{m_a}{s_n} \right) \quad (4)$$

siendo: m_a la media de los valores de intensidad de la imagen y s_n la desviación típica de la misma. Puede ser calculada en la imagen como un todo o por Regiones de interés sobre la imagen (ROI).

Relación Contraste a Ruido

Aunque el contraste imagen se calcula de acuerdo con la expresión (1), el ruido es un elemento correlacionado con este, que lo reduce. Por esta causa la mayoría de los físicos médicos prefieren calcular una medida que involucre tanto la diferencia de intensidades entre dos regiones como la incertidumbre de la señal que según la estadística de Poisson que caracteriza estas imágenes está dada por la desviación típica de la misma [43]. Surge así la Relación Contraste a Ruido (CNR adimensional). Se obtiene a través de la siguiente ecuación:

$$CNR = \frac{(i_1 - i_2)}{\sigma_i} \quad (5)$$

donde i_1 e i_2 son la media de los valores de intensidad de la región de interés objeto y la de fondo, σ_i es la desviación típica de la región de fondo.

Predictor de Diferencia Visual

Esta medida simula el mecanismo de percepción humano para tomar en cuenta la respuesta no lineal de los fotorreceptores, la sensibilidad de contraste y los canales selectivos de frecuencia en el sistema visual humano. Pueden cubrir un rango completo de luminancia (alto rango dinámico) [42].

La medida surgió originalmente para imágenes de rango dinámico típico, denominándose VDP. Parte de tomar dos imágenes como entrada y la salida sería un mapa de probabilidad de detección, en el cual el valor del píxel indica la probabilidad de que un observador al ver las dos imágenes o secciones de una imagen, detecte una diferencia visual evidente en los píxeles de la región seleccionada [43], [44], [45].

La métrica de Minkowsky con un parámetro β entre 2 y 4, ha sido descrita en la literatura científica [48] para resumir el mapa de probabilidades de detección en un solo valor numérico. Esta medida ha sido usualmente utilizada en el último quinquenio en la evaluación de la compresión de imágenes médicas, por ejemplo de Tomografía

Computarizada, obteniéndose buenos resultados al mostrar excelente correlación con los criterios subjetivos [43], [44], [45] y se calcula mediante la expresión matemática:

$$VDP = (\sum_u \sum_v \{p(u, v)^B\})^{1/B} \quad (6)$$

donde: $p(u, v)$ es el mapa de probabilidad de detección,

$$p(u, v) = (f(u, v) - g(u, v))$$

$f(u, v)$ y $g(u, v)$ son los valores de los píxeles en la imagen de referencia y en la imagen de prueba y

B es el factor de ajuste.

En el caso particular del presente trabajo, la medida se propone para monitorear el efecto visual que produce sobre el observador el hecho de cambiar las condiciones de adquisición mAs y kVp fundamentalmente, lo cual desde luego hace que varíe también la dosis en el paciente.

1.7.2 Medidas subjetivas

Las medidas subjetivas tienen en cuenta la influencia de las características psico-visuales del SVH, mediante la participación en el proceso de evaluación de analistas expertos que evalúan las diferencias entre la imagen analizada y una imagen “ideal”, donde se aprecien todos los elementos que desde el punto de vista médico son importantes para ellos. En el caso de las imágenes panorámicas, estos expertos evalúan la adecuada visualización de las estructuras descritas en el epígrafe 1.6.2.

Ventajas: Al tener en cuenta las características del SVH, resultan más adecuadas en aplicaciones donde el destino final de la imagen es su análisis por parte de expertos humanos, como es por ejemplo el caso de las imágenes médicas.

Desventajas: La subjetividad propia de los observadores humanos introduce cierta aleatoriedad en los resultados, que han de ser evaluados de forma estadística [39]. Los resultados por ende estarán influenciados por el grado de pericia del observador, el

conocimiento previo que tiene del caso, el medio de visualización y hasta su estado de ánimo personal.

Las medidas subjetivas pueden ser calculadas por diferentes vías, por ejemplo:

- La escala MOS (*Mean Opinion Score*) [39]

Emplea observadores expertos los que dan su opinión sobre la calidad que observan en las imágenes.

Usualmente se utiliza una escala de 5 puntos para asignar la imagen a una clase dada según las definiciones de la tabla 1 siguiente:

Tabla 1: Ejemplo de Escala MOS.

| | | |
|---|-----------|----------------------------|
| 5 | Excelente | Útil para diagnóstico |
| 4 | Muy Buena | Útil para diagnóstico |
| 3 | Buena | Aceptable para diagnóstico |
| 2 | Regular | Podría no servir |
| 1 | Pobre | No útil para diagnóstico |

- Las curvas ROC (*Receiver Operating Characteristic*) [39]

Se denominan Curvas de Rendimiento Diagnóstico: conforman una técnica matemática para describir y estudiar las propiedades de las pruebas diagnósticas. Miden la capacidad de un observador para clasificar correctamente los casos en categorías, y es posible adaptarlo para evaluar la calidad de las imágenes en función de su validez para realizar diagnósticos a partir de ellas. Para poder aplicar este tipo de análisis se requiere que las variables a estudiar sean continuas. Los índices que generalmente se utilizan son la Sensibilidad y 1-Especificidad. Sus pares describen la curva ROC.

S_e = sensibilidad, tasa de detección = probabilidad de que las anomalías sean detectadas correctamente. Se define como

$$S_e = \frac{VP}{FN + VN} = 1 - \frac{FN}{VP + FN} \quad (7)$$

Y la especificidad, que es la probabilidad de detectar correctamente las regiones normales, se calcula como

$$S_p = \frac{VN}{FP + VN} = 1 - \frac{FP}{FP + VN} \quad (8)$$

La medida de disimilitud complementaria ($1-S_p$), se conoce como *tasa de falsa alarma o fracción de falsos positivos (FFP)*.

Estos índices (S_e y $1-S_p$) se escogen dentro de una población de casos verdaderamente negativos y otra verdaderamente positivos cuyas distribuciones deben ser teóricamente gaussianas, y se solapan para un umbral o punto de corte.

Donde:

VP: (anomalías detectadas como anomalías), conocidas como **verdaderos positivos**.

FP: (no-anomalías detectadas como anomalías), conocidas como **falsos positivos**.

FN: (anomalías detectadas como no-anomalías), conocidas como **falsos negativos**.

VN: (no-anomalías detectadas como no-anomalías), conocidas como **verdaderos negativos**.

Tiene como desventaja en el caso de las imágenes médicas, la gran cantidad de mediciones que es necesario realizar para acotar el error de la medida, son por tanto altamente consumidoras de tiempo y se alejan de la forma típica en que usualmente los médicos evalúan las imágenes, de ahí que han evolucionado en técnicas como las MROC, LROC o FROC y más recientemente las tareas de libre respuesta como las JAFROC [47].

- Umbral de Contraste para la Detectabilidad de Detalles (TCDD)

El TCDD de las siglas del inglés *Threshold Contrast Detail Detectability*, es otra prueba de carácter subjetivo que se realiza a partir de utilizar un maniquí físico que contiene objetos de diferente tamaño pero con diferente contraste en un rango bastante diverso, desde prácticamente indetectable hasta perfectamente detectable. Varios observadores evalúan las imágenes y detectan para cada equipo el mínimo contraste detectable en relación con cada tamaño de estructura presente.

Los datos TCDD son representados gráficamente en un diagrama de resolución de contraste o en índices de detección de umbrales (H_T) que es calculado por la ecuación:

$$H_T(A) = \frac{1}{(C_T \times \sqrt{A})} \quad (9)$$

Donde (C_T) es el umbral de contraste en por ciento y A es el área de detalle en cm^2 .

Las curvas (H_T) permiten una valoración del desempeño del sistema de imagen, considerando tanto la forma como la posición de la curva. Cuanto más alto son los valores de $H_T(A)$, más fácilmente un detalle, de un tamaño determinado, puede ser distinguido.

1.8 Dosis de radiación en radiografía convencional

Las imágenes convencionales proporcionan una realimentación a los técnicos y radiólogos en cuanto a la entrega de la dosis de radiación propia de la exposición a los pacientes. Si las densidades ópticas de la imagen en película son grandes mayor será la radiación recibida por el paciente. Por lo que la dosis tiene una dependencia lineal con la densidad óptica [5].

Debido a los aspectos descritos, relativos a los inconvenientes, desventajas, dosis y costos de la radiografía convencional, que incluyen los costos del revelado y la posibilidad de deteriorar la calidad de la imagen precisamente en este paso, surge la radiología digital. Como esta técnica es relativamente nueva, no existe aún una completa caracterización de las dosis que se imparten durante los diferentes tipos de estudios y se reportan muy pocos estudios de optimización que involucran una relación de compromiso entre calidad de imagen y dosis al paciente [8]. En el caso específico de las imágenes dentales, esta información es sumamente escasa.

1.9 Dosis de radiación en radiografía panorámica digital

En ortopantomografía digital los niveles de dosis dependen mucho de la unidad dental utilizada [14] y del correcto ajuste de los parámetros de adquisición. En la tabla 2 se muestran niveles de dosis impartidos tanto por técnicas convencionales como digitales actuales recogidos en la literatura científica [12]. El estudio ha sido realizado en lugares donde el problema inicial de las altas dosis por desconocimiento de la técnica ya ha sido superado sobre la base de optimizar los parámetros de adquisición.

Tabla 2: Dosis de entrada en superficie durante radiografía panorámica

| Tipo de unidades panorámicas/género | Número de medidas incluidas | Dosis media (mGy) | Menor dosis (mGy) | Mayor dosis (mGy) | Tercer cuartil (mGy) |
|-------------------------------------|-----------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|----------------------|
| Digital/masculino/femenino | 180 | 8.6 | 0.2 | 29.8 | 11.3 |
| | 199 | 7.1 | 0.2 | 26.0 | 10.2 |
| Convencional/masculino/femenino | 21 | 15.7 | 4.0 | 23.7 | 20 |
| | 29 | 10.0 | 3.3 | 23.8 | 11.8 |
| Total | 429 | 8.4 | 0.2 | 29.8 | 11.0 |

Las variaciones en los parámetros de adquisición fueron, la corriente de tubo entre 6-16mA en ambas técnicas y la diferencia de potencial entre 50-90kV en ambos casos. Se puede observar la ventaja de la radiografía panorámica digital en la reducción de la dosis con respecto a la convencional para el mismo rango de variación de parámetros.

1.9.1 Metodos de medición de la dosis en radiografía panorámica

Para realizar las medidas de las dosis en Radiología dental (incluyendo panorámica) se emplean dos métodos fundamentalmente:

- Detectores gaseosos tipo Cámara de ionización o Dosímetro medidor del producto dosis x área (*DAP*)
- Dosímetros termoluminiscentes (*TLD*)

La *cámara de ionización tipo lápiz* es un instrumento construido para medir el número de iones dentro de una vasija llena de gas entre dos placas de metal conductoras (o dos electrodos plano-paralelos o cilíndricos coaxiales) separadas por un hueco, pudiendo ser una la propia pared del recipiente. Se aplica un voltaje (llamado corriente de calibración) entre ambas placas, lo que elimina los electrones de forma que el dispositivo no se sature. Cuando el gas entre los electrodos se ioniza por algún motivo, por ejemplo rayos x o emisiones radiactivas, los iones se mueven hacia los electrodos de signo opuesto, creando así una corriente de ionización, que puede ser medida por un galvanómetro o un electrómetro [48]. Estas cámaras pueden situarse en el campo de radiación en lugar del paciente para las mismas condiciones de adquisición y medir las dosis por unidad de longitud. También se puede multiplicar esta por el área irradiada de una película de estudio, que también se sitúe en dicho campo y calcular el producto dosis x área. Existen otras cámaras que vienen equipadas con un dispositivo para medir esta magnitud directamente.

Los *dosímetros termoluminiscentes (TLD)* son sustancias, como el fluoruro de litio (LiF) o el fluoruro de calcio (CaF₂), que al recibir radiación muchos de los electrones producidos quedan atrapados en niveles de energía de larga vida, generalmente debidos a defectos en la red cristalina. Cuando posteriormente son calentados estos cristales, los electrones atrapados vuelven a caer a sus estados originales, al mismo tiempo emiten luz (de allí el nombre de termoluminiscencia). La cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis acumulada desde la última vez que se calentó. Se mide con un fotomultiplicador [49].

En radiografía panorámica estos dosímetros de tan pequeño tamaño (≤ 5 mm de diámetro) pueden ser colocados por ejemplo, encima de órganos críticos como tiroides, parótidas, ojos, etc. y determinar así la dosis de entrada en superficie.

1.10 Efectos biológicos de la radiación ionizante

No solo es importante garantizar buena calidad de imagen desde el punto de vista médico sino medir las dosis y lo que es más importante reducir estas hasta el punto en que no degraden la calidad de la imagen significativamente para reducir a la vez el riesgo radiológico del paciente. Esto es lo que significa optimizar la relación calidad de imagen / dosis.

Los efectos biológicos que aparecen como respuesta al impacto de radiaciones como los rayos x a bajas dosis son de tipo probabilísticos (estocásticos) [11]. En radiodiagnóstico, dado los valores de dosis con que se trabaja en los diferentes estudios, las dosis efectivas que se reciben se relacionan con este tipo de efectos. Los mismos son el resultado de ocasionar un daño a una célula somática o germinativa. Esto puede ser una mutación puntual o una alteración cromosómica, donde los mecanismos de reparación enzimática fracasan al tratar de reparar el daño. En este caso, se provoca que la célula pueda ser viable; pero siendo ya una célula modificada, que puede inducir cáncer o trastornos hereditarios. Estos efectos estocásticos se caracterizan por no tener un umbral de dosis para su aparición y su probabilidad de aparición es directamente proporcional a la dosis de radiación, aunque la gravedad del mismo no se le asocia a esta, sino a la ubicación anatómica y a la agresividad de las lesiones. En la medida en que se reduce la dosis suministrada al paciente para el estudio, en esa misma medida se reduce la probabilidad de aparición de efectos estocásticos. Aún hoy se discute si esta relación es lineal o no.

Lo explicado es justificación suficiente para reducir las dosis en cualquier estudio que involucre radiaciones ionizantes, hasta el punto en que no deteriore la calidad de imagen útil para diagnóstico. La radiografía panorámica no está exenta de esta misma problemática.

1.11 Conclusiones del capítulo

De la revisión bibliográfica realizada se deben resaltar los aspectos siguientes:

- La radiografía panorámica convencional va a ser sustituida poco a poco por su homóloga digital debido a las ventajas de la nueva tecnología y a los problemas asociados con la calidad de imagen, que en el primer caso no es solo dependiente de los parámetros de adquisición, sino de la calidad del proceso de revelado, que además incrementa su costo, así como por la imposibilidad de realizar un post procesamiento para mejorar la calidad de imagen final del estudio.
- Existe aún un relativo grado de desconocimiento de la relación entre los parámetros de adquisición de los estudios panorámicos digitales, la calidad de imagen asociada a estos y las dosis que producen, lo que da lugar a la necesidad de investigación en esta área para optimizar la relación entre ambos aspectos.

Con lo anterior expuesto es de interés lograr un ajuste preciso de los parámetros de adquisición en radiografía panorámica digital que permitan obtener imágenes con buena calidad diagnóstica y bajas dosis de radiación.

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

Aunque esta tesis parte de imágenes previamente adquiridas con un ortopantomógrafo digital, es necesario describir las condiciones de adquisición de las mismas por su importancia para la comprensión de los resultados obtenidos.

2.1 Tecnología utilizada y parámetros de adquisición

2.1.1 Unidad dental digital

Se utilizó un ortopantomógrafo Kodak 8000C [50]. En su modo panorámico de adquisición (figura 6) permite los ajustes de la tensión entre 60 y 90 kVp y de la corriente de tubo entre 2 y 15 mA.



Figura 6: Unidad dental Kodak 8000C.

2.2 Imágenes utilizadas en el estudio

Con este equipo se obtuvieron 21 imágenes panorámicas de un maniquí tejido equivalente que describiremos posteriormente y 205 imágenes panorámicas de pacientes, almacenadas en matrices de 1244 por 2613 píxeles a 8 bit por píxel (bpp) de profundidad. Las imágenes se adquirieron para variaciones de kVp de 67, 73, 76, 79 y 90 kV de acuerdo con el criterio de anatomía de los pacientes (talla y peso) descrito en la literatura científica [13]. Las variaciones de corriente de tubo fueron 6.3, 8, 10 y 12 mA para el maniquí y de 10 y 12mA para los pacientes, siguiendo el mismo criterio. El tiempo de exposición de cada estudio fue de 13.2 o 13.9 s que son las dos únicas opciones que trae implementado el equipo. Como las diferencias en los tiempos son tan pequeñas y en los análisis iniciales sobre las imágenes no se apreciaban claramente diferencias de calidad a kVp y mA fijos, no se particularizó en el análisis de la influencia de esta variable de forma independiente.

2.3 Maniquí utilizado

El maniquí utilizado es el modelo 711- HN mostrado en la figura 7, el cual incluye anatomía antropomórfica detallada en 3D de cerebro, huesos, laringe, tráquea, senos maxilares, cavidades nasales y dientes. Los huesos contienen separación cortical y trabecular. También simula distintos tejidos como la dentina, el esmalte y las estructuras de las raíces, incluyendo el nervio [51].



Figura 7: Maniquí 711-HN

2.4 Medición de la dosis

El valor de la kerma en aire (mGy) se midió con una cámara de ionización tipo lápiz, marca PTW 30009-0516, que posee un electrómetro PTW Diamentor E2. Las mediciones se efectuaron ubicando la cámara en el campo de radiación durante las mediciones con el maniquí, utilizando los mismos parámetros de adquisición que se utilizaron para los pacientes. El Producto kerma-aire por área (PK, A) indicativo de la dosis, se calculó, multiplicando la lectura de la cámara de ionización por el área del campo de radiación, medida sobre cada imagen.

2.5 Análisis de calidad de imagen

El análisis de calidad de cada imagen se realizó mediante evaluación subjetiva realizada por dos especialistas máxilofaciales, con más de 5 años de experiencia. Ellos evaluaron 5 regiones de interés anatómico a ambos lados de la cara (fundamentales para este tipo de estudio) en cada una de las 226 imágenes incluidas en el experimento. La figura 8 muestra las regiones analizadas.

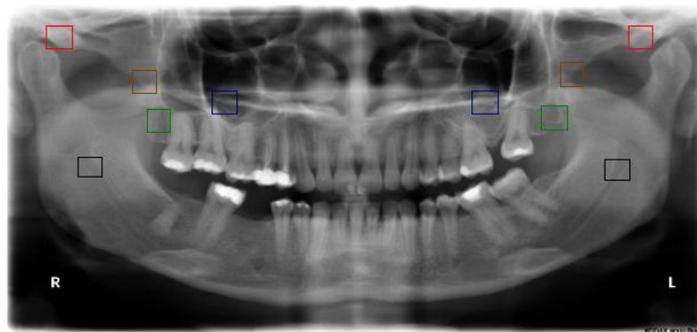


Figura 8: Regiones de interés analizadas

Regiones de interés:

- Senos maxilares
- Eminencia articular
- Canal mandibular
- Tuberosidad maxilar
- Apófisis coronoides

La calidad de imagen en cada región de interés se evaluó según la escala: (1- calidad pobre, 2- calidad regular, 3- calidad buena, 4- calidad muy buena y 5- calidad excelente). Estas medidas se promediaron para cada observador en cada evaluación y el valor obtenido constituyó el registro de evaluación subjetiva de cada imagen por observador. El anexo 1 muestra los valores promedio de cada observador.

Los especialistas realizaron el análisis subjetivo de calidad de imagen de forma independiente y bajo las mismas condiciones de visualización. Se utilizó un monitor modelo Flatron W 1942TQ, marca LG *Widescreen*, con una resolución de 1440 x 900 píxeles y una profundidad de 32 bit. Uno de los especialistas realizó la evaluación en 2 oportunidades con un período de tiempo de 1 mes entre ambas evaluaciones. Estas evaluaciones fueron utilizadas para analizar la variabilidad intra-observador. La media de sus evaluaciones fue comparada con la del segundo especialista para evaluar la variabilidad inter-observador. Para estos cálculos se utilizó el método de Brand y Altman [52], cuyas expresiones son las siguientes:

$$A_{inter} = 100 - \frac{|X_{01} - X_{02}|}{(X_{01} + X_{02})/2} \cdot 10 \quad (10)$$

Muestra el acuerdo inter-observador donde X_{01} y X_{02} son las evaluaciones medias obtenidas por dos observadores diferentes evaluando el mismo estudio.

$$A_{intra} = 100 - \frac{|X_{1ro} - X_{2do}|}{(X_{1ro} + X_{2do})/2} \cdot 10 \quad (11)$$

Muestra el acuerdo intra-observador donde X_{1ro} y X_{2do} son las evaluaciones medias obtenidas en un mismo estudio repetido en dos oportunidades por el mismo especialista.

El tiempo posible a utilizar por cada especialista para realizar todas las evaluaciones fue indefinido y promedió 90 minutos en ambos casos.

2.6 Medidas objetivas para el análisis de calidad

Para el análisis objetivo se situaron ventanas de 5 x 5 píxeles [13] sobre las regiones de interés utilizadas para las evaluaciones subjetivas, mostradas en la figura 8.

En las ventanas seleccionadas se midieron la relación SNR (dB), la CNR y se implementó por primera vez la métrica VDP para radiografía dental, referida al análisis de variación de calidad de imagen contra dosis. En este caso se apreció que para el ajuste de la β al problema tratado se requirió aumentar el tamaño de ventana a 7 x 7 píxeles durante una prueba de ensayo y error. En este caso se utilizaron solo las imágenes del maniquí para excluir la influencia de la morfología sobre el valor de la métrica. La medición de cada métrica se repitió 3 veces en cada ventana y se tomó el valor medio.

Como VDP es una medida relativa, se tomó como imagen de referencia la del maniquí, que tenía menor $kV_p=70$, mayor $mAs=12$ y mayor tiempo ($t=13.9$ seg.) que supuestamente *a priori* debe ser la de mayor calidad de imagen visual y en la que simultáneamente se aplica la mayor dosis.

2.7 Implementación sobre MABLAB del cálculo de las medidas objetivas

La definición de las ROIs y el cálculo de las medidas objetivas fue implementado sobre Matlab, (versión 7.0.0.19920 R (14)). El anexo 2 muestra dicha programación.

2.8 Análisis estadístico

Se utilizó el SPSS 15.0 para realizar un análisis de correlación bivariada de Pearson entre los resultados subjetivos y objetivos para cada observador a fin de poder arribar a la conclusión de un protocolo optimizado de calidad de imagen contra dosis para un paciente de peso y talla medios [13], para este tipo de estudio panorámico, en el equipo de adquisición de imágenes digital utilizado.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se presentan y discuten los resultados tanto cuantitativos como cualitativos del estudio de calidad de imagen panorámica realizado para un equipo digital y se propone un protocolo optimizado que muestra una buena relación de compromiso con la dosis que recibe un paciente de peso y talla medios.

3.1 Comportamiento de las medidas objetivas de calidad de imagen ante variaciones de los parámetros de adquisición.

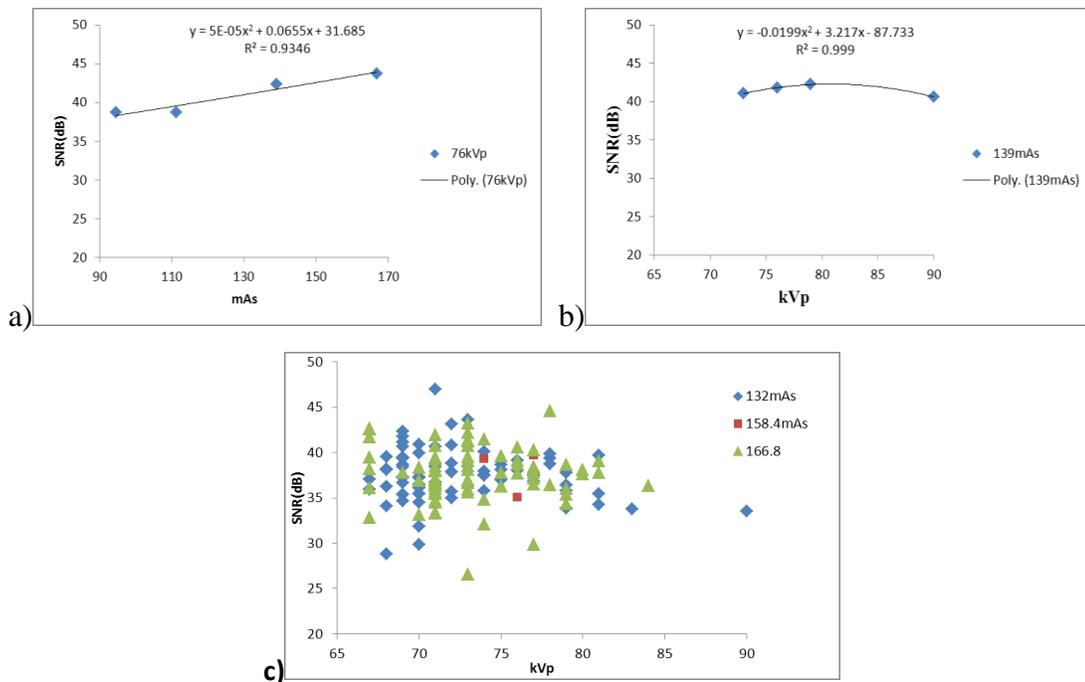


Figura 9: Relación entre SNR y los parámetros de adquisición. Los gráficos a) y b) se corresponden a mediciones en imágenes del maniquí y c) en imágenes de pacientes.

La Relación Señal a Ruido para el rango de variación del mAs a kVp fijo en los estudios realizados al maniquí tiene una media de 40,74 dB y una desviación típica de 2,4 y se encuentra acotada entre 38 y 45 dB, lo cual puede considerarse como apropiado para diagnóstico en este tipo de imágenes [13]. Debe destacarse que los valores no son significativamente diferentes entre 140 y 170 mAs ($p=0.005$). En el estudio con pacientes la SNR tiene una media de 37,74dB y una desviación típica de 2,91 dB, acotándose entre 30 y 45 dB para todos los valores de mAs monitoreados. El estudio incluyó 6 valores de kVp. Es notable la mayor dispersión de los resultados respecto al estudio con el maniquí, lo cual se atribuye a la gran variedad morfológica incluida en la muestra.

La Relación Señal a Ruido no mostró una fuerte variación con el incremento del kVp a mAs fijo, para los estudios realizados al maniquí ni para los realizados con pacientes. En el caso del maniquí, la SNR tiene en ese caso una media de 41,97 dB y una desviación típica de 0,63 dB y se encuentra entre 41 y 43 dB. Nuevamente los resultados para pacientes muestran una mayor dispersión debida a las grandes diferencias morfológicas. En general SNR (dB) muestra ser más dependiente del mAs que del kVp. La selección final del kVp más adecuado debe por tanto estar en dependencia de cuánto se afecta el contraste imagen con su aumento.

La figura 10 muestra secciones de imágenes con varios valores de mAs a kVp=76, para el maniquí y dos valores de mAs al mismo kVp para pacientes. Nótese, que aunque pueden detallarse con precisión los aspectos explicados en el epígrafe 1.6.2 en todas las imágenes, valores bajos de mAs conducen a imágenes más ruidosas que necesitarían un kVp mas bajo para producir un mejor contraste que permita una mejor visibilidad de detalles de bajo contraste, como se aprecia bien en las regiones de interés seleccionadas en el maniquí mostradas en la figura 10. Una solución como esta se aleja de ser una solución optimizada para el paciente dado el incremento que produce en la dosis [21]. La condición intermedia, por ejemplo, con mAs=139 y kVp=76 (cuya SNR (dB) no fue significativamente diferente de mAs=167 ($p=0.005$)) muestra resultados visuales satisfactorios, mientras que reduce las dosis.

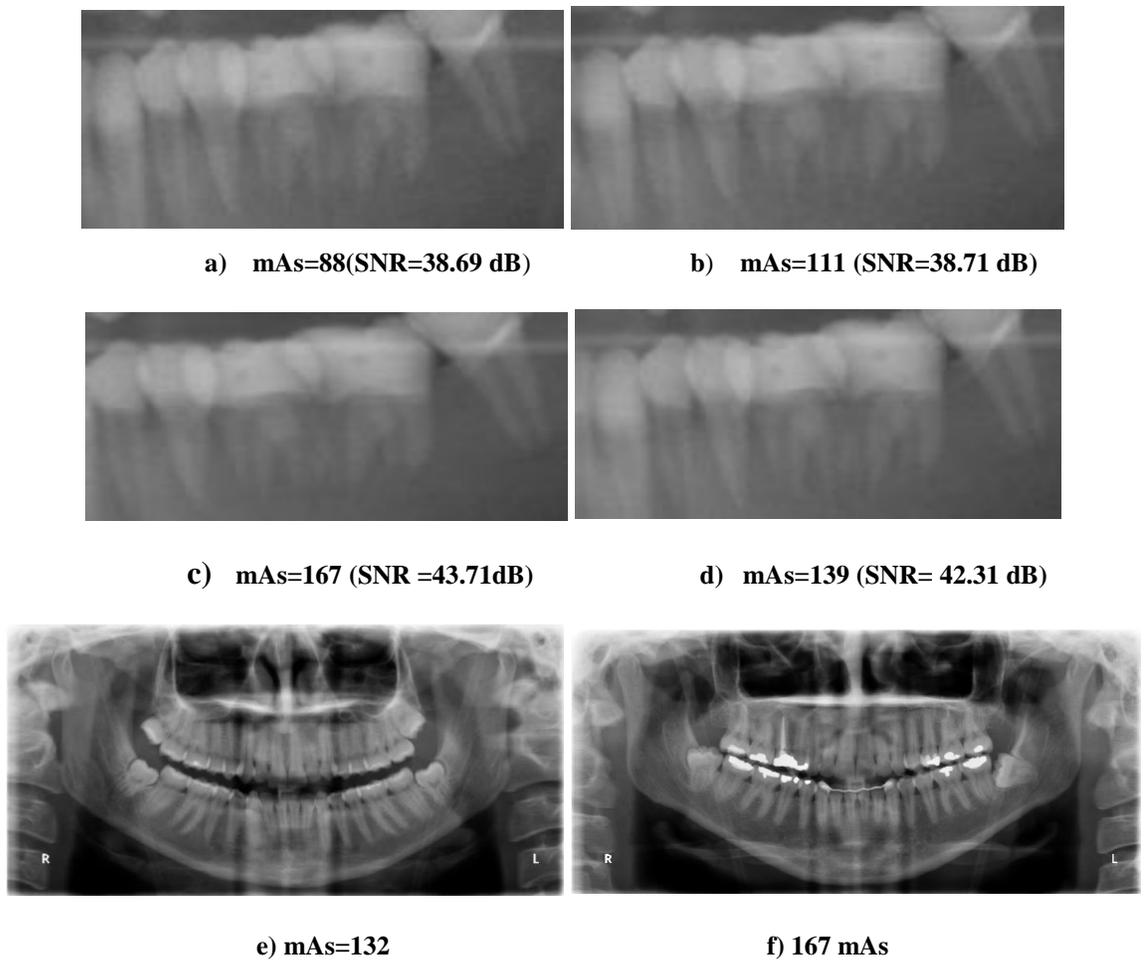


Figura 10: secciones de imágenes a distintos mAs con kVp fijo en maniquí e imágenes completas en pacientes

La figura 11 muestra el comportamiento de la Relación Contraste a Ruido ante variaciones del mAs y el kVp.

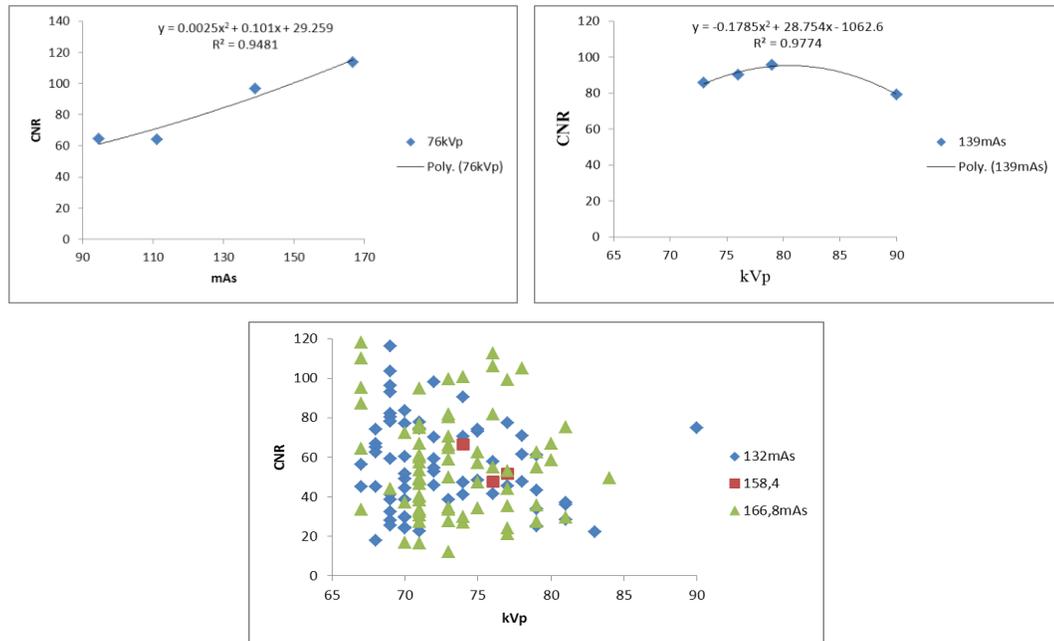


Figura 11: Relación entre CNR y los parámetros de adquisición.

La Relación Contraste a Ruido aumenta con el mAs ajustándose a un polinomio de segundo orden, como puede apreciarse del estudio realizado con el maniquí a kVp fijo. El valor medio fue de $84,71 \pm 21,3$ y se aprecia que se duplica el valor de CNR entre el menor y mayor mAs utilizados. Para un mAs de 139 con un kVp de 76, el valor de CNR es de 97 y para mAs =167 es de 114. Esta mejora numérica sin embargo no es evidente visualmente (Ver figura 10 c) y d)).

El aumento del kVp provoca la disminución del contraste imagen, como resultado de una mayor penetración de los rayos x en el tejido y una menor deposición de energía [5]. Consecuentemente la CNR también disminuye. Del mismo modo, en este estudio se aprecia una mayor dispersión en los resultados para pacientes. La media total de la CNR para pacientes fue de $57,09 \pm 40,5$. La figura 12 ilustra influencia del kVp sobre el contraste de la imagen a mAs fijo para pacientes obtenida en este experimento para el rango de kVp utilizado.

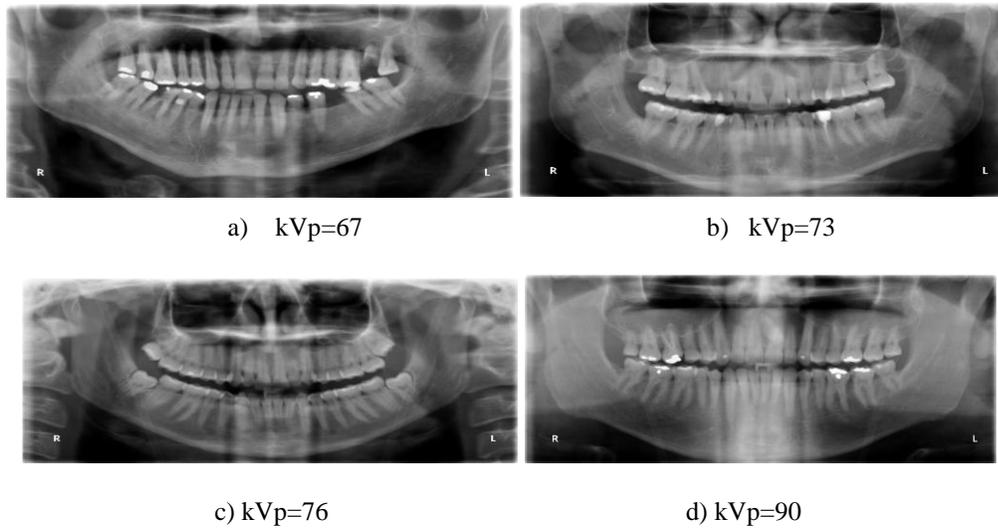


Figura 12: Imágenes de pacientes para variaciones del kVp a mAs= 132.

La figura 13 muestra la relación entre el VDP y los parámetros de adquisición para diferentes valores de β .

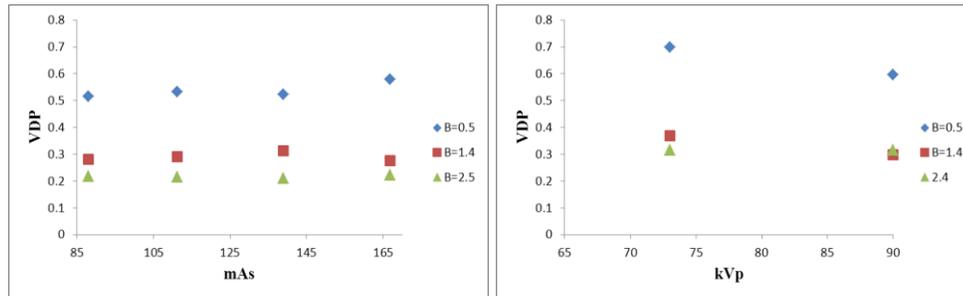


Figura 13: Relación entre el VDP y los parámetros de adquisición en el estudio con el maniquí.

El VDP tiene un mejor comportamiento para una $\beta = 0.5$ donde un aumento de mAs provoca un ligero aumento del VDP a kVp fijo =76. Valores superiores de la β , como los sugeridos en la literatura científica para otros tipos de estudio [46], dan una probabilidad de detección muy baja en este experimento que no se ajusta a la realidad observada en el mismo. El valor medio de VDP ante variaciones de mAs es de 0.525 ± 0.005 . El VDP disminuye ligeramente con el aumento del kVp a mAs fijo= 139, con un valor medio de 0.61 ± 0.07 . Nuevamente $\beta = 0.5$ ofrece valores mejor ajustados a la realidad visual de este experimento.

3.2 Comportamiento de la evaluación subjetiva de calidad de imagen ante variaciones de los parámetros de adquisición.

La variabilidad inter observador fue de 99.60 y la variabilidad intra observador fue de 99.93, de donde se deduce la consistencia de las evaluaciones y la similitud en el grado de pericia de ambos observadores.

Las siguientes gráficas muestran curvas que expresan la evaluación subjetiva media de ambos observadores con respecto a la variación de los parámetros de adquisición tanto para las imágenes del maniquí como para las de los 205 pacientes.

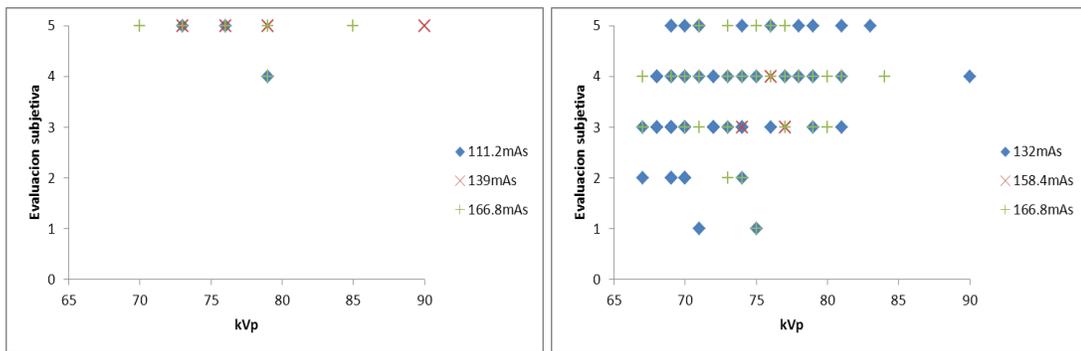


Figura 14. Relación entre la evaluación subjetiva y el kVp en el maniquí y los pacientes.

En el caso del maniquí, se aprecia que independientemente del mAs y kVp utilizados, la mayoría de las imágenes recibieron la máxima evaluación (5) y solo dos fueron evaluadas de 4, que es muy buena calidad según la escala establecida. Los observadores expertos en general aceptaron bien las pequeñas variaciones de contraste y ruido de las imágenes observadas, dadas por diferentes condiciones de adquisición, porque de todas las imágenes (aleatoriamente observadas) pudieron extraer los detalles de interés morfológico que ellos buscan. De aquí se deduce que el rango de parámetros de adquisición estudiado (extraído de la literatura) es apropiado para ortopantomografía digital de pacientes adultos de peso y talla medios (que es lo que representa este maniquí [13]) con el equipo Kodak digital utilizado.

Cuando la morfología interviene, aparece una mayor dispersión en la evaluación para todos los mAs, pero aún así la mayoría de las imágenes fue evaluada de 3 (calidad buena) hacia arriba. El menor valor de mAs utilizado, resultó ser el de peor desempeño, debido al

notable incremento del ruido apreciado en algunas imágenes, por lo que se sugiere para este equipo en particular, el uso de valores de mAs que estén por encima de este valor.

Con respecto al kilovoltaje pico se hace notar que para kVp entre 75 y 80 todas las imágenes obtuvieron evaluación de 3 hacia arriba para todos los valores de mAs. En general la evaluación de los observadores fue más dependiente del mAs que del kVp. Valores bajos de kVp con bajo mAs produjeron imágenes de pobre calidad. Este resultado sugiere que no se utilicen valores tan bajos de kVp con este equipo en aras de aumentar el contraste imagen, a menos que se usen altos mAs, lo cual incrementa la dosis y no es una solución óptima, porque visualmente el resultado no es bueno con este equipo. La opción, por otro lado, de mantener bajo el mAs y bajar aún más el kVp tampoco resultaría óptima para el paciente.

3.3 Correlación entre resultados objetivos y subjetivos

La Tabla 3 muestra los resultados del coeficiente de correlación de Pearson (r) y su significación (p) entre las tres medidas objetivas implementadas y el valor medio de la evaluación subjetiva de los dos observadores expertos.

Tabla 3: Correlación entre medidas objetivas y evaluación subjetiva

| r (p) | SNR(dB) | CNR | VDP |
|------------|---------|---------|---------|
| Evaluación | 0,530 | 0,162 | 0,749 |
| subjetiva | (0,014) | (0,482) | (0,000) |

La medida objetiva que mejor correlación mostró entre los criterios objetivo y subjetivo fue VDP para un valor de $\beta=0.5$, (aunque esta solo fue calculada para el maniquí), mientras que las otras se obtuvieron incluyendo el promedio de valores entre maniquí y pacientes. La segunda de mejor desempeño fue SNR (dB). La CNR no mostró ninguna correlación con el

criterio de los observadores en el experimento realizado. En el caso particular de CNR y SNR otros autores han mostrado para otros tipos de estudios y análisis, la pobre correlación que tienen respecto al SVH.

La VDP con β ajustada entre 2.4 y 4 ha mostrado buena correlación con el SVH en estudios de compresión [43], [44], [45]. En el caso de este estudio, el ajuste para variación de dosis arrojó una beta de aproximadamente 0.5. Se sugiere estudiar valores aún menores para refinar su ajuste en el futuro.

La figura 15 ilustra con mayor detalle la relación existente entre el criterio de los observadores y las medidas objetivas monitoreadas.

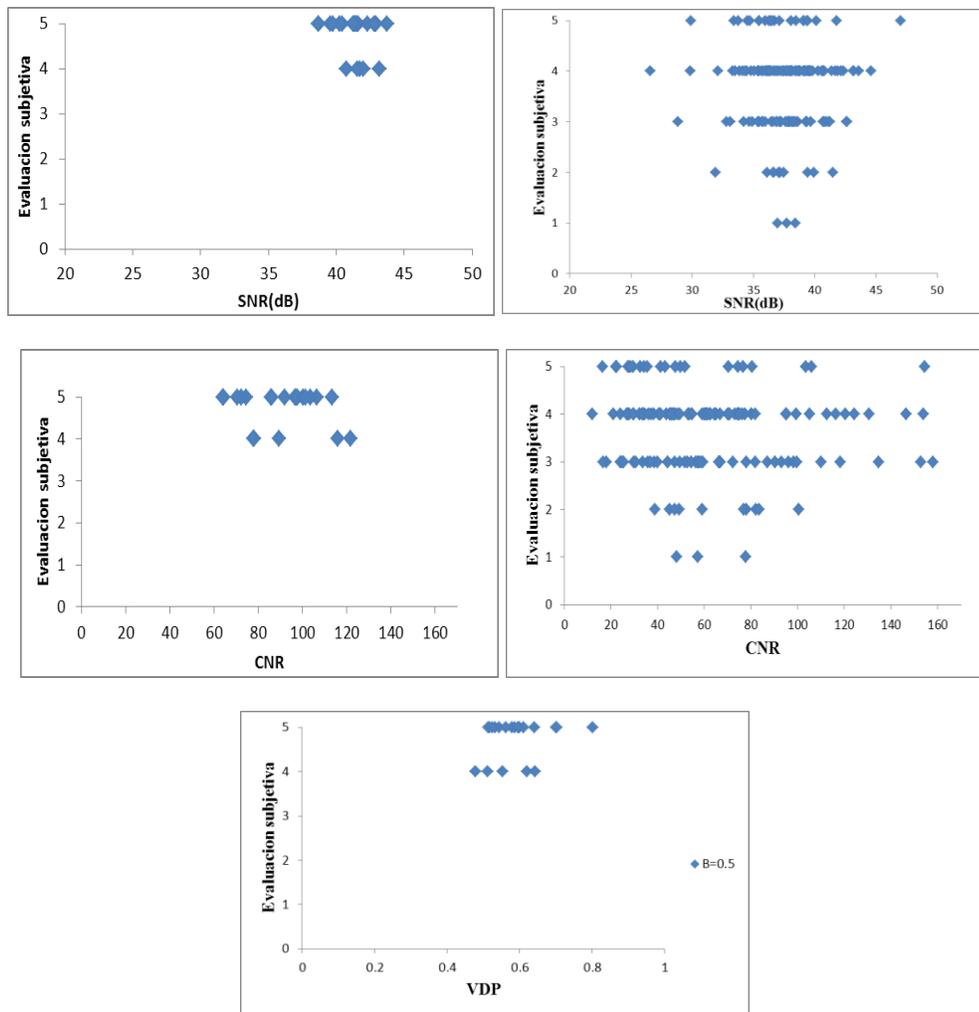


Figura 15: Relación entre la evaluación objetiva y subjetiva (VDP solo incluye el estudio con el maniquí).

Se aprecia que la mayoría de las imágenes tuvo una evaluación buena, muy buena o excelente, lo cual se correspondió con un amplísimo rango de valores de SNR que van desde 28 a 45 dB. Sin embargo, imágenes con calidad inferior coincidentemente estuvieron dentro del mismo rango de valores de SNR para las ROI monitoreadas que las de mejor calidad, de donde se desprende que no fue el ruido sobre las imágenes, por sí solo, quien determinó la evaluación cualitativa, aunque anteriormente apreciamos que las imágenes de peor calidad visual fueron adquiridas para el mAs más bajo y es este teóricamente el parámetro determinante del ruido sobre las imágenes [21] lo cual fue visible en muchas imágenes (figura 10), de donde puede explicarse la relativa correlación de SNR con el criterio de los observadores.

En el caso de la Relación Contraste a Ruido puede apreciarse que prácticamente es independiente del criterio dado por los observadores en este experimento. El rango de valores para todas las categorías 1 a la 5 es coincidente.

Los mejores valores de VDP con $\beta=0.5$ se corresponden con las evaluaciones más altas de los observadores (categoría de 5). La media para evaluación de 4 es 0.56 ± 0.06 y para 5 es 0.60 ± 0.07 .

3.4 Análisis del comportamiento de la dosis en relación con los parámetros de adquisición.

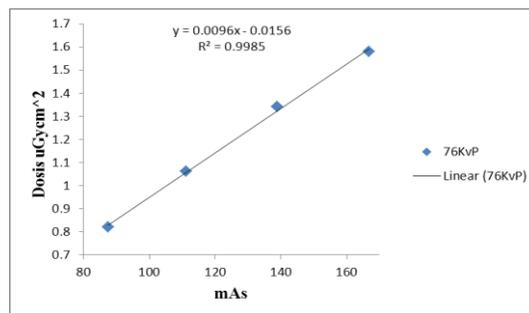


Figura 16: Relación entre la Dosis vs. mAs

De los resultados obtenidos se aprecia que la relación es lineal, existiendo diferencias significativas entre todos los valores ($p=0.005$). Es interesante notar que para mAs entre 140

y 170 las diferencias de dosis sean significativas, mientras que la calidad de imagen en este experimento no mejoró sensiblemente.

En estos estudios en particular dado los valores de dosis por área que se reciben, los órganos críticos para el paciente son órganos muy radiosensibles, a saber: el cristalino, las parótidas y el tiroides [14]. Esto implica que sea muy importante optimizar la relación calidad de imagen / dosis al paciente.

3.5 Propuesta de protocolo optimizado

La siguiente tabla muestra los valores de los parámetros de adquisición con mejores resultados obtenidos en este trabajo con los valores de las medidas objetivas correspondientes:

Tabla 4: Valores optimizados el equipo KODAK 8000 C, para un paciente de talla y peso medios

| Parámetros de adquisición (kVp/mAs) | SNR(dB) | CNR | VDP | Dosis (uGycm²) |
|--|----------------|------------|------------|----------------------------------|
| 76/139 | 42.31 | 90.17 | 0.52 | 1.34 |

La figura 17 muestra imágenes con los parámetros optimizados en un paciente y el maniquí.

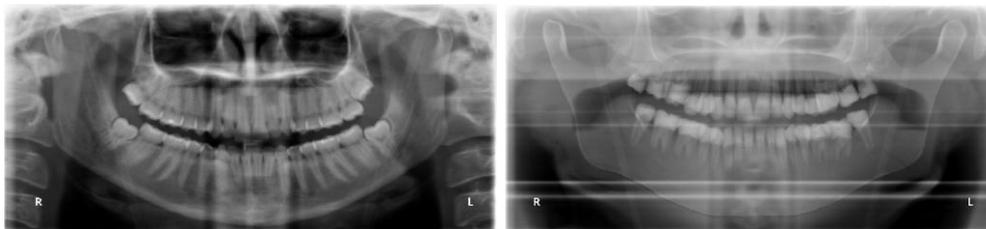


Figura 17: Imágenes con buena calidad

Con los parámetros de adquisición recomendados se obtiene una reducción de la dosis del 25% con respecto a las condiciones que producen la mejor calidad de imagen y la más alta dosis (kVp=67, mAs=167).

3.6 Conclusiones del capítulo

Tras el análisis y discusión de los resultados podemos concluir que:

- La SNR dependió más en el experimento realizado del mAs que del kVp al igual que la opinión de los observadores.
- La CNR aumenta con el mAs y disminuye con el kVp pero esto no resultó muy sensible para los observadores.
- El VDP aumenta ligeramente con el mAs y disminuye ligeramente con el kVp correlacionando en buena medida con el criterio de los observadores para una $\beta=0.5$.
- La condición kVp=76 y mAs=139 (con tiempos de 13.2 y 13.9 segundos indistintamente) produce buenos resultados de calidad de imagen tanto objetivos como subjetivos y contribuye a disminuir la dosis en un 25 % respecto a la condición “ideal” de máxima calidad de imagen.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Después de haber discutido los resultados podemos concluir que:

- Tras estudiar el efecto que provoca sobre la calidad de imagen efectuar una variación en los parámetros de adquisición kVp, mAs y tiempo de adquisición se aprecia la necesidad de utilizar kVp entre 75 y 80 kilovoltaje y mAs mayores a 132 miliamperes por segundo, para obtener imágenes con buena calidad tanto desde el punto de vista visual como de las medidas objetivas SNR y VDP con el equipo de radiografía panorámica KODAK 8000 C, para casi todos los pacientes.
- La dosis mostró un incremento lineal con el aumento del mAs con diferencias significativas entre todos los valores probados.
- La combinación kVp = 76 con un mAs=139 y tiempo de adquisición de 13.9 seg. permite obtener imágenes con buena calidad y reducir en un 25 % la dosis máxima con este equipo para un paciente estándar.

Recomendaciones

- Sugerir la implementación del protocolo propuesto a la entidad donde se realizó el estudio para su implementación en la práctica clínica de rutina, así como divulgar los resultados para extender su uso a otras entidades que tengan equipos similares.
- Realizar el estudio de dosis contra calidad de imagen para otros estudios dentales

- Mejorar el refinamiento del parámetro de la beta en el Predictor de Diferencia Visual para extender su uso en el análisis de calidad de imagen respecto a dosis en diferentes tipos de estudios digitales.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Norelkys E. Equipos de alta tecnología en imágenes digitales y su aplicación en la odontología. Acta odontol. Venez, vol.43 (2), Caracas, 2005.
- [2] <http://www.e-radiography.net/history/general.htm> Consultado el día 16 de junio 2011.
- [3] <http://depositodental.tripod.com/historia-rx.html> Consultado el día 22 de junio 2011.
- [4] <http://es.wikipedia.org/wiki/Ortopantomograf%C3%ADa> Consultado el día 22 de junio 2011.
- [5] Mark B., Elizabeth A, Keith J., William K. Mark S. et al. Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition. J Am Coll Radiol.4. pp. 371-388, 2007.
- [6] Edwin T, Gail F. Digital Radiography: An Overview. The Journal of Contemporary Dental Practice. Vol. 3, (4), 2002.
- [7] Chi-Lok T. Can digital radiography replace film radiography? Hong Kong Dental Journal. Vol. 2, pp. 142-145, 2005.
- [8] Meryem T., Ilkay P., Güiten U., Bülent A. Clinical Evaluation of Dose Reduction on Image Quality of Panoramic Radiography. The Journal of Contemporary Dental Practice, Vol. 8, (5), 2008.

- [9] Radiation safety in dental radiography. Kodak Dental Radiography Series. USA. Eastman Kodak Company. No 414.1998.
- [10] ICRP Publication 60. Radiation protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP21: paragraph 27, 1991.
- [11] UNSCEAR 2000. Sources and effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, New York, United Nations General Assembly, 2000.
- [12] Jae-Seo L., Young-Hee K. Suk-JaY., Byung-Cheol K., Reference Dose Levels for Dental Panoramic Radiography in Gwangju, South Korea. Radiation Protection Dosimetry, pp. 1–7, 2010.
- [13] Brasileiro I. Khoury H.J, Andrade M.E., Diaz M., Vieira J.E., Nascimento J.B. Borrás C. Producto Kerma aire y Calidad de Imagen en radiología dental Panorámica digital. Código 201-026 Memorias del *XVII Congreso de la Sociedad española de Física Médica, Alicante 2009*, www.sefm.es/alicante/fullpapers 2009.
- [14] Gijbels F., R Jacobs, Dosimetry of digital panoramic imaging. Part II: occupational exposure. Dentomaxillofacial Radiology 34, 2005, pp150–153.
- [15] Desco M. Técnicas avanzadas de imagen en Medicina. Medicina Experimental. Hospital General Universitario ‘G. Marañón.
- [16] Radiographic Units, Dental; Radiography Systems, Digital, Dental. Julio 2002.
- [17] Thomas Ka-lun Li. Computed Tomography in Dentistry. Dental Bulletin. Vol. 13, No 11. 2008.

[18] Webb. S. "Diagnostic radiology with x-ray". The physics of medical imaging. Tomo I, pp. 20-71, 1988.

[19] Sprawls Perry. "x-Ray Production," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 97-109, 1993.

[20] Sprawls Perry. "Energizing and Controlling the X-Ray Tube," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 111-125, 1993.

[21] Sprawls Perry. "Radiation Penetration," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 159-170, 1993.

[22] Sprawls Perry. "Energy and Radiation," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 17-34, 1993.

[23] M. P. McLaughlin, "Regress+. Appendix A: A compendium of common probability distributions," 3ra. ed, 2001.

[24] Sprawls Perry. "Radiography Density Control," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 243-250, 1993.

[25] Sprawls Perry. "Radiography Receptors," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp. 197-205, 1993.

[26] Sprawls Perry. "The Photographic Process and Film Sensitivity," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp.207-222, 1993.

- [27] J. M. Boone, *et al*, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Second Edition ed.: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [28] M. Tapiovaara. Objective Measurement of Image Quality in Fluoroscopic x-ray Equipment: Fluoroquality. STUK-A196.2003.
- [29] <http://en.wikipedia.org/wiki/Orthopantomogram> Consultado el día 18 de Mayo 2011.
- [30] Barrancos P. y Pereira C.: Imágenes electrónicas en odontología. En: Barrancos M., editor. *Operatoria Dental*. Tercera edición, Buenos Aires, Editorial Médica Panamericana. 1999.
- [31] Hutchinson I. y Williams P.: Digital Cameras. *J Ortho*; 26(4): 1999, pp. 326- 331.
- [32] Sprawls Perry. "Image Characteristics and Quality," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp.1-13, 1993.
- [33] Barbieri Petrelli G, Flores Guillén J, Escribano Bermejo M, Discepoli N. Actualización en radiología dental. Radiología convencional vs. digital. *Av Odontoestomatol*. Vol. 22.No.2, 2006.
- [34] Sprawls Perry. "X-Ray Image Formation and Contrast," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp.171-178, 1993.
- [35] Sprawls Perry. "Image Noise," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp.303-316, 1993.

- [36] Sprawls Perry. "Blur, Resolution, and Visibility of Detail," in *Physical Principles of Medical Imaging*, Second Edition ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, pp.303-316, 1993.
- [37] J.L.Prince and J.M.Links. *Medical Imaging Signal and Systems*. Editions: Pearson Education, 2006.
- [38] <http://es.scribd.com/doc/58068265/PRINCIPIOS-PARA-LA-INTERPRETACION-DE-RADIOGRAFIAS>. Consultado el día 15 de junio de2011.
- [39] G. Juan V. Lorenzo. Evaluación de la calidad en imágenes (I), CEETI, Universidad Central de Las Villas Marta Abreu, Santa Clara, 2010, pp1-53.
- [40] R. A. Miller Clemente, "Estrategias de optimización de la dosis al paciente en Tomografía Computarizada: un enfoque sistémico", 2006.
- [41] M. Hamann, *et al.*, "Evaluation of a low - dose/ slow - rotating SPECT - CT system," *Physics in Medicine and Biology*, 2008.
- [42] M. Robertson, S. Borman, and R. Stevenson, "Dynamic range improvement through multiple exposures," in *Proceedings of the 1999 International Conference on Image Processing (ICIP-99)*, pp. 159–163, (Los Alamitos, CA), 1999.
- [43] Bohyoung Kim. Kyoung Ho Lee. Kil Joong Kim. Rafal Mantiuk. Seokyung Hahn.Tae Jung Kim. Young Hoon Kim. Prediction of Perceptible Artifacts in JPEG 2000–Compressed Chest CT Images Using Mathematical and Perceptual Quality Metrics. American Roentgen Ray Society,2007.
- [44] Kil Joong Kim. Bohyoung Kim. Kyoung Ho Lee. Tae Jung Kim. Rafal Mantiuk. Heung-Sik Kang Young Hoon Kim. Regional Difference in Compression Artifacts in Low-

Dose Chest CT Images: Effects of Mathematical and Perceptual Factors. American Roentgen Ray Society. Vol 4, 2008.

[45] Bohyoung Kim. Kyoung Ho Lee. Kil Joong Kim. Rafal Mantiuk. Hye-ri Kim. Young Hoon Kim. Artifacts in Slab Average-Intensity-Projection Images Reformatted from JPEG 2000 Compressed Thin-Section Abdominal CT DataSets. American Roentgen Ray Society, 2007.

[46] Michael P. Eckert, Andrew P. Bradley. Perceptual quality metrics applied to still image compression, 1998.

[47] G. Juan V. Lorenzo. Evaluación de la calidad en imágenes (II), CEETI, Universidad Central de Las Villas Marta Abreu, Santa Clara, 2010, pp1-53.

[48] Glenn F. Knoll. "Ionization Chamber". Radiation Detector and Measurement. United States of America. 1979, pp151-173

[49] Glenn F. Knoll. "Miscellaneous Detector Types". Radiation Detector and Measurement. United States of América. 1979, pp745-765

[50] www.Kodakdental.com Consultado 9 de febrero de 2011.

[51] <http://www.supertechx-ray.com/a298-r.htm> Consultado el día 10 de febrero de 2011.

[52] Bland J. M., Altman D. G., "Statistical methods of assessing agreement between methods of clinical measurement. Lancet 1986; 1:307-310.

ANEXOS**Anexo I Criterios subjetivos de dos observadores**

| Imágenes (maniquí) | Observador 1 | Observador 2 |
|--------------------|--------------|--------------|
| 1 | 5 | 5 |
| 2 | 5 | 5 |
| 3 | 5 | 5 |
| 4 | 5 | 5 |
| 5 | 5 | 5 |
| 6 | 5 | 5 |
| 7 | 5 | 5 |
| 8 | 5 | 5 |
| 9 | 5 | 5 |
| 10 | 4 | 5 |
| 11 | 4 | 5 |
| 12 | 5 | 5 |

| | | |
|----|---|---|
| 13 | 5 | 5 |
| 14 | 5 | 4 |
| 15 | 5 | 5 |
| 16 | 4 | 5 |
| 17 | 5 | 5 |
| 18 | 4 | 4 |
| 19 | 4 | 4 |
| 20 | 5 | 5 |
| 21 | 5 | 4 |

| Imágenes (100 pacientes) | Observador 1 (2 ocasiones) | Observador2 |
|-----------------------------|-------------------------------|-------------|
| 1 | 4 4 | 4 |
| 2 | 4 4 | 4 |
| 3 | 3 3 | 3 |
| 4 | 3 3 | 3 |
| 5 | 4 3 | 4 |
| 6 | 3 4 | 5 |
| 7 | 3 4 | 4 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 8 | 4 | 4 | 4 |
| 9 | 3 | 3 | 4 |
| 10 | 3 | 4 | 3 |
| 11 | 4 | 4 | 3 |
| 12 | 4 | 3 | 5 |
| 13 | 4 | 3 | 3 |
| 14 | 2 | 3 | 3 |
| 15 | 4 | 2 | 4 |
| 16 | 3 | 4 | 3 |
| 17 | 2 | 2 | 4 |
| 18 | 2 | 3 | 3 |
| 19 | 3 | 4 | 3 |
| 20 | 2 | 2 | 4 |
| 21 | 5 | 5 | 3 |
| 22 | 5 | 4 | 3 |
| 23 | 5 | 4 | 4 |
| 24 | 3 | 3 | 4 |
| 25 | 2 | 2 | 4 |
| 26 | 3 | 3 | 3 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 27 | 5 | 5 | 3 |
| 28 | 4 | 4 | 4 |
| 29 | 4 | 3 | 4 |
| 30 | 2 | 2 | 4 |
| 31 | 2 | 2 | 4 |
| 32 | 1 | 1 | 3 |
| 33 | 2 | 4 | 3 |
| 34 | 5 | 5 | 4 |
| 35 | 3 | 4 | 3 |
| 36 | 3 | 3 | 4 |
| 37 | 2 | 3 | 4 |
| 38 | 3 | 3 | 4 |
| 39 | 2 | 3 | 4 |
| 40 | 4 | 4 | 4 |
| 41 | 2 | 3 | 4 |
| 42 | 2 | 3 | 4 |
| 43 | 3 | 4 | 4 |
| 44 | 5 | 4 | 3 |
| 45 | 3 | 4 | 4 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 46 | 5 | 5 | 4 |
| 47 | 2 | 2 | 4 |
| 48 | 2 | 4 | 4 |
| 49 | 3 | 4 | 4 |
| 50 | 3 | 4 | 4 |
| 51 | 2 | 3 | 4 |
| 52 | 3 | 4 | 4 |
| 53 | 5 | 5 | 4 |
| 54 | 3 | 4 | 4 |
| 55 | 3 | 4 | 4 |
| 56 | 2 | 3 | 4 |
| 57 | 5 | 5 | 4 |
| 58 | 2 | 2 | 4 |
| 59 | 3 | 3 | 4 |
| 60 | 2 | 3 | 4 |
| 61 | 2 | 2 | 4 |
| 62 | 1 | 1 | 4 |
| 63 | 4 | 4 | 3 |
| 64 | 4 | 4 | 4 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 65 | 3 | 4 | 4 |
| 66 | 1 | 1 | 4 |
| 67 | 4 | 5 | 4 |
| 68 | 2 | 3 | 4 |
| 69 | 3 | 4 | 4 |
| 70 | 3 | 4 | 4 |
| 71 | 3 | 4 | 4 |
| 72 | 4 | 5 | 5 |
| 73 | 3 | 4 | 5 |
| 74 | 3 | 3 | 4 |
| 75 | 5 | 5 | 4 |
| 76 | 5 | 5 | 5 |
| 77 | 2 | 4 | 3 |
| 78 | 4 | 4 | 4 |
| 79 | 4 | 5 | 4 |
| 80 | 3 | 4 | 4 |
| 81 | 5 | 5 | 4 |
| 82 | 4 | 4 | 4 |
| 83 | 4 | 4 | 4 |

| | | | |
|-----|---|---|---|
| 84 | 3 | 4 | 4 |
| 85 | 3 | 4 | 3 |
| 86 | 5 | 5 | 4 |
| 87 | 2 | 3 | 4 |
| 88 | 4 | 4 | 4 |
| 89 | 3 | 3 | 4 |
| 90 | 3 | 4 | 4 |
| 91 | 2 | 4 | 3 |
| 92 | 3 | 3 | 4 |
| 93 | 4 | 4 | 3 |
| 94 | 3 | 4 | 5 |
| 95 | 4 | 3 | 4 |
| 96 | 5 | 5 | 4 |
| 97 | 3 | 4 | 5 |
| 98 | 5 | 5 | 4 |
| 99 | 5 | 4 | 4 |
| 100 | 3 | 4 | 4 |

| Imágenes (105 pacientes) | Observador 1 | Observador 2 |
|-----------------------------|--------------|--------------|
| 1 | 2 2 | 4 |
| 2 | 2 3 | 4 |
| 3 | 4 4 | 5 |
| 4 | 2 2 | 3 |
| 5 | 2 2 | 4 |
| 6 | 5 4 | 4 |
| 7 | 2 3 | 3 |
| 8 | 3 3 | 3 |
| 9 | 2 2 | 4 |
| 10 | 4 3 | 3 |
| 11 | 3 4 | 4 |
| 12 | 3 4 | 4 |
| 13 | 4 5 | 3 |
| 14 | 3 3 | 5 |
| 15 | 3 4 | 4 |
| 16 | 3 4 | 3 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 17 | 3 | 4 | 3 |
| 18 | 3 | 4 | 3 |
| 19 | 5 | 5 | 4 |
| 20 | 3 | 3 | 4 |
| 21 | 2 | 2 | 4 |
| 22 | 2 | 3 | 4 |
| 23 | 2 | 3 | 4 |
| 24 | 4 | 4 | 3 |
| 25 | 3 | 3 | 4 |
| 26 | 4 | 5 | 3 |
| 27 | 2 | 3 | 4 |
| 28 | 1 | 1 | 4 |
| 29 | 2 | 3 | 3 |
| 30 | 1 | 1 | 3 |
| 31 | 2 | 2 | 4 |
| 32 | 3 | 3 | 5 |
| 33 | 2 | 1 | 4 |
| 34 | 3 | 3 | 3 |
| 35 | 3 | 5 | 4 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 36 | 3 | 3 | 5 |
| 37 | 4 | 4 | 4 |
| 38 | 5 | 5 | 4 |
| 39 | 3 | 4 | 4 |
| 40 | 3 | 4 | 3 |
| 41 | 3 | 4 | 4 |
| 42 | 3 | 3 | 4 |
| 43 | 2 | 3 | 3 |
| 44 | 4 | 4 | 5 |
| 45 | 2 | 4 | 3 |
| 46 | 3 | 4 | 4 |
| 47 | 3 | 4 | 3 |
| 48 | 4 | 4 | 4 |
| 49 | 4 | 5 | 4 |
| 50 | 2 | 3 | 4 |
| 51 | 3 | 4 | 3 |
| 52 | 3 | 4 | 5 |
| 53 | 1 | 3 | 3 |
| 54 | 2 | 3 | 4 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 55 | 4 | 5 | 4 |
| 56 | 3 | 4 | 4 |
| 57 | 4 | 5 | 4 |
| 58 | 3 | 4 | 3 |
| 59 | 3 | 4 | 3 |
| 60 | 4 | 5 | 3 |
| 61 | 3 | 4 | 3 |
| 62 | 2 | 3 | 3 |
| 63 | 3 | 4 | 3 |
| 64 | 3 | 4 | 3 |
| 65 | 2 | 3 | 4 |
| 66 | 2 | 4 | 3 |
| 67 | 3 | 3 | 3 |
| 68 | 3 | 4 | 3 |
| 69 | 3 | 4 | 3 |
| 70 | 4 | 5 | 3 |
| 71 | 3 | 4 | 3 |
| 72 | 3 | 4 | 4 |
| 73 | 5 | 5 | 4 |

| | | | |
|----|---|---|---|
| 74 | 2 | 3 | 4 |
| 75 | 4 | 4 | 3 |
| 76 | 3 | 3 | 4 |
| 77 | 4 | 4 | 4 |
| 78 | 3 | 4 | 4 |
| 79 | 5 | 5 | 4 |
| 80 | 3 | 4 | 4 |
| 81 | 2 | 3 | 4 |
| 82 | 3 | 4 | 4 |
| 83 | 2 | 3 | 4 |
| 84 | 4 | 4 | 3 |
| 85 | 3 | 3 | 3 |
| 86 | 3 | 4 | 4 |
| 87 | 4 | 4 | 3 |
| 88 | 2 | 2 | 5 |
| 89 | 3 | 4 | 4 |
| 90 | 3 | 4 | 4 |
| 91 | 2 | 3 | 5 |
| 92 | 4 | 4 | 3 |

| | | | |
|-----|---|---|---|
| 93 | 4 | 4 | 5 |
| 94 | 4 | 4 | 3 |
| 95 | 3 | 4 | 5 |
| 96 | 5 | 5 | 4 |
| 97 | 3 | 3 | 4 |
| 98 | 4 | 4 | 4 |
| 99 | 3 | 2 | 4 |
| 100 | 3 | 3 | 4 |
| 101 | 3 | 3 | 4 |
| 102 | 4 | 4 | 4 |
| 103 | 4 | 4 | 4 |
| 104 | 3 | 4 | 4 |
| 105 | 3 | 4 | 3 |

Anexo II Implementación de las medidas objetivas en MATLAB.

```
% Implementación de las medidas objetivas SNR y CNR.  
Imag =dicomread ('imagen'); %Carga la imagen  
Imag =im2double (imag); %Se normaliza  
figure (1)  
imshow (imag)  
  
roim =zeros (5, 5,6);%Se reserva memoria para las ROIs
```

```
for i=1:6
[x, y] = getpts;
round ([x y]);
roim(:, :, i)=imagg(y-2:y+2,x-2:x+2);% Se escojen las regiones de interés
(7)incluyendo la de fondo.
end
% Relación señal a ruido global.
snr1=mean2 (roim(:, :, 2))/std2 (roim(:, :, 1));
snr2=mean2 (roim (, :, 3))/std2(roim(:, :, 1));
snr3=mean2(roim(:, :, 4))/std2(roim(:, :, 1));
snr4=mean2(roim(:, :, 5))/std2(roim(:, :, 1));
snr5=mean2(roim(:, :, 6))/std2(roim(:, :, 1));

% Relación señal a ruido en dB.
snr_db1=20*log10 (snr1)
snr_db2=20*log10 (snr2)
snr_db3=20*log10 (snr3)
snr_db4=20*log10 (snr4)
snr_db5=20*log10 (snr5)

% Relación contraste a ruido.
cnr1=abs ((mean2(roim(:, :, 1))-mean2(roim(:, :, 2)))/std2(roim(:, :, 1)))
cnr2=abs ((mean2(roim(:, :, 1))-mean2(roim(:, :, 3)))/std2(roim(:, :, 1)))
cnr3=abs ((mean2(roim(:, :, 1))-mean2(roim(:, :, 4)))/std2(roim(:, :, 1)))
cnr4=abs ((mean2(roim(:, :, 1))-mean2(roim(:, :, 5)))/std2(roim(:, :, 1)))
cnr5=abs ((mean2(roim(:, :, 1))-mean2(roim(:, :, 6)))/std2(roim(:, :, 1)))
```

Implementación del VDP

```
image1 = dicomread ('referencia.dcm');
imref = im2double(image1);
figure(1)
imshow(imref);title('referencia');
image2 = dicomread('prueba.dcm');
imprue = im2double(image2);
```

```
[x, y] = getpts;
x = round(x); y = round(y)
for j = 1 : size(x)
    roi1 = imref(y(j)-2:y(j)+2,x(j)-2:x(j)+2);
    roi2 = imprue (y (j)-2: y (j)+2, x (j)-2:x(j)+2);
    r_vdp (j) = VDP_calc (roi1, roi2,  $\beta$ );
end
ma=max(r_vdp);
r_vdp=r_vdp./ma
vdp_prom = mean(r_vdp)
```

Función para VDP_calc:

```
function [r_vdp r_v] = VDP_calc (img1, img2,  $\beta$ )
[a, b] = size(img1);
for f = 1 : a
    for c = 1 : b
        r_v (f, c) = (abs (img1 (f, c) - img2 (f, c))) ^ $\beta$ ;
    end
end
r_vdp = (sum (sum (r_v))) ^1/ $\beta$ ;
```