

Universidad Católica de Santa María
Facultad de Odontología
Escuela Profesional de Odontología



**“DIFERENCIA EN LA CALIDAD RADIOGRÁFICA USANDO PLACAS DE
FOSFORO EN BAJA, MEDIA Y ALTA RESOLUCIÓN, EN LA CLÍNICA
ODONTOLÓGICA DE LA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA,
AREQUIPA 2017”**

**Tesis presentada por la Bachiller:
Abril Gil, Milagros Del Rosario
para optar el Título Profesional de:
Cirujana Dentista**

**Asesor:
Mgter. Gallegos Misad, Pedro Pablo**

**AREQUIPA-PERÚ
2018**

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA
URB. SAN JOSE S/N - UMACOLLO

DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ

BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 93

Vista la solicitud que presenta don(ña MILAGROS DEL ROSARIO ABRIL GIL sobre el dictamen de la Tesis titulada "DIFERENCIA ENTRE LA CALIDAD RADIOGRAFICA USANDO PLACAS DE FOSFORO EN BAJA, MEDIA Y ALTA RESOLUCION EN LA CLINICA ODONTOLÓGICA DE LA UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA, AREQUIPA 2017" y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ
MGTER GILMAR PAREDES MUÑOZ
DR GROVER PEREA FLORES

Arequipa, 04 de Octubre del 2018

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA


DR. HERBERT BALLEGOS VARGAS
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

*Señor Decano de la Facultad de Odontología,
Después de haber revisado el presente Borrador de
Tesis y considerando las correcciones sugeridas
es que procedo a aprobarlo para que continúe
con el trámite correspondiente.*

Arequipa, 2018 10 Octubre

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA
URB. SAN JOSE S.N. - UMAGUILLO

MGTER GILMAR PAREDES MUÑOZ

BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 93

Vista la solicitud que presenta don(ña **MILAGROS DEL ROSARIO ABRIL GIL** sobre el dictamen de la Tesis titulada "**DIFERENCIA ENTRE LA CALIDAD RADIOGRAFICA USANDO PLACAS DE FOSFORO EN BAJA, MEDIA Y ALTA RESOLUCION EN LA CLINICA ODONTOLÓGICA DE LA UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA, AREQUIPA 2017**" y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ
MGTER GILMAR PAREDES MUÑOZ
DR GROVER PEREA FLORES

Arequipa, 04 de Octubre del 2018

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARÍA

DR. HERBERT CALLEGOS VARGAS
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

- Revisado el 05 de octubre del 2018*
- *Corrección Ortográfica e Interpretación según las partes señaladas.*
 - *Mejora Redacción de Introducción y Conclusiones*
 - *Mejora Recomendaciones*

12/10/18

Habiendo realizado las correcciones sugeridas hoy pongo para la sustentación de dicha tesis 12/10/18

Arequipa, 2018

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA
URB. SAN JOSE S/N - UMACOLLO

DR GROVER PEREA FLORES

BOLETA DE DICTAMEN DE BORRADOR DE TESIS Nro 93

Vista la solicitud que presenta don(ña MILAGROS DEL ROSARIO ABRIL GIL sobre el dictamen de la Tesis titulada "DIFERENCIA ENTRE LA CALIDAD RADIOGRAFICA USANDO PLACAS DE FOSFORO EN BAJA, MEDIA Y ALTA RESOLUCION EN LA CLINICA ODONTOLÓGICA DE LA UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARIA, AREQUIPA 2017" y en concordancia con la Ley Universitaria 30220, y el Art. 13 del Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Odontología, se nombra el JURADO DICTAMINADOR para que en el lapso de ocho a diez días, se sirvan evaluar el dictamen correspondiente

DR ENRIQUE DE LOS RIOS FERNANDEZ
MGTER GILMAR PAREDES MUÑOZ
DR GROVER PEREA FLORES

Arequipa, 04 de Octubre del 2018

UNIVERSIDAD CATOLICA DE SANTA MARÍA

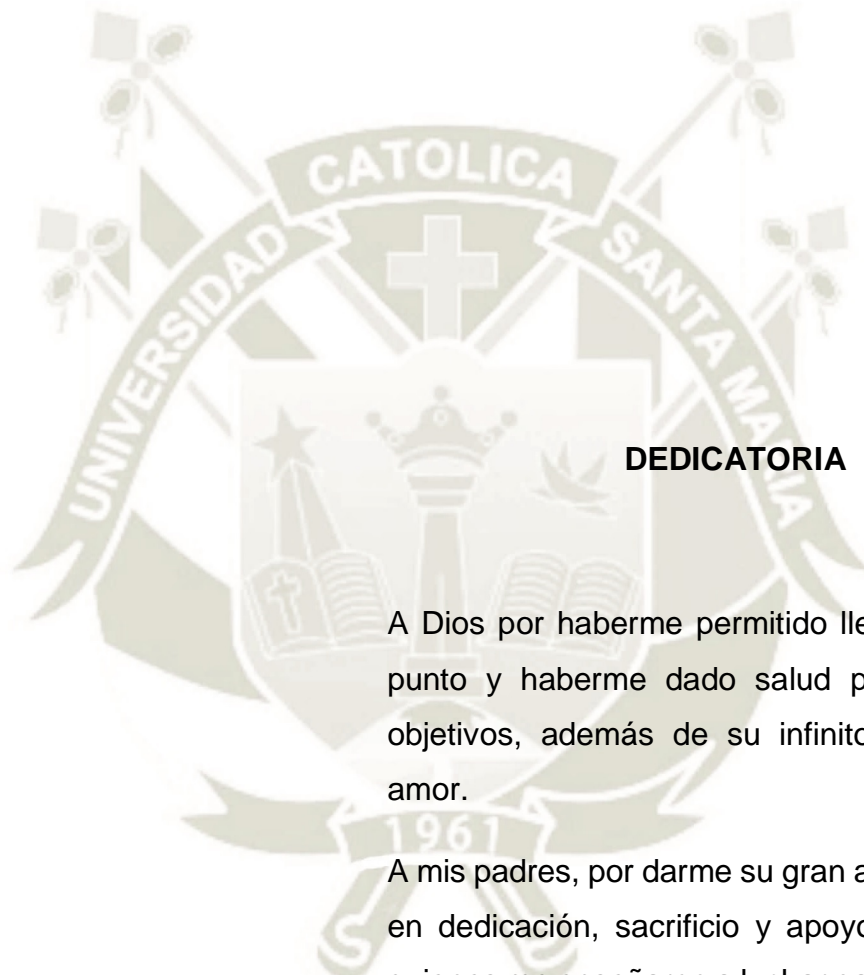
DR. HERBERT SALLEGOS VARGAS
Decano de la Facultad de Odontología

INFORME

*Señ Decano de la Facultad de odontología
Realizados los cambios sugeridos en el presente estudio
Se da el pase para los tramites correspondientes.*

Perea
000/2521

Arequipa, 2018 *octubre, 12.*



DEDICATORIA

A Dios por haberme permitido llegar hasta este punto y haberme dado salud para lograr mis objetivos, además de su infinito bondad y su amor.

A mis padres, por darme su gran amor expresado en dedicación, sacrificio y apoyo incondicional, quienes me enseñaron a luchar para alcanzar mis metas. Por siempre motivarme y creer en mí.

A mi hermana por ser mi motivación de superación.

A toda mi familia por brindarme apoyo a lo largo de mi carrera.



***El éxito en la vida consiste en seguir siempre
adelante.***

Samuel Johnson

INTRODUCCIÓN

Los estudios radiográficos, son una herramienta importante para ayudar al profesional odontólogo a realizar diagnósticos que se puedan presentar a nivel de tejidos blandos, estructuras óseas y dientes reconociendo las diferentes alteraciones que se puedan presentar en estas; para ello es importante que se obtenga una imagen con la densidad, contraste, nitidez y brillo adecuados en los distintos procedimientos. Con el uso del sistema de almacenamiento de placas de fósforo se puede realizar los ajustes necesarios que le permitan una mejor observación de las imágenes obtenidas y así realizar mejores diagnósticos y planes de tratamiento para el bien del paciente.

De acuerdo a la percepción bibliográfica de los investigadores, conocemos que mientras más precisa y fiel sea la imagen radiográfica, nos será mucho más útil, y que existen ciertos parámetros para llegar a una conclusión sobre su calidad y características visuales, caso contrario no nos será de mucha utilidad. Es por ello que requerimos que la imagen sea de la máxima calidad para que tenga una utilidad adecuada.

El presente trabajo de investigación está organizado en tres capítulos principales.

- En el capítulo I, se plantea y describe el problema, delimitación de la investigación, justificación, limitaciones y objetivo de la investigación, nos referimos a los conceptos y teorías que nos sirvieron de fundamento para el desarrollo de la investigación y la hipótesis
- En el capítulo II, tenemos la operacionalización de las variables, se refiere a la metodología de la investigación, población y muestra de estudio también se detalla los procedimientos y métodos utilizados para el desarrollo de la investigación.
- En el capítulo III, se presenta los resultados y discusión de la investigación, donde se detalla la comprobación y análisis de las hipótesis. Se incluyen gráficos y tablas correspondientes a la investigación, además se encuentra la discusión, las conclusiones y recomendaciones.

Finalmente, lista de referencias bibliográficas y así mismo los anexos, como: ficha de recopilación de datos cálculos estadísticos, constancia de investigación y la secuencia fotográfica.



RESUMEN

El presente trabajo de investigación tuvo como propósito el determinar la calidad de la impresión de la imagen radiográfica alcanzado por la resolución baja, resolución mediana y resolución alta del digitalizador de las placas de almacenamiento de fosforo. El presente estudio de investigación fue realizado en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María durante los meses de marzo, abril y mayo del presente año.

Para ello se obtuvieron las imágenes radiográficas de 06 piezas dentarias permanentes que fueron tomadas en troqueles. Los hallazgos fueron registrados en una ficha de recolección de datos por medio de encuestas los cuales forman parte de las unidades de estudio.

Para medir la calidad de la imagen se realizaron tres muestras, con diferentes tiempos de procesado veloz, medio y lento, para poder interpretar el contraste, brillo y nitidez de los tejidos dentarios. Usando las diferentes resoluciones de baja, media y alta. Los resultados obtenidos de estas pruebas fueron expresados en la matriz de sistematización y analizados estadísticamente con la prueba U Mann-Whitney.

Como resultado de este trabajo de investigación se ha logrado determinar que la calidad de la imagen en resoluciones baja, mediana, alta se ven influenciadas por el tiempo del procesado que toma sobre todo el de baja resolución. Se concluye que la óptima calidad se da con alta resolución que fue procesado con un tiempo de 20 segundos y se obtuvo un 66.67% en nitidez y 50% en contraste y brillo, respecto a los criterios que se usaron para estudiar, en comparación a la resolución mediana que se procesó con un tiempo de 10 segundos obteniéndose un 50% en nitidez y 33.33% en contraste y brillo.

Palabras claves: baja, media, alta, resolución, calidad, imagen radiográfica.

ABSTRACT

The purpose of this research work was to determine the quality of the printing of the radiographic image achieved by the low resolution, medium resolution and high resolution of the digitizer of the phosphor storage plates. The present research study was carried out in the dental clinic of the Catholic University of Santa María during the months of March, April and May of this year.

For this, the radiographic images of 06 permanent dental pieces that were taken in dies were obtained. The findings were recorded in a data collection form through surveys which are part of the study units.

To measure the quality of the image, three samples were taken, with different times of fast, medium and slow processing, to be able to interpret the contrast, brightness and sharpness of the dental tissues. Using the different resolutions of low, medium and high. The results obtained from these tests were expressed in the systematization matrix and analyzed statistically with the U Mann-Whitney test.

As a result of this research, work has been determined that the quality of the image in low, medium, high resolutions are influenced by the processing time that takes especially the low resolution. It is concluded that the optimum quality is given with high resolution that was processed with a time of 20 seconds and 66.67% was obtained in sharpness and 50% in contrast and brightness, with respect to the criteria that were used to study, in comparison to the medium resolution that was processed with a time of 10 seconds, obtaining 50% in sharpness and 33.33% in contrast and brightness.

Keywords: low, medium, high, resolution, quality, radiographic image.

INDICE

| | |
|---|------------|
| INTRODUCCIÓN | iv |
| RESUMEN..... | vi |
| ABSTRACT | vii |
| CAPÍTULO I | 1 |
| PLANTEAMIENTO TEÓRICO | 1 |
| 1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN | 2 |
| 1.1. Determinación del problema | 2 |
| 1.2. Enunciado del problema..... | 2 |
| 1.3. Descripción del problema..... | 2 |
| 1.3.1. Área del conocimiento..... | 2 |
| 1.3.2. Operacionalización de variables | 3 |
| 1.3.3. Interrogantes básicas | 3 |
| 1.3.4. Taxonomía de la investigación | 4 |
| 1.3.5. JUSTIFICACIÓN..... | 4 |
| 2. OBJETIVOS..... | 6 |
| 3. MARCO TEÓRICO..... | 7 |
| 3.1. ESQUEMA DE CONCEPTOS BÁSICOS..... | 7 |
| 3.1.1. Naturaleza de la radiación | 7 |
| 3.1.2. Técnica radiológica tradicional y su forma digital..... | 8 |
| 3.1.3. IMAGEN DIGITAL | 13 |
| 3.1.4. VENTAJAS Y DESVENTAJAS | 29 |
| 3.1.5. ANÁLISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS | 35 |
| 3.2. HIPÓTESIS | 40 |
| CAPÍTULO II | 41 |
| PLANTEAMIENTO OPERACIONAL | 42 |
| 1. TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN | 42 |
| 1.1. Técnicas..... | 42 |

| | | |
|---------------------------------|---|----|
| 1.1.1. | Precisión de la técnica: | 42 |
| 1.1.2. | Esquematización: Cuadro de coherencias..... | 42 |
| 1.1.3. | Descripción de la técnica | 42 |
| 1.2. | Instrumentos..... | 43 |
| 1.2.1. | Instrumentos Documentales: | 43 |
| 1.2.2. | Instrumentos Mecánicos | 43 |
| 1.2.3. | Materiales de verificación..... | 43 |
| 2. | CAMPO DE VERIFICACIÓN..... | 43 |
| 2.1. | Ubicación espacial | 43 |
| 2.1.1. | Ámbito general | 43 |
| 2.1.2. | Ámbito específico | 43 |
| 2.1.3. | Ubicación temporal..... | 44 |
| 2.2. | Unidades de estudio | 44 |
| 2.2.1. | Unidades de análisis..... | 44 |
| 2.2.2. | Caracterización de los casos | 44 |
| 3. | ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS..... | 44 |
| 4. | ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS..... | 45 |
| CAPITULO III..... | | 46 |
| DISCUSIÓN..... | | 67 |
| CONCLUSIONES | | 69 |
| RECOMENDACIONES..... | | 70 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS..... | | 71 |
| ANEXOS..... | | 73 |
| ANEXO N° 1 | | 74 |
| FICHA COMPARATIVA | | 74 |
| ANEXO N°2 | | 76 |
| MATRIZ DE DATOS | | 76 |
| ANEXO N°3 | | 79 |
| AUTORIZACIÓN | | 79 |

INDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| TABLA N° 1 CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN BAJA | 47 |
| TABLA N° 2 CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN MEDIA | 51 |
| TABLA N° 3 CALIDAD DE LA IMAGEN EN ALTA RESOLUCIÓN | 55 |
| TABLA N° 4 CALIDAD DE LA IMAGEN DE LA PLACA DE FÓSFORO SEGÚN LA RESOLUCIÓN | 59 |
| TABLA N° 5 DIFERENCIA EN CALIDAD DE LA IMAGEN SEGÚN LA FRECUENCIA..... | 63 |



INDICE DE GRÁFICOS

| | |
|---|----|
| GRÁFICO N° 1 CALIDAD DE LA IMAGEN EN BAJA RESOLUCIÓN | 49 |
| GRÁFICO N° 2 CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN MEDIANA | 53 |
| GRÁFICO N° 3 CALIDAD DE LA IMAGEN EN ALTA RESOLUCION | 57 |
| GRÁFICO N° 4 CALIDAD DE LA IMAGEN DE LA PLACA DE FÓSFORO SEGÚN LA RESOLUCIÓN | 61 |
| GRÁFICO N° 5 CALIDAD DE LA IMAGEN SEGÚN LA FRECUENCIA | 65 |





CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO TEÓRICO

1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Determinación del problema

En la actualidad se ha venido sustituyendo las técnicas radiográficas convencionales por técnicas digitales. La radiología digital se ha convertido en un sistema que ofrece más ventajas que desventajas en la obtención de las imágenes radiográficas, las mismas que presentan una densidad ideal, buena calidad y nitidez en la imagen.

El presente trabajo de investigación compara la imagen obtenida por receptores digitales de placas de almacenamiento de fósforo fotoestimulables en diferentes resoluciones en la calidad de imagen con variación en el tiempo de impresión.

El uso de este sistema permite mejorar la calidad de la impresión de la imagen dependiendo la resolución, alta, media y baja que se utilice.

Además de estar a la vanguardia, se reducirán tiempos y costos.

Se deben obtener imágenes con la densidad, calidad y nitidez en radiología que nos permitan realizar un diagnóstico preciso. Una imagen correcta mostrará las patologías de tejidos blandos, estructuras óseas y piezas dentarias sin distorsiones, obteniendo un máximo detalle en su observación.

1.2. Enunciado del problema

Diferencia en la calidad radiográfica usando placas de fósforo en baja, media y alta resolución, en la Clínica Odontológica de la universidad Católica de Santa María, Arequipa, 2017.

1.3. Descripción del problema

1.3.1. Área del conocimiento

- a) Área General: Ciencias de la Salud
- b) Área Específica: Odontología
- c) Especialidad: Radiología
- d) Línea o tópico: Calidad de la imagen radiográfica

1.3.2. Operacionalización de variables

| VARIABLES | SUB INDICADORES | SUBINDICADOR |
|----------------------|--------------------|--|
| Calidad radiográfica | - Alta resolución | Contraste y brillo |
| | - Media resolución | Nitidez: - Límite del esmalte - Límite de la dentina - Límite del conducto pulpar |
| | - Baja resolución | |

1.3.3. Interrogantes básicas

- a) ¿Cómo es la calidad radiográfica de las placas de fósforo en baja resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María?
- b) ¿Cómo es la calidad radiográfica de las placas de fósforo en mediana resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María?
- c) ¿Cómo es la calidad radiográfica de las placas de fósforo en alta resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María?
- d) ¿Cuál es la diferencia en la calidad radiográfica usando placas de fósforo en baja, media y alta resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María?

1.3.4. Taxonomía de la investigación

| ABORDAJE | TIPO DE ESTUDIO | | | | | DISEÑO | NIVEL |
|--------------|-------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------|---------------------------|------------------------------|-------------------------|-------------|
| | Por la técnica de recolección | Por el tipo de dato que se planifica | Por el número de mediciones | Por el número de muestras | Por el ámbito de recolección | | |
| Cuantitativo | Observacional | Prospectivo | Transversal | comparativo | De campo | Comparativo prospectivo | explorativo |

1.3.5. JUSTIFICACIÓN

La investigación está justificada por las siguientes razones:

a) Actualidad:

La utilización de los sistemas digitales en la radiología intraoral ha sufrido grandes avances tecnológicos, siendo de gran apoyo del odontólogo para el manejo de imágenes y diagnóstico para un mejor tratamiento. Este sistema de placa fotoestimulable puede presentar unos problemas de manipulación que provoquen imágenes diagnósticas de poca calidad o sobreexposiciones, debido a la sensibilidad a la luz ambiental intensa.

b) Viabilidad

Se trata de una investigación viable, puesto que las condiciones de dicho estudio son realizables y a la vez nos dará resultados, conclusiones y recomendaciones.

c) Utilidad

El demostrar si existe gran diferencia en calidad radiográfica de las placas de fósforo respecto al manejo en baja, mediana y alta resolución usando el contraste, brillo y nitidez a la hora del diagnóstico clínico.

d) Interés personal

Es de mi inclinación personal y académica, el realizar esta investigación comparando la calidad radiográfica en baja, mediana y alta resolución de las placas de fósforo para las líneas de investigación de la facultad y para obtener el título profesional de Cirujana Dentista.



2. OBJETIVOS

- Analizar la calidad radiográfica de las placas de fósforo en baja resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María.
- Analizar la calidad radiográfica de las placas de fósforo en mediana resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María.
- Analizar la calidad radiográfica de las placas de fósforo en baja resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María.
- Comparar la calidad radiográfica usando placas de fósforo en baja, media y alta resolución en la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María.



3. MARCO TEÓRICO

3.1. ESQUEMA DE CONCEPTOS BÁSICOS

3.1.1. Naturaleza de la radiación

La radiación se define como la transmisión de energía a través del espacio y la materia. Existen dos tipos de radiación: partículas y electromagnética.

3.1.1.1. La radiación de partículas

La radiación de partículas consiste en núcleos atómicos o partículas subatómicas que se mueven a gran velocidad. Los rayos alfa, las betas y los catódicos son ejemplos de radiación de partículas. Los rayos alfa son núcleos de helio doblemente ionizados con alta velocidad. Están formados por dos protones y dos neutrones, con 2 de número atómico y 4 de masa atómica. Al adquirir dos electrones se convierten en átomos de helio neutros. Producen ionización intensa de los átomos de la materia a través de la que pasan, debido a su doble carga y gran masa. Eso hace que cedan rápidamente su energía, y solo puedan penetrar unas micras en el tejido corporal. Las partículas alfa son el resultado de la desintegración de muchos elementos radiactivos. Los rayos betas y los catódicos son ambos electrones a velocidad alta: cuando proceden los núcleos radioactivos se conocen como los rayos betas mientras que si los produce algún aparato (p.ej., un tubo de rayos X) se denominan rayos catódicos. Las partículas beta emitidas por el núcleo radioactivo viajan a velocidades próximas a la de la luz. Las que constituyen la corriente en un tubo de rayos X se mueve aproximadamente a la mitad de la velocidad de la luz. Las partículas beta de velocidad muy alta emitidas en radiolúcido, son capaces de penetrar en la materia a más profundidad que las partículas alfa, hasta un máximo de 1,5 en los tejidos corporales. Ese mayor poder de penetración se debe a que las partículas beta son más pequeñas

y ligeras y sólo poseen una carga negativa. Por tanto, tienen mucho menos probabilidad de interactuar con la materia que las partículas alfa. Al atravesar la materia, la ionizan con menos facilidad que las partículas alfa. (1)

3.1.1.2. Radiación electromagnética

La radiación electromagnética es el movimiento de la energía a través del espacio, como una combinación de campos eléctricos y magnéticos. Se genera al alterar la velocidad de una partícula cargada eléctricamente: los rayos gamma, los rayos X y los rayos ultravioletas. La luz visible, la emisión infrarroja (calor), la televisión, el radar, las microondas y las ondas de radio constituyen ejemplos de radiación electromagnéticas. Los rayos gamma son fotones con el mismo rango de energías que los rayos X, pero originados en el núcleo de átomos radioactivos, los rayos X, sin embargo, se originan por interacción de electrones y átomos. Los tipos de radiación dentro de este espectro pueden ser ionizantes o no ionizantes, dependiendo de su energía. Si la radiación tiene energía suficiente para extraer electrones de los átomos de la materia, será ionizante. (2)

3.1.2. Técnica radiológica tradicional y su forma digital

A finales del siglo XIX, el físico alemán Wilhelm Röntgen detecto por primera vez, de manera accidental, una forma de radiación desconocida mientras estaba experimentando con tubos al vacío. Llamo este tipo de radiación "X". Poco después de este descubrimiento tomó la primera radiografía, reproduciendo una imagen de la mano izquierda de su esposa en una placa. Esto sucedió el 8 de noviembre de 1895. Posteriormente, fue galardonado con el Premio Nobel en 1901, como resultado de este logro. (3)

Poco después, los diagnósticos radiográficos comenzaron a emplearse en medicina, y se mantuvo casi sin cambios hasta los años 1970. Por aquel entonces, los avances producidos en la tecnología electrónica e

informática alentaron la introducción gradual del diagnóstico radiológico digital, en experimentos de laboratorio en un primer momento, y luego en la práctica clínica.

A fin de entender mejor las diversas características y diferencias entre la radiología convencional y la radiología digital, es importante resumir lo que es una imagen radiográfica y el proceso de formación de una imagen bidimensional. (4)

3.1.2.1. La máquina de rayos X

Una máquina de rayos X está formado por un tubo de rayos X, una fuente de alimentación, el cabezal del tubo, el brazo de apoyo y el panel de control. El tubo de rayos X se encuentra situado en el cabezal, junto con algunos componentes de la fuente de alimentación. El dispositivo básico generador de rayos Consiste en un cátodo, formado por una cazoleta enfocada y un filamento emisor de electrones, y un ánodo, constituido por un vástago de cobre y una diana o anticátodo se encuentran dentro de una envoltura o tubo de cristal en el que se ha hecho el vacío. Los electrones del elemento golpean el anticátodo y producen los rayos X. para que se ponga a funcionar el tubo de rayos X, es necesaria una fuente de alimentación que establezca potenciales altos en el tubo, y acelere los electrones hasta velocidades elevadas. Varios circuitos controlan el flujo de electrones y el funcionamiento del tubo. (5)

- Equipo de alta frecuencia carestream CS 2200
 - El sistema CS 2200 genera un 30 % menos de radiación que los generadores de rayos X tradicionales.
 - el temporizador electrónico del sistema determina la dosis óptima para los pacientes según los ajustes del examen
 - tiene un generador de muy alta frecuencia garantiza una máxima calidad de imagen
 - punto focal de 0,7 mm, el sistema CS 2200 produce imágenes nítidas y enfocadas en todo momento.

- tiene un voltaje de tubo ajustable (60 ó 70 kV) para que pueda personalizar el contraste o los niveles de grises según los requisitos del examen.
- El temporizador está preprogramado para calcular automáticamente los ajustes, y determina intuitivamente el tiempo de exposición correcto según la región anatómica, el peso corporal y el tipo de detector. (6)

3.1.2.2. Imágenes radiográficas bidimensionales

El concepto básico de la imagen radiográfica tradicional, el mismo tipo que la obtenida por Röntgen, es casi trivial: medir el porcentaje de reducción en un haz continuo de rayos X después de que haya pasado a través de un objeto. Intentaremos explicarlo mejor, evitando conceptos físicos y matemáticos excesivamente complicados.

Se sabe comúnmente que cualquier tipo de radiación, y en particular la radiación electromagnética, transporta energía. Por ejemplo, cuando los objetos se calientan por los rayos del sol, cuando realizamos una caminata en el verano. Podemos entender fácilmente que hay una estrecha relación entre la radiación y la materia: la radiación libera parte de su energía y nos calienta. Sabemos que, dependiendo de las características de un tipo de materia, muchas cosas pueden suceder: podemos ver a través de una ventana, pero no podemos ver a través de una pared, logramos broncearnos al tendernos al sol, pero no cuando nos sentamos junto a una chimenea. En todos los casos, la energía transmitida por la radiación se libera a la materia y se atenúa. Sin embargo, eso ocurre de diversas maneras, según las características de la radiación y la materia, la radiación electromagnética consiste en un campo electromagnético que varía periódicamente con el tiempo. La variación de la frecuencia depende estrictamente de la energía transportada por la radiación y repercute fuertemente en el mecanismo de intercambio de energía

– materia. Este mecanismo, a su vez, afecta la tendencia de atenuación. Desde luego, las características físicas y químicas de la materia también afectan enormemente este mecanismo. (7)

No obstante, es claro que con la radiación apropiada y conocimiento, en teoría es posible hacer que la radiación atraviese la materia, y es posible medir la intensidad de la radiación una vez que ha salido. Cuanta más energía es absorbida por la materia, menos será el nivel de intensidad. Si repetimos las mediciones a lo largo de otras direcciones, podremos ver que la capacidad de absorción de radiación de este material prototipo varía grandemente a causa de otros factores (p.ej. la densidad).

Esta es la meta de toda unidad radiológica convencional.

Las características de la radiación deben, desde luego, ser adecuadas para el “material prototipo” que deben examinarse: una radiación demasiado profunda puede “atravesar” la muestra, pasando a través de ella con un bajo grado de atenuación, en el que es imposible de detectar las variaciones significativas a lo largo de ninguna de las direcciones, por el contrario, una pobre penetración puede conducir a la absorción total. La radiación X descubierta por Röntgen, es tan importante porque ha demostrado tener características idóneas para el examen de las estructuras internas de la materia, especialmente en los campos de la medicina y la industria. La radiación X es una radiación electromagnética con un rango de frecuencia de $3 \times 10^{16} \text{Hz}$ a $3 \times 10^{20} \text{Hz}$. La luz visible y las ondas de radio también son radiaciones electromagnéticas, pero el valor de frecuencia es menor (entre $428 \times 10^{12} \text{Hz}$ y $749 \times 10^{12} \text{Hz}$, y por debajo de $3 \times 10^9 \text{Hz}$, respectivamente). Las partículas vectoriales de las interacciones electromagnéticas son fotones; la energía conectada a los fotones de la radiación electromagnética con una frecuencia fija está conectada a la radiación según la relación $E = hf$ (E, presenta la energía, f, la frecuencia, h, la constancia de Plank).

Puesto que la relación electromagnética de alta frecuencia, interactúa con la materia espacialmente en concordancia con algunos mecanismos (efecto fotoeléctrico, efecto Compton, efecto Auger) que hacen que los electrones orbitales se alejen de los átomos y se carguen eléctricamente, generalmente se conoce como radiación ionizante. Los rayos X pertenecen a este grupo, la luz visible no. (7)

La cantidad y los mecanismos de la energía radiante liberada al objeto son especialmente importantes en medicina, donde los seres vivos son observados. Por consiguiente, debe prestarse una atención especial para evaluar cualquier daño biológico potencial o real que pudiere resultar de la radiación.

Ahora debemos quedar en claro que la radiología nos permite explorar indirectamente las estructuras internas de un objeto sin dañarlo. Esto es posible mediante la medición del coeficiente de atenuación de haz de radiación que inicialmente es constante y está compuesto idealmente de rayos paralelos. Pero ¿cómo es posible registrar y almacenar esta información? Tradicionalmente, se ha utilizado películas fotoquímicas especiales que siguen los mismos principios de la fotografía convencional. Estas películas están dispuestas perpendicularmente en dirección del rayo. Como resultado, la radiación incidente provoca una reacción química en la película fotográfica – cuanto más intensa es la radiación más potente será la reacción. En consecuencia, se forman cristales de plata durante el desarrollo de las fases subsecuentes y las áreas incididas por los rayos más fuertes se tornan negras.

Como resultado, si un rayo choca contra estructuras de menos densidad durante su trayectoria, liberará poca energía y saldrá con alta energía, de modo que el área de la película que ha sido incidida se tornara marcadamente oscura. Por el contrario, si choca contra estructuras densas, la cantidad de energía liberada será mayor, y el rayo emergente será menos intenso, haciendo el área de la placa menos oscura. Nuestro registro radiográfico está

integrado por todos los puntos de la placa, la cual registra la información sobre el coeficiente de atenuación del rayo inicial, dependiente de las estructuras que ha atravesado para llegar al interior del objeto examinado. (4)

3.1.3. IMAGEN DIGITAL

Durante más de un siglo, la película ha sido el único medio y dispositivo de grabación para la radiografía dental. Hoy en día, la tecnología digital se puede encontrar en muchos aspectos en un consultorio dental, incluyendo cámaras digitales intraorales, medidor de presión arterial digital y los archivos electrónicos de los pacientes. Los avances en la tecnología han producido también un impacto significativo en el campo de la proyección de la imagen digital dental. Estos avances en la tecnología informática han resultado en un único sistema “sin películas” radiográficas, conocido como proyección de imagen digital. Desde su introducción a la odontología en 1987, la proyección de la imagen digital ha influido no solo cómo las enfermedades dentales están siendo reconocidas, sino también la forma en que son diagnosticadas. La proyección de la imagen digital es una técnica fiable y versátil que mejora las capacidades de diagnóstico en el campo de la odontología muy especializada, es necesaria la comprensión de los conceptos básicos, que incluyen terminología, propósito, uso y fundamentos. Además, el radiólogo dental debe tener unos conocimientos básicos de los equipos utilizados en las proyecciones de las imágenes digitales. El propósito del capítulo fue presentar los conceptos básicos de la proyección de la imagen digital, introducir los tipos de proyección de la imagen digital, y discutir las ventajas y las desventajas de la proyección de la imagen digital. (8)

3.1.3.1. CONCEPTOS BASICOS

La proyección de la imagen digital es una técnica utilizada para grabar imágenes radiográficas. A diferencia de las técnicas convencionales de radiografía dental tratados, no se utiliza

películas o procedimientos químicos. En su lugar, la proyección de la imagen digital utiliza un sensor electrónico, así como un sistema de imagen computarizado que produce imágenes radiográficas casi instantáneamente en un monitor de computador. Antes de que el radiólogo dental utilice esta tecnología competentemente, es necesario un conocimiento profundo de la terminología y fundamentos de la proyección de la imagen digital. También es necesario el conocimiento de la exposición a la radiación, equipos y tipos de proyección de la imagen digital. (9)

- Terminología
 - **Imagen analógica:** imagen radiográfica producida por película convencional.
 - **Profundidad de bits de una imagen:** número de posibilidades combinaciones de escala de grises para cada pixel (ejemplo, 8 bits de profundidad de la imagen en la escala de grises tiene una combinación de 2^8 , lo que equivale a 256 tonos de grises).
 - **Dispositivo de carga acoplada (CCD):** detector de estado sólido utilizado en muchos dispositivos (ejemplo, un fax, una cámara de video doméstico), en las proyecciones de imágenes digitales, el CCD es un receptor de imagen que se encuentra en el sensor intraoral.
 - **Proyección de imagen digital:** sistema de imagen sin película, método de captura de una imagen radiográfica usando un sensor, rompiéndolo en pedazos electrónicos, y presentando y almacenando la imagen en un computador.
 - **Imagen digital:** imagen formada por pixeles.
 - **Sustracción digital:** una de las características de la proyección de la imagen digital; método para invertir la escala de grises en la imagen digital; método para invertir la escala de grises en una imagen vista; imágenes

radiolúcidas (normalmente negro) aparece blanca e imágenes radiopacas (normalmente blanco) aparece en negro.

- **Digitalizar:** en la proyección de la imagen digital, convertir una imagen en un formato digital que, a su vez, puede ser procesada por un computador.
- **Proyección de imagen digital directa:** método de obtención de una imagen digital, en la que expone un sensor intraoral a los rayos X para capturar una imagen radiográfica que se puede ver en un monitor de un computador.
- **Proyección de imagen digital indirecta:** método de obtención de imagen digital, en la que se escanea una radiografía existente y se convierte en una imagen digital mediante el uso de una cámara CCD.
- **Pares de líneas/ milímetro (lp/mm):** medida usada para evaluar la capacidad de la computadora para capturar la resolución (o detalle) de una imagen radiográfica.
- **Pixel:** unidad discreta de información. En las imágenes digitales electrónicas, la información digital está contenida en, y presentada como, unidades discretas de información, también se llama elemento de imagen.
- **Sensor:** en la proyección de la imagen digital, un detector pequeño se coloca intraoralmente para capturar la imagen radiográfica.
- **Proyección de imagen en placas de almacenamiento de fosforo:** método de obtención de imagen digital en la que se graba la imagen en placas recubiertas de fósforo y luego se coloca en un procesador electrónico, donde un láser explora la placa y produce una imagen en una pantalla de computador. (10)

3.1.3.2. PROPÓSITO Y USO

El propósito de la proyección de la imagen digital es generar imágenes que se puedan utilizar en el diagnóstico y la evaluación de la enfermedad dental. Las imágenes producidas son diagnósticamente equivalentes a la película basada en imágenes, y permite que el radiólogo dental pueda identificar muchas condiciones que de otra forma no se detectarían, así como para ver condiciones que no se pueden ser identificadas clínicamente. Al igual que en la película basada en procedimientos radiográficos, la proyección de la imagen digital permite al radiólogo obtener una gran cantidad de información acerca de los dientes y las estructuras de apoyo. (11) Los siguientes son usos de la proyección de la imagen digital:

- Detectar lesiones, enfermedades y condiciones de los dientes y las estructuras circundantes.
- Para confirmar o clasificar la sospecha de enfermedad
- Proporcionar información durante los procedimientos dentales (ejemplo, en la instrumentación de la endodoncia y la colocación quirúrgica de implantes)
- Evaluar el crecimiento y el desarrollo
- Ilustrar los cambios secundarios de las caries, enfermedades periodontales o traumatismos
- Documentar la condición de un paciente en un punto específico en el tiempo. (12)

3.1.3.3. FUNDAMENTOS

El término proyección de la imagen digital se refiere a un método de captura de una imagen radiográfica usando un sensor, rompiendo la imagen en piezas electrónicas, presentándolas y almacenando la imagen usando una computadora. Recuerde que la película basada en imágenes se produce cuando fotones de rayos X golpean una película intraoral; la información registrada

en la película se conoce como imagen analógica. Las imágenes analógicas están presentadas por un espectro continuo de tonos grises entre los extremos de blanco y negro. Podría ser útil para visualizar una pintura hecha completamente de negro, gris y blanco; estos tonos confluyen en un lienzo, es difícil de ver dónde termina una y comienza la otra sombra. En la imagen digital, el sensor recibe la información analógica y la convierte en una imagen digital en la unidad de procedimientos del computador. La imagen digital es una matriz de elementos de la imagen, llamados píxeles, con discretos valores de gris de cada píxel. Imagínense la misma pintura negra, gris y blanca que se acaba de describir, pero en un patrón de mosaico en lugar de los tonos que fluyen juntos. Cada pequeño cuadrado del mosaico es similar a un píxel individual. (9)

La tradicional radiografía basada en película consiste en la interacción de la radiación X con los cristales de hialuro de plata de la emulsión, la producción de una imagen latente, y el procesamiento químico para convertir la imagen latente en una imagen visible. (7) En la imagen digital, un sensor, o detector pequeño, se coloca dentro de la boca del paciente para capturar la imagen radiográfica. El sensor se utiliza en lugar de la película dental intraoral. Al igual que la radiografía convencional, el haz de rayos X se dirige para golpear el sensor. Una carga electrónica se produce en la superficie del sensor; esta señal eléctrica se digitaliza, o se convierte en forma digital. El sensor, a su vez, transmite su información a un computador, y el computador almacena la señal electrónica entrante. Los datos adquiridos por el sensor se comunican con la computadora en forma analógica y se convierte entonces en forma digital mediante el uso de convertidor analógico- a – digital (ADC). El software se utiliza para almacenar la imagen electrónica. La imagen se muestra entre segundos a minutos y puede ser fácilmente manipulada para mejorar la apariencia para su interpretación y diagnóstico.

Con la proyección de la imagen digital, el término imagen (no radiográfico o película de rayos X) se utiliza para describir las imágenes que se producen. Los sistemas de imágenes digitales no se limitan a las imágenes intraorales, panorámica, cefalométrica, y se pueden obtener otras imágenes extraorales también. Por ejemplo, la película extraoral usada tradicionalmente en la radiografía panorámica se sustituye con un sensor electrónico que proporciona la información de la imagen a un computador para su almacenamiento en formato digital. Al igual que con la radiografía intraoral, las imágenes extraorales se visualizan en un monitor de computadora y puede ser almacenada para su uso futuro. (10)

3.1.3.4. EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN

La proyección de la imagen digital requiere menos radiación X que las radiografías convencionales. Es necesaria menos radiación X para formar una imagen digital en el sensor, debido a que el sensor típico es lo más sensible a la radiación X que la película convencional. Los tiempos de exposición para la imagen digital son 50% a 90% menos que la exposición para la imagen digital convencional. Por ejemplo, el tiempo de exposición típico requerido para producir una imagen digital es de 3 impulsos (3/60 o 0,05 segundos). Este tiempo de exposición es mucho menos que los 12 impulsos (12/60 segundos o 0,2) requeridos para la película intraoral utilizada en la radiografía convencional. Con menos exposición a la radiación, la dosis absorbida por el paciente se reduce significativamente. (4)

3.1.3.5. EQUIPO

La proyección de la imagen digital requiere el uso de equipo especializado. Los componentes esenciales de un sistema de imágenes digitales incluyen una fuente de radiación X, un sensor intraoral, y un computador.

- **Fuentes de radiación X**

La mayoría de los sistemas de imagen digitales utilizan un sistema convencional de unidad de rayos X dental como fuente de radiación X. la fuente de radiación X convencional es compatible con el sistema de imágenes digitales, sin embargo, el temporizador de la unidad de rayos X debe ser adaptado para permitir la exposición en un marco de tiempo de 1/100 de un segundo. Una norma de unidad de rayos X que está adaptado para las imágenes digitales todavía puede ser funcional para radiografía convencional.

- **Sensor intraoral**

Como se definió anteriormente, el sensor es un detector pequeño que se coloca intraoralmente para capturar la imagen radiográfica. Algunos sensores son gruesos, voluminosos y rígidos, mientras que otros imitan la película convencional en tamaño y flexibilidad. La mayoría de los fabricantes producen sensores de dimensiones similares a los tamaños de las películas intraorales 0, 1, 2 y 4 .los sensores intraorales utilizados en sistemas de proyección de imágenes digitales pueden ser por cable o inalámbricos. El termino cable se refiere al hecho de que el sensor de imagen está ligado físicamente por el cable de fibra óptica a un computador que registra la señal generada. En los sistemas de cable, este varía en longitud de 8 a 35 pies; mientras más corto es el cable, más limitado es el rango de movimiento. El término inalámbrico se refiere a un sensor de imagen que no está unido por un cable, el sensor inalámbrico envía datos al computador electrónicamente.

Los tipos de tecnología de sensores más populares incluyen: el dispositivo de carga acoplada y el semiconductor de óxido de metal complementario. (13)

- **Dispositivo de carga acoplada.** El dispositivo de carga acoplada (CCD) es uno de los receptores de imagen más comunes utilizados en la imagen digital dental. La tecnología CCD utilizado en imagen digital se basa en un proceso de fabricación especializada que es costosa de producir. El CCD no es una tecnología nueva, fue inicialmente desarrollada en la década de 1960. En la actualidad, la tecnología CCD se utiliza en muchos dispositivos, incluyendo máquinas de fax, cámaras de videos caseros, microscopios y telescopios. El CCD es un detector de estado sólido que contiene un chip de silicio con un circuito electrónico incorporado en el mismo. Este chip de silicio es sensible a la radiación X o la luz. Los electrones que componen el CCD de silicio pueden ser visualizados como divididos en bloques o elementos de imagen conocidos como pixeles. Un pixeles una pequeña caja, o “pozo”, en el que los electrones producidos por la exposición de los rayos X se depositan. Un pixel es el equivalente digital de un cristal de plata utilizado en la radiografía convencional. A diferencia de una emulsión de película que contiene una disposición aleatoria de cristales de plata, un pixel se estructura en una disposición ordenada. El CCD es de 640 x 480 pixeles de tamaño individual. Por consiguiente, el CCD contiene 307.200 pixeles y funciones para detectar la luz transmitida y transportarla en un mensaje electrónico. Los fotones de rayos X que entran en contacto con el CCD causan que los electrones sean liberador del silicio y produzcan la correspondiente carga electrónica. Por consiguiente, cada arreglo de pixel, o pozo de potencial del electrón, contiene una carga electrónica proporcional al número de electrones que hace reaccionar dentro del pozo. Además, cada pozo electrónico correspondiendo a un área específica en la pantalla de computador conectado. Cuando

la radiación X activa los electrones y produce tales cargas electrónicas, se produce una imagen latente electrónica. La imagen latente se transmite y almacena en un computador y se puede convertir en una imagen visible en pantalla o impresa en papel. (10)

- **Semiconductor complementario de óxido de metal / sensor de pixel activado.** Otra tecnología de sensor que se utiliza en la imagen digital es el semiconductor complementario de óxido de metal/ sensor de pixel activo (CMOS/APS) (por sus siglas en ingles). Aunque el proceso CMOS es el estándar en la fabricación de chips semiconductores, no fue hasta que el APS fue desarrollado que el CMOS llegó a ser útil como sensor en proyección de imagen digital dental. El detector del CCD en la forma en que se leen los pixeles. En este tiempo, un fabricante de imagen digital utiliza un sensor de CMOS/APS en vez de un CCD y afirma que tiene 25% mayor resolución. Las ventajas adicionales de la tecnología de CMOS/APS son el costo de producción más bajo del chip y mayor durabilidad que el CCD. (10)

- **COMPUTADORA**

Una computadora se utiliza para almacenar la señal electrónica entrante. La computadora es responsable de convertir la señal electrónica en una tonalidad de gris que se ve en el monitor de la computadora. Cada pixel es representado numéricamente en la computadora por su localización y el nivel del color gris. El rango de números para el pixel varía a partir de 0 a 255, el cual crea 256 escala de grises, referido a la resolución de la escala de gris de un pixel. En comparación, el ojo humano puede percibir solamente 32 tonalidades de gris.

El número de combinaciones posibles de la escala de gris por pixel se conoce como profundidad de bit de la imagen. La profundidad de bit de la imagen es determinada por los

programas informáticos para el sistema digital. Para cada pixel, el número de combinaciones posibles de escala de gris es 2^N ; por ejemplo, una profundidad de bit de la imagen de 8 tiene una combinación de escala de gris de 2^8 , que es igual a 256 escalas de gris. El software también permite la manipulación de los píxeles, realzando el contraste y la densidad sin la exposición adicional a los rayos X del paciente.

La computadora digitaliza los procesos y almacena la información recibida del sensor. La exposición se puede ver inmediatamente en el monitor de la computadora. Una imagen se registra en un monitor de computadora de 0.5 a 120 segundos, mucho menos tiempo que el requerido para el proceso convencional con película. Esta velocidad de grabación de la imagen es extremadamente útil durante ciertos procedimientos dentales, tales como la colocación de implantes quirúrgicos o durante la instrumentación endodóncica. La imagen se puede almacenar permanentemente en la computadora, imprimir como una copia dura para el expediente del paciente, o transmitirse electrónicamente a las compañías de seguros o para referir a especialistas dentales.

Las variadas características de la visión de la computadora están disponibles con los sistemas de proyección de la imagen digital. Una característica de los sistemas digitales es la tecnología de partir la pantalla, que permite que el operador vea y compare múltiples imágenes en la misma pantalla. Esta característica es provechosa para la comparación y para la evaluación de la progresión de las caries o de la enfermedad periodontal. (14)

Por ejemplo, la progresión de las caries puede ser evaluado comparando imágenes sucesivas de la película de rayos X. los sistemas de digitales también proporcionan una característica que permite que las imágenes específicas sean magnificadas hasta cuatro veces el tamaño original. Esta característica es

provechosa al evaluar el área apical de un diente. Muchos sistemas digitales incluyen una herramienta de medida como parte del software de la proyección de imagen. Las herramientas de medida tienen valores en terapias tales como procedimientos endodóncicos o en el plan de tratamiento de implantes. Las medidas lineales y angulares se deben hacer con la geometría apropiada de proyección, evitando los errores, tales como el alargamiento o acortamiento, que pueden distorsionar las medidas. (11)

3.1.3.6. TIPOS DE IMÁGENES DIGITALES

Dos tipos para obtener una imagen digital existen actualmente: (1) proyección de imagen digital directa y (2) proyección de imagen digital indirecta

a. Imagen digital directa

Los componentes esenciales de un sistema de proyección de imagen digital directa incluyen una máquina de rayos X, un sensor intraoral, y un monitor de computadora. Un sensor con un cable de fibra óptica ligado a la computadora se coloca en la boca del paciente y se expone a la radiación X. el sensor captura la imagen radiográfica y después transmite la imagen al monitor de la computadora. En segundos, después de exponer el sensor a la radiación, una imagen aparece la pantalla del computador. El software entonces se utiliza para realzar y para almacenar la imagen.

b. Imagen digital indirecta

- **Radiografías de exploración tradicionales**

Los componentes esenciales de un sistema de proyección de imagen digital indirecta incluyen una cámara de CCD y una computadora. En el método de exploración, una radiografía existente se convierte a digital usando una

cámara CCD. La cámara CCD explora la imagen en la película, digitaliza o convierte la imagen en digital, y después la exhibe en el monitor de la computadora. Este concepto es similar, en teoría, a escanear una imagen, por ejemplo, una fotografía, a una pantalla de computadora. La proyección de imagen digital indirecta es inferior a la proyección de imagen digital directa porque la imagen resultante es similar a una “copia” de una imagen versus la imagen “original”. (10)

- **Proyección de imagen en placas de almacenamiento de fósforo**

Un segundo tipo de proyección de imagen digital indirecta es la proyección de imagen en placas de almacenamiento de fósforo, que es un sistema de proyección de imagen digital sin cable. La proyección de imagen en placas de almacenamiento de fosforo es también referida como proyección de imagen fotográfica fósforo estimulable (PSP). En este sistema, una placa reutilizable de la proyección de imagen cubierta con fósforo se utiliza en vez de un sensor con un cable de fibra óptica. La placa de la misma manera que la película intraoral. Una placa revestida de fósforo se asemeja a una pantalla de intensificación usada para exponer una película extraoral que convierte la energía de los rayos X en luz. Las imágenes se eliminan de las placas por exposición a la luz del negatoscopio durante varios minutos, o las imágenes se pueden borrar de ellas inmediatamente después del proceso de exploración. Una vez que se borra la imagen, las placas se pueden envolver en plástico y esterilizar para su reutilización.

La proyección de imagen en placas de almacenamiento de fósforo graba los datos de diagnóstico en una placa de rayos X después de la exposición y luego utiliza un escáner

de alta velocidad para convertir la información en archivos electrónicos. Después de la exposición, la placa se retira de la boca y se coloca en un procesador electrónico, donde un láser escanea la placa y produce una imagen que se transfiere a una pantalla de computador. Debido a que esta etapa que implica el escaneo por láser, puede llevar 30 segundos a 5 minutos, este tipo de imagen digital es menos rápida que la imagen digital directa. El radiólogo dental debe tener cuidado en la colocación de las placas de fosforo en la boca y exponer correctamente. Actualmente, algunos sistemas de PSP no son capaces de distinguir las imágenes que han sido expuestas hacia atrás (similares a la colocación de una película en la boca con la pestaña de color hacia el haz de radiación). Se recomendó al radiólogo dental vea las imágenes montadas y los resultados mientras el paciente permanece sentado en la silla dental.

(4)

- **Digitalizador CS 7600**

Tiene un flujo de trabajo completamente automatizado y seguro, el CS 7600 aporta los elementos esenciales que necesita para generar imágenes excepcionales. El equipo incluye la tecnología Scan&Go y está diseñado para un uso compartido, por lo que siempre está disponible cuando la necesita, es un equipo perfecto para consultas de múltiples usuarios. Las placas del CS 7600 son fáciles de usar como la película, por lo que el sistema se integra fácilmente en cualquier consulta.

Características

Calidad y velocidad magníficas

- El CS 7600 genera imágenes intraorales de alta calidad y alta resolución de forma rápida y fácil para que pueda hacer diagnósticos fiables.

- Explorar y ver una serie de boca completa (FMS) en sólo unos minutos.
- Ver la primera imagen en sólo 5 segundos.
- La tecnología de procesamiento garantiza imágenes de contraste y nitidez óptimos y bajo ruido.
- La amplia gama de exposición de las placas ayuda a prevenir la sobreexposición o superexposición.

Flujo de trabajo superior

- Por su tecnología, el CS 7600 tiene un flujo de trabajo totalmente automatizado y seguro, fue diseñado para uso compartido y está siempre listo para trabajar.
- No es necesario reservar el sistema al explorar una placa
- La unidad identifica las placas antes de los exámenes y transfiere automáticamente las imágenes al ordenador y archivo del paciente correspondiente.
- Explorar las placas en cualquier orden con una intervención mínima del usuario y sin riesgo de mezclas de placas

Memoria incorporada

Casi no existe riesgo de pérdidas de imagen gracias a la memoria integrada de la unidad.

- Se puede seguir explorando incluso cuando se apaga el ordenador o se produzca un fallo en la red.
- Aumenta la eficiencia y experiencia de usuario.
- Flujo de trabajo similar a la película
- El CS 7600 requiere una formación mínima y su flujo de trabajo es similar a la película pone todas las características de la tecnología digital a su alcance.
- Mismos tamaños que la película (0 a 4)

- Las placas delgadas sin cables aumentan la comodidad del paciente y son tan fáciles de colocar como la película.
- Se integra con los sensores digitales actuales para maximizar las ventajas

Capacidad de uso inigualable

- El equipo está diseñado para reducir los errores y ayudar a trabajar con más eficiencia.
- La unidad detecta automáticamente si una placa se ha insertado boca abajo, sin borrar la imagen.
- Las plantillas automatizan los exámenes de FMS habituales para reducir el riesgo de contaminación y la intervención del usuario.
- El monitor en color integrado proporciona mensajes e instrucciones claros y tiene información instantánea sobre el éxito de cada examen.

Tiene diseño versátil y compacto

Puede utilizarse junto al sillón de tratamiento o compartido entre múltiples salas de examen; el sistema es una solución versátil y económica para consultas de múltiples usuarios.

- Sus pequeñas dimensiones permiten instalarlo prácticamente en cualquier lugar.
- La conectividad Ethernet permite compartir fácilmente la unidad a través de la red.
- No requiere un ordenador específico para compartir las imágenes

Completo software de imágenes

El software radiológico que posee, con sus potentes herramientas de procesamiento de imagen e interfaz de

fácil uso, permite realizar la revisión de imágenes de forma fácil y rápida.

- Puede usar el sistema de forma independiente o integrada con el software de gestión clínica de la consulta.
- Ajustar fácilmente el contraste y otros ajustes para obtener la imagen perfecta.
- Simplificar el proceso de intercambio de imágenes.

Una solución económica

Ya que posee una gran cantidad de ventajas es una solución práctica para cualquier consulta.

- Instalación y uso sencillos.
- Las placas son tan fáciles de usar como la película.
- Las placas, resistente a los arañazos, pueden reutilizarse cientos de veces.
- Elimina los gastos de procesamiento y películas. (6)

➤ **PROCEDIMIENTO PASO A PASO**

El procedimiento paso a paso para el uso de sistemas de imágenes digitales varía de fabricante a fabricante.

Es crítico referirse al manual de instrucciones del fabricante para obtener información sobre el funcionamiento del sistema, la preparación de los equipos, la preparación del paciente y la exposición. Solo las directrices generales, relativas a la preparación y colocación del sensor, se proporcionan aquí.

- **Preparación del sensor**

Consiste en la colocación del sensor intraoral en la boca del paciente utilizándola misma técnica que en la colocación de la película convencional. Si es el

uso de la imagen digital indirecta o directa, es importante que los sensores individuales se mantengan estériles. Los sensores guardados en fósforo están sellados e impermeabilizados. Para el propósito del control de la infección, los sensores utilizados en imagen digital directa deben ser cubiertos con una barrera desechable o una funda, porque no pueden soportar el calor de la esterilización.

- **Colocación del sensor**

El sensor se coloca en la boca por accesorios de bloque de mordida o dispositivos que tienen como objetivo el haz y sensor de precisión. La técnica paralela es el método de exposición preferido debido a la precisión dimensional de las imágenes producidas y a la facilidad de la normalización de tales imágenes. Paralelamente la técnica del dispositivo de alineación del haz debe utilizarse para estabilizar el sensor de la boca. Al igual que con la película intraoral convencional, el sensor está centrado sobre el área de interés. Varios fabricantes han producido dispositivos de alineación del haz que se pueden utilizar no solo con la película, también con sensores cableados y placas de PSP. (10)

3.1.4. VENTAJAS Y DESVENTAJAS

Como con cualquier técnica radiográfica intraoral, la imagen digital tiene tanto ventajas como desventajas.

3.1.4.1. Ventajas de la proyección de la imagen digital

- 1) **Mayor resolución en la escala de grises.** Una ventaja principal de la imagen digital es la mayor resolución en la escala de grises que resulta. La imagen digital utiliza hasta 256 tonos de gris (más de 16.000, según el fabricante) en comparación con los 16 a 25 tonos de grises que lo diferencian de la película convencional. Esta ventaja es importante porque el diagnóstico suele basarse en la discriminación del contraste. La capacidad de manipular la densidad y el contraste de la imagen digital sin exposición adicional del paciente a la radiación X es también una ventaja importante. Además, los estudios han investigado la capacidad de diagnóstico del sensor intraoral utilizado en la proyección de la imagen digital. La proyección de la imagen digital permite al profesional dental identificar la enfermedad dental, al igual que con los métodos tradicionales con película. Una de las formas de medir el valor de diagnóstico de la imagen digital es a través de su capacidad para capturar los detalles, o resolución. Pares de líneas/milímetro (lp/mm) es una medida de la capacidad del sistema digital para capturar los detalles de una imagen, la mayoría de los fabricantes de imágenes digitales mantienen un rango de 6 a 22 lp/mm. El ojo humano solo puede reconocer aproximadamente 8 lp/mm. Todos los sistemas digitales actuales producen una imagen diagnósticamente aceptable.
- 2) **Menos exposición a la radiación X.** otra ventaja principal del sistema de la proyección de la imagen digital es la reducción de la exposición del paciente a los rayos X por los resultados de sensibilidad del CCD. Dado que la exposición a la radiación para sistema de proyección de las imágenes digitales es 50% a 90% menor que el requerido para la película convencional utilizada.

3) Aumento de la velocidad de visualización de la imagen.

Los profesionales dentales, así como los pacientes, pueden ver las imágenes digitales de forma instantánea, lo que permite una interpretación y evaluación inmediata. La visión en el sillón de la imagen digitalizada en un monitor del computador tan solo unos instantes después de la exposición continúa siendo un motivo de peso para el crecimiento de la popularidad de esta tecnología.

4) Bajo costo del equipo y la película. A largo plazo, la proyección de la imagen digital elimina la necesidad de comprar película convencional, equipos de procesamiento costoso, y soluciones del procesador. Con la proyección de la imagen digital, el cuarto oscuro y las soluciones de procesamiento y mantenimiento son innecesarios. Además, los costos ambientales se reducen, debido a que se evitan los riesgos de eliminación de los productos químicos del procesamiento, las sales de plata de la emulsión de la película, y las hojas de plomo, la eliminación de los errores de procesamiento del cuarto oscuro es también una ventaja. (9)**5) Aumento de la eficiencia.** Los profesionales dentales pueden ser más productivos porque la proyección de las imágenes digitales no interrumpe la rutina del tratamiento o del cuidado del paciente. También, las prácticas dentales que utilizan cartas electrónicas tienen la ventaja de acceder tanto a los datos del paciente como a las imágenes digitales al mismo tiempo. Tanto el almacenamiento de imágenes y la comunicación son más fáciles con las redes digitales. La imagen digital puede ser incorporada en el registro electrónico del paciente, y la imagen radiográfica puede ser impresa cuando sea necesario. Las imágenes digitales pueden ser transmitidas electrónicamente a los odontólogos y especialistas que las refieren, compañías de seguros o consultores.

- 6) Mejora de la imagen de diagnóstico.** Características tales como la colocación y zoom permiten a los usuarios destacar las condiciones tales como la resorción ósea causada por la enfermedad periodontal o para ayudar a detectar pequeñas áreas de caries. Otra característica que puede ser utilizada para mejorar una imagen de diagnóstico es por sustracción digital. Con la sustracción digital, la escala de grises se invierte de modo que las imágenes radiolúcidas (normalmente son negro) aparecen como imágenes en blanco y radiopacas (normalmente blanco) aparecen en negro. La sustracción digital también elimina la información de fondo que distrae. Por ejemplo, esta función permite al operador eliminar todas las estructuras anatómicas que no han cambiado entre los exámenes radiográficos para facilitar la identificación de los cambios en la información de diagnóstico. Las características adicionales comúnmente disponibles en imágenes de software incluyen: brillo, contraste, nitidez, orientación de la imagen, y la alteración del pseudo- color.
- 7) Herramienta educativa eficaz para el paciente.** Las imágenes digitales pueden ser una herramienta eficaz en la educación del paciente y la interacción. Los pacientes pueden ver las imágenes radiográficas junto con el operador, lo que facilita el dialogo y el entendimiento y aumenta la comprensión del paciente cerca del proceso de la enfermedad y la aceptación de las modalidades de tratamiento. Además, el tamaño de la imagen digitalizada en la pantalla del computador 15 o 17 pulgadas (en comparación con una pieza de 2 pulgadas de película) hace la imagen digital atractiva para el paciente. (10)

3.1.4.2. Desventajas de la proyección de la imagen digital.

- 1) **Costos iniciales.** El costo inicial de la compra de un sistema de imágenes digitales es una desventaja significativa. El costo depende del fabricante, el nivel de los equipos informáticos utilizados en la actualidad en la oficina, y las características auxiliares, tales con la cámara intraoral. El mantenimiento y las reparaciones también deben ser considerados.
- 2) **Calidad de la imagen.** Al mismo tiempo, la calidad de la imagen es una fuente de debate. La resolución espacial de una imagen se define como el número de pares de líneas por milímetro (lp/mm). La película de rayos X convencional tiene una resolución de 12 a 20 lp/mm. Un sistema de imágenes digitales utilizando un CCD tiene una resolución cercana al 10 lp/mm. Teniendo en cuenta que el ojo humano solo puede percibir 8 a 10 lp/mm, un sistema CCD es significativamente más eficaz en el reconocimiento de enfermedades dentales. Muchos estudios han informado sobre la capacidad de la imagen digital para capturar caries primaria, pérdida ósea, zonas radiolúcidas periapicales, y así sucesivamente. La mayoría de las investigaciones ha demostrado que la imagen digital realiza al menos tan bien el trabajo, y a veces incluso mejor que, la radiografía tradicional.
- 3) **Tamaño y espesor del sensor.** Algunos sensores digitales son más gruesos y menos flexibles que la película intraoral. Los pacientes pueden quejarse sobre lo voluminoso del sensor, lo que puede causar molestias o producir el reflejo nauseoso. Sin embargo, con mayor experiencia y familiaridad en el uso de estos sensores rígidos, la colocación del sensor se convierte en un problema menor. Además, los fabricantes han producido muchas variedades de dispositivos de alineación del haz de ayudan a la colocación del sensor.

- 4) **Control de la infección.** Algunos de los sensores digitales no pueden resistir a la esterilización por calor. Por lo tanto, estos sensores requieren cobertura completa con fundas de plástico desechables que deben cambiarse en cada paciente para evitar contaminación cruzada.
- 5) **Uso y desgaste.** Los receptores utilizados en el sistema PSP son vulnerables al desgaste y puede tener una vida útil limitada. Las placas de fosforo no estaba diseñadas para tener sus bordes doblados o suavizados para acomodarse a la anatomía individual de cada paciente. Se doblan o rayan las placas, los defectos permanentes aparecerán en todas las imágenes expuestas, lo cual puede ocultar la información de diagnóstico.
- 6) **Cuestiones jurídicas.** Debido a que la imagen digital original se puede mejorar, es cuestionable si las imágenes digitales pueden utilizarse como prueba en procesos judiciales. Para abordar esta preocupación los fabricantes (por ejemplo, kodak, con su digital Science Dental Scanning System) han incluido en el software una función de advertencia que aparece si la imagen que aparece en el monitor no es comparable con la imagen original. Una copia de archivo de la imagen original se debe mantener siempre en el equipo, incluso cuando las características tales como la densidad y el contraste se hayan cambiado. (10)

3.1.5. ANÁLISIS DE ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

1) **Título: “ESTUDIO COMPARATIVO EN LA CALIDAD DE LA IMAGEN ENTRE LA RADIOVISIOGRAFÍA, LAS PLACAS DE FÓSFORO Y LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS PERIAPICALES CONVENCIONALES, EN LA CLÍNICA ODONTOLÓGICA DE LA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA, AREQUIPA 2015”**

Autor: Carpio Montes, Whinny Daniela

Para obtener el título de cirujana dentista

Resumen: El objetivo de este trabajo de investigación fue determinar la calidad de la imagen radiográfica obtenida por receptores digitales con sensores de estado sólido (radiovisiografía o RVG), los receptores digitales de placas de almacenamiento de fósforo y las obtenidas por el aparato de rayos X convencionales (las películas radiográficas periapicales). Se trabajó con ocho dientes, estandarizados utilizando los criterios de inclusión y exclusión. Los cuales conforman las unidades de estudio, se obtuvo tres grupos con las frecuencias cero, dos y seis. Para determinar la calidad de la imagen se realizaron tres muestras, con las frecuencias cero, dos y seis, con la finalidad de analizar el contraste, brillo y nitidez. Tanto en la radiovisiografía, placas de fósforo y películas radiográficas periapicales convencionales. Todos estos datos fueron plasmados en una matriz de sistematización la cual fue analizada estadísticamente. Los resultados fueron los siguientes la calidad de imagen en la radiovisiografía con frecuencias cero, dos y seis no se ve influenciada mientras que en las películas radiográficas periapicales convencionales y placas de fósforo se ven afectadas por esta. Al terminar el estudio de acuerdo a la Prueba Estadística U Mann-Whitney la radiovisiografía supero a los otros dos receptores de imagen. (15)

2) **Título: “Impacto de la radiología digital en la dosis de referencia de la radiología intraoral española”**

Autor: Velasco Hidalgo, Francisco D

Para obtener el título de: Doctorado en Odontología

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

MATERIAL Y MÉTODOS: se estudian 34.143 informes oficiales de control de calidad emitidos durante un período de 18 años (1997-2014) de instalaciones radiológicas de radiodiagnóstico intraoral y están distribuidas en 16 comunidades autónomas. Las variables analizadas son las descritas en el Real Decreto 2071/1995 modificado posteriormente por el Decreto 1976/1999 y son: características físicas de los equipos de rayos X, las anomalías encontradas en los equipos y procesamiento de la película, tiempos de exposición, dosis de radiación administradas para cada exploración, teniendo en cuenta las prácticas de trabajo habituales de cada clínica. La dosis media de radiación (10 exposiciones, en mGy, de acuerdo con la legislación española) para obtener una imagen radiográfica del segundo molar superior bajo las condiciones normales de trabajo en cada instalación, se determinó

utilizando un detector UNFORS XI (Billdal, Suecia) o PMX III (RTI Electronics, Mölndal, Suecia) Se ha aplicado un factor de retrodispersión de 1,1 a los valores obtenidos siguiendo la normativa española El grado de dependencia y correlación entre variables se evaluó mediante un Análisis de Varianza complementado por una comparación de medias mediante la diferencia mínima significativa ($p < 0,05$). Las medias cuantitativas se compararon mediante análisis de regresión y correlación lineales. RESULTADOS: desde 1997, las películas radiográficas han sido sustituidas progresivamente por sistemas digitales en España a una tasa anual del 3,1%. En 2007, se determinó que el 50% de las instalaciones dentales utiliza sistemas digitales de imagen. Sin embargo, en los últimos años (2007-2014) la tasa de crecimiento para los sistemas digitales ha sido sólo del 1,2% anual. Hemos determinado una DRL de 2,8 mGy en 2014, lo que representa una disminución de 41,7% en comparación con la dosis que establecimos en 2002 (4,8 mGy). Las dosis medias de radiación se ha reducido en un 54,5% desde el inicio del estudio; nuestro estudio muestra que el 99,4% de las instalaciones dentales cumple con las dosis recomendadas por la Unión Europea. Además, hemos determinado una dosis menor de 1,3 mGy en 2014, lo que representa un descenso del 55,2% en comparación con la dosis que previamente describíamos en 2002 (2,9 mGy), aunque en los últimos tres años se ha mantenido estabilizada en 1,3 mGy. Durante este período de tres años, la dosis media no ha sido reducida y las DRLs sólo han disminuido en un 6,3%.

En conclusión, el progreso en DRLs en los últimos años es el de una reducción gradual, que pueda ser interpretada como un aumento en la optimización de las técnicas de radiología intraorales en España, sin embargo, fundamentalmente es debido a la sustitución de los sistemas de imágenes convencionales a los modernos sistemas digitales. (16)

3) Título: “Actualización en radiología dental, Radiología convencional Vs digital”

Autor: Barbieri Petrelli Gian , Flores Guillén Jhon

Desde su incorporación a la práctica odontológica la radiología digital ha experimentado un importante desarrollo. El continuo avance de las tecnologías en las que se sustenta ha dotado a estos sistemas de interesantes prestaciones que pueden facilitar el diagnóstico y manejo de imágenes radiográficas. Con estos avances la radiología digital ha despertado un interés creciente entre los profesionales de la odontología, especialmente durante los últimos años, en los que ha aumentado notoriamente tanto la cantidad de sistemas comercializados como el número de odontólogos que han decidido sustituir la radiología convencional por un sistema digital en sus clínicas. En esta revisión de la literatura se tratará de ofrecer una visión actualizada de los distintos sistemas disponibles en la actualidad, así como una comparativa entre ellos basada en estudios publicados recientemente. (17)

4) Título “Precisión de la detección de caries con cuatro sistemas de fósforo de almacenamiento y radiografías de velocidad E.”

Autor: H Hintze , A Wenzel

OBJETIVO: Evaluar la precisión de la detección de caries utilizando cuatro sistemas de placa de fósforo de almacenamiento intraoral expuestos con dos tiempos de exposición diferentes y un sistema de película.

MÉTODOS: En condiciones in vitro y estandarizadas, se radiografiaron 365 superficies oclusales y 159 aproximadas utilizando cuatro sistemas de placa de fósforo de almacenamiento: DenOptix, Cd-dent, Digora (placas azules y blancas) y un sistema de película: Ektaspeed Plus. Las placas se expusieron dos veces con 10% y 25% del tiempo necesario para la película. Cuatro observadores registraron esmalte proximal / dentina y caries de dentina oclusal utilizando una escala de confianza de cinco puntos.

La presencia de caries se validó histológicamente y la precisión diagnóstica de los sistemas mediante el uso de áreas de curva ROC (Az).

RESULTADOS: El menor tiempo de exposición para la caries proximal, Digora (blanco) (Az = 0,68) y Ekta Plus (Az = 0,69) fueron significativamente más precisos que los otros sistemas (Az = 0,64-0,65). Para las caries oclusales que usan el mismo tiempo de exposición, no se encontraron diferencias significativas entre los sistemas digitales (Az = 0.76-0.77), que mostraron ser significativamente menos precisas que Ekta Plus (Az = 0.81). Usando el tiempo de exposición más largo para la carie proximal, no se encontraron diferencias significativas entre DenOptix (Az = 0,68), Digora (azul) (Az = 0,69), Digora (blanco) (Az = 0,69) y Ekta Plus (Az = 0,69) que fueron todos significativamente más precisos que Cd-dent (Az = 0,65). Para las caries oclusales que usan el mismo tiempo de exposición, Digora (azul) (Az = 0.81) fue la más significativa de los sistemas digitales. Cuando la carie proximal fue la tarea de diagnóstico, el mayor tiempo de exposición resultó en una precisión significativamente mayor con los sistemas DenOptix y Digora (azul) pero no con los sistemas Cd-dent y Digora (blanco). Para la caries oclusal, el mayor tiempo de exposición resultó en una mejora significativa solo con el sistema Digora (azul).

CONCLUSIÓN: Para las caries proximales que usan el tiempo de exposición más prolongado, no se encontraron diferencias significativas en la precisión diagnóstica entre DenOptix, Digora (azul), Digora (blanco) y Ekta Plus, que fueron significativamente más precisas que la de Cd-dent. Para las caries oclusales que usan el tiempo de exposición más largo, Digora (azul) resultó ser el más preciso de los sistemas digitales. El tiempo de exposición influyó en la precisión diagnóstica con los sistemas DenOptix y Digora (azul) para el sistema proximal y con el sistema Digora (azul) para la detección de caries oclusales. (18)

3.2. HIPÓTESIS

Dado que, las resoluciones de baja, mediana y alta del procesador digital de las placas de fósforo pueden influir en la calidad de la imagen obtenida:

Es probable que, la calidad de la imagen radiográfica de las placas de fósforo en alta, mediana y baja resolución sea diferente de acuerdo a los tiempos empleados.





CAPÍTULO II

PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

PLANTEAMIENTO OPERACIONAL

1. TÉCNICAS, INSTRUMENTOS Y MATERIALES DE VERIFICACIÓN

1.1. Técnicas

1.1.1. Precisión de la técnica:

Se empleó la técnica de la observación directa.

1.1.2. Esquematización: Cuadro de coherencias

| VARIABLE | INDICADORES | TÉCNICA |
|-----------------------------------|-------------------|---------------------|
| Calidad de la imagen radiográfica | Placas de Fósforo | Observación directa |

1.1.3. Descripción de la técnica

Se hizo la recolección de 06 piezas dentarias, para los tres grupos de frecuencia, y se estandarizaron con la elaboración de cubos de acrílico para cada diente.

Luego se realizó la toma radiográfica con las placas de fósforo en resoluciones baja, media y alta. Con la técnica de paralelismo a una distancia mínima entre el cono y el diente. La marca del aparato de rayos X es de alta frecuencia carestream CS 2200.

Para el revelado utilizaremos el procesador CS 7600 Carestream. La obtención de la imagen demorará 06 segundos de tiempo para baja, 10 segundos de tiempo para media y 20 segundos para alta, en el ordenador con el sistema Carestream Dental y el software Dental Imaging 6.13.1.

Por último se hizo la comparación de las imágenes obtenidas en baja, mediana y alta resolución en el ordenador con las modificaciones correspondientes.

1.2. Instrumentos

1.2.1. Instrumentos Documentales:

a) Precisión del instrumento

Se utilizó una ficha de observación que recoge datos necesarios para la investigación y cuya estructura esta en relación a los objetivos propuestos.

b) Modelo del instrumento

En anexos.

1.2.2. Instrumentos Mecánicos

- Mandil
- Dientes troquelados

1.2.3. Materiales de verificación

- Aparato de rayos X
- Placas de fósforo
- Procesador de placas de fósforo
- Ordenador con el sistema Carestream Dental y el software Dental Imaging 6.13.1.

2. CAMPO DE VERIFICACIÓN

2.1. Ubicación espacial

2.1.1. Ámbito general

Arequipa

2.1.2. Ámbito específico

Clínica Odontológica de la Universidad Católica De Santa María
Departamento de Radiología de la Clínica Odontológica.

2.1.3. Ubicación temporal

La investigación se realizó en el semestre par del 2017 y 2018.

2.2. Unidades de estudio

2.2.1. Unidades de análisis

Placas de fósforo

2.2.2. Caracterización de los casos

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Dientes permanentes

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Restos radiculares
- Dientes deciduos

3. ESTRATEGIA DE RECOLECCIÓN DE DATOS.

• Organización.

Previo a la aplicación del instrumento se coordinó precedentes acciones.

- Coordinación para la autorización del director de la Clínica Odontológica de la Universidad Católica de Santa María para conseguir el permiso y colaboración para la realización de la toma de muestras Validación del instrumento
- Recolección de datos.

• Recursos

a) Recursos humanos

Investigador: Milagros Del Rosario Abril Gil

Asesor : Mgter. Pedro Gallegos Misad

b) Recursos físicos

Infraestructura de la Biblioteca de la Universidad Católica de Santa María de Arequipa.

c) Recursos económicos

El presupuesto para la recolección y otras tareas investigativas serán ofertados por el investigador.

d) Recursos institucionales

Clínica Odontológica de la Universidad Católica Santa María
Biblioteca de la Universidad Católica de Santa María.

4. ESTRATEGIA PARA MANEJAR LOS RESULTADOS.

- **Plan de procesamiento**

- a) Tipo de procesamiento

Los datos fueron procesados de manera electrónica (paquete estadístico EPI – INFO)

- b) Operaciones del procesamiento

- Clasificación:
Matriz de recolección y conteo
- Codificación:
Codificación digital.
- Conteo
Matrices de conteo.
- Tabulación
Tablas de doble entrada.
- Graficación
Diagrama de barras.

- **Plan de Análisis de Datos**

- a) Tipo: Cualitativo.

- b) Tratamiento: Estadístico.

| variable | tipo | escala | Escala de medición | prueba |
|-----------------------------------|-------------|---------|--------------------------------|------------------|
| calidad de la imagen radiográfica | cualitativo | ordinal | Frecuencia absoluta y relativa | U Mann - Whitney |



CAPITULO III

RESULTADOS

TABLA N° 1
CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN BAJA

| CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN BAJA | | |
|--|-------------|--------------|
| RESOLUCIÓN | BAJA | |
| CALIDAD DE IMAGEN | Nº | % |
| CONTRASTE Y BRILLO | | |
| ALTO Y CLARO | 2 | 33.33 |
| OPTIMO | 1 | 16.67 |
| BAJO Y OSCURO | 3 | 50.00 |
| NITIDEZ | | |
| LÍMITE DEL ESMALTE | | |
| MALO | 0 | - |
| REGULAR | 2 | 33.33 |
| BUENO | 4 | 66.67 |
| EXCELENTE | 0 | - |
| LÍMITE DE LA DENTINA | | |
| MALO | 2 | 33.33 |
| REGULAR | 3 | 50.00 |
| BUENO | 1 | 16.67 |
| EXCELENTE | 0 | 0.00 |
| LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR | | |
| MALO | 4 | 66.67 |
| REGULAR | 2 | 33.33 |
| BUENO | 0 | 0.00 |
| EXCELENTE | 0 | 0.00 |

Fuente: matriz de datos

En tabla n°1 "calidad de la imagen en resolución baja, podemos observar que:

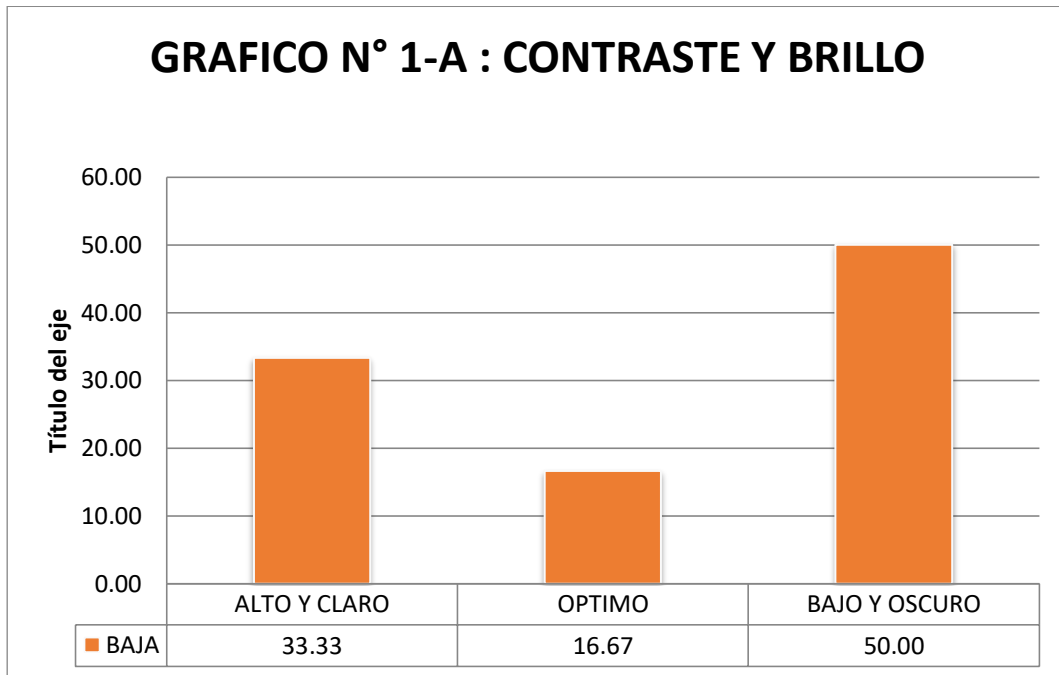
La calidad de la imagen en contraste y brillo nos da la mayor frecuencia en bajo y oscuro con un 50%, luego en un 33% en contraste y brillo alto - claro, en menor porcentaje 16% en un contraste óptimo, podemos decir que respecto a contraste y brillo la calidad es disminuida

En cuanto a la nitidez en el límite del esmalte no hay porcentajes en nitidez del esmalte de nivel malo ni excelente, encontramos en mayor porcentaje de calidad buena en 66% y regular en 33%.

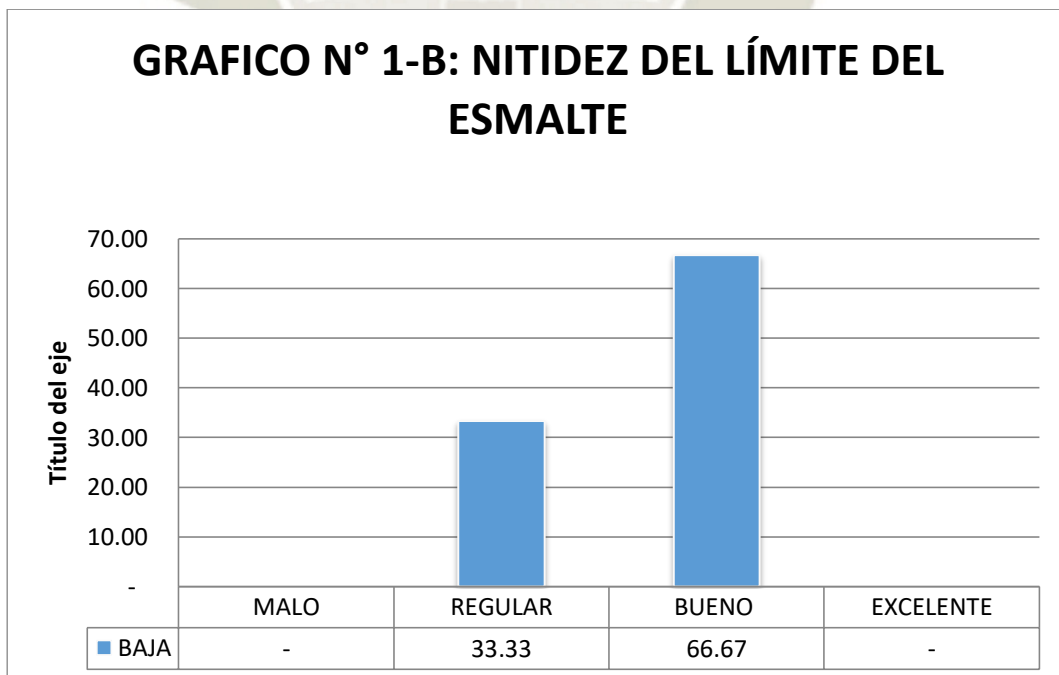
En la nitidez del límite de la dentina no hubo frecuencia calificada como excelente, la mayor frecuencia se dio en la calificada como regular con un 50%, seguida por mala en un 33% y luego buena con un 16%

En el límite del conducto pulpar el mayor porcentaje se dio en la frecuencia calificada como mala con un 66%, seguido de la regular en un 33% y sin relación en buena o excelente.

GRÁFICO N° 1
CALIDAD DE LA IMAGEN EN BAJA RESOLUCIÓN

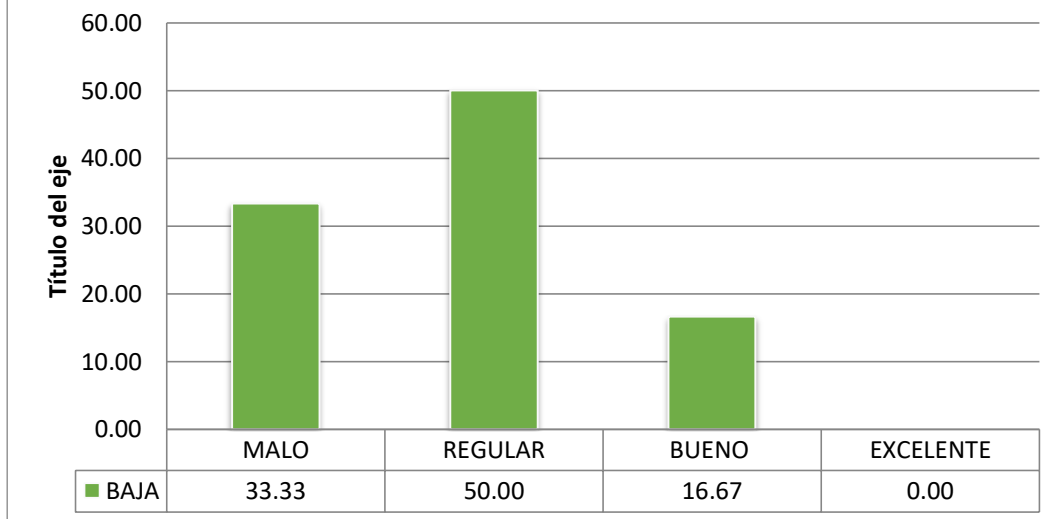


Fuente: matriz de datos



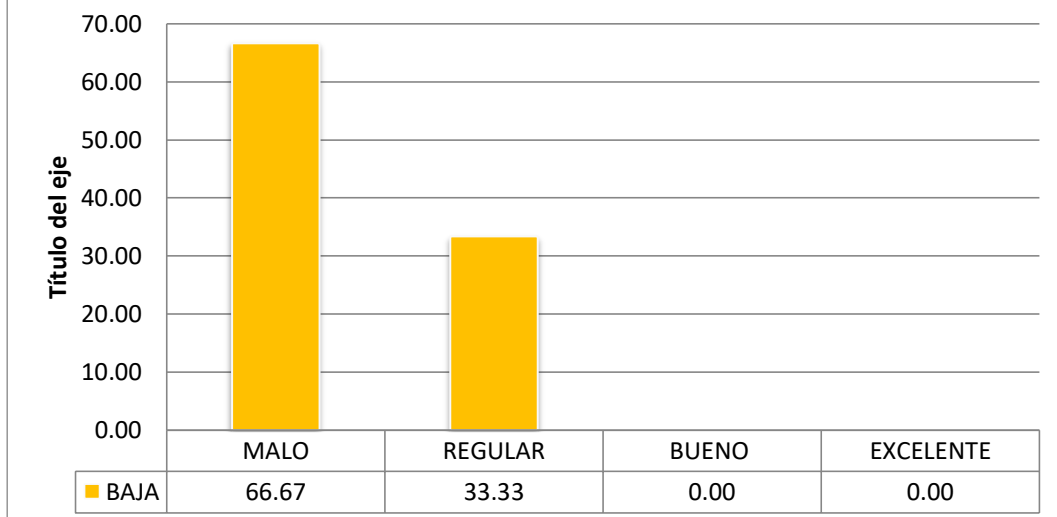
Fuente: matriz de datos

**GRAFICO N° 1-C: NITIDEZ EL DEL LÍMITE
DE LA DENTINA**



Fuente: matriz de datos

**GRAFICO N° 1-D: NITIDEZ DEL LÍMITE DEL
CONDUCTO PULPAR**



Fuente: matriz de datos

TABLA N° 2
CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN MEDIA

| CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN MEDIA | | |
|---|--------------|--------------|
| RESOLUCIÓN | MEDIA | |
| CALIDAD DE IMAGEN | Nº | % |
| CONTRASTE Y BRILLO | | |
| ALTO Y CLARO | 2 | 33.33 |
| OPTIMO | 4 | 66.67 |
| BAJO Y OSCURO | 0 | 0.00 |
| NITIDEZ | | |
| LÍMITE DEL ESMALTE | | |
| MALO | 0 | - |
| REGULAR | 1 | 16.67 |
| BUENO | 3 | 50.00 |
| EXCELENTE | 2 | 33.33 |
| LÍMITE DE LA DENTINA | | |
| MALO | 0 | 0.00 |
| REGULAR | 3 | 50.00 |
| BUENO | 3 | 50.00 |
| EXCELENTE | 0 | 0.00 |
| LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR | | |
| MALO | 0 | 0.00 |
| REGULAR | 3 | 50.00 |
| BUENO | 2 | 33.33 |
| EXCELENTE | 1 | 16.67 |

Fuente: matriz de datos

En la tabla n° 2 Calidad de la imagen en media resolución podemos observar que:

En cuanto a contraste y brillo el mayor nivel es el óptimo en cuanto a resolución media con un 66% , seguida del nivel alto y claro con un 33% y ninguna relación con el nivel bajo y oscuro.

En cuanto a la nitidez en el límite del esmalte en relación a la resolución media la mayor frecuencia nos da un 50% en el nivel calificado como bueno, excelente con un 33%, el regular con un 16% y 0% para el malo.

En la nitidez del límite de la dentina no se encuentra relaciones del nivel malo y excelente en iguales porcentajes 50% para el nivel regular y bueno.

Para el límite del conducto pulpar la mayor frecuencia se encuentra en el nivel regular un 50% seguida del bueno con un 33%, excelente 16% y 0% para el nivel malo.

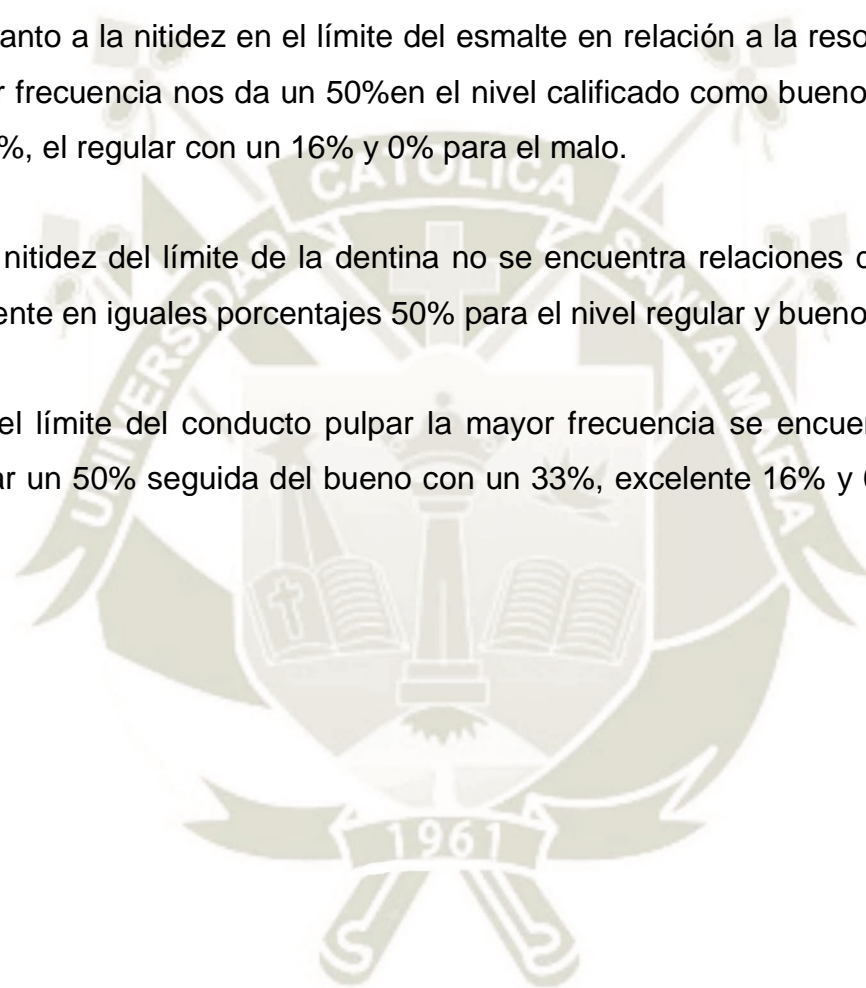
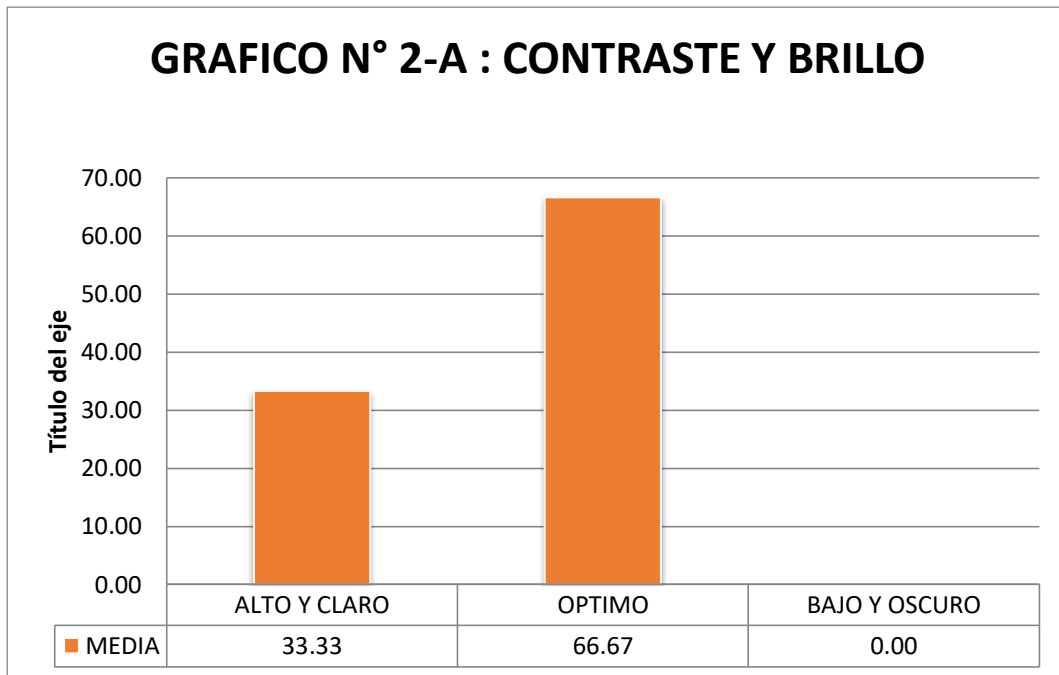
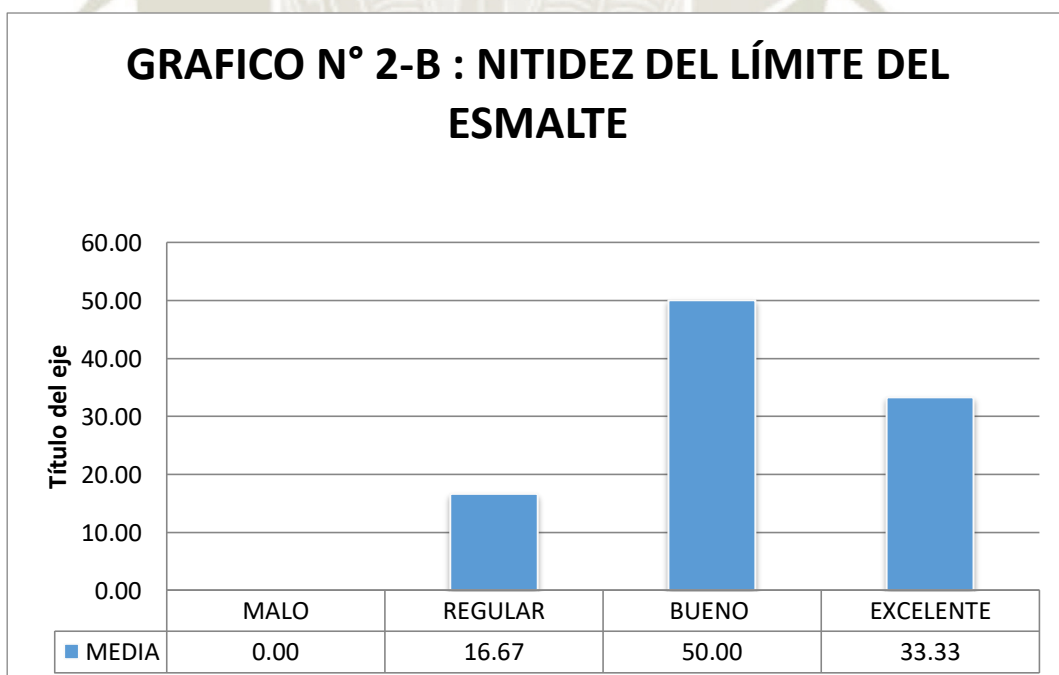


GRÁFICO N° 2
CALIDAD DE LA IMAGEN EN RESOLUCIÓN MEDIANA

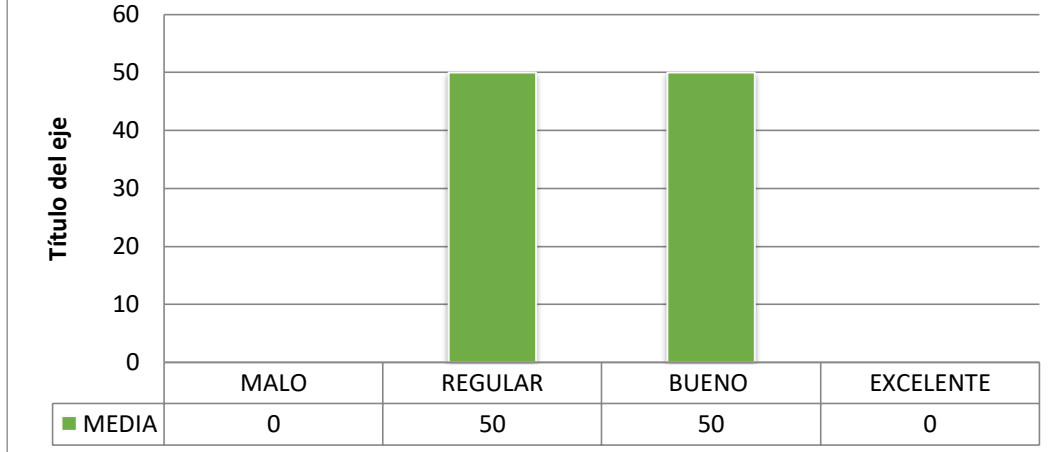


Fuente: matriz de datos



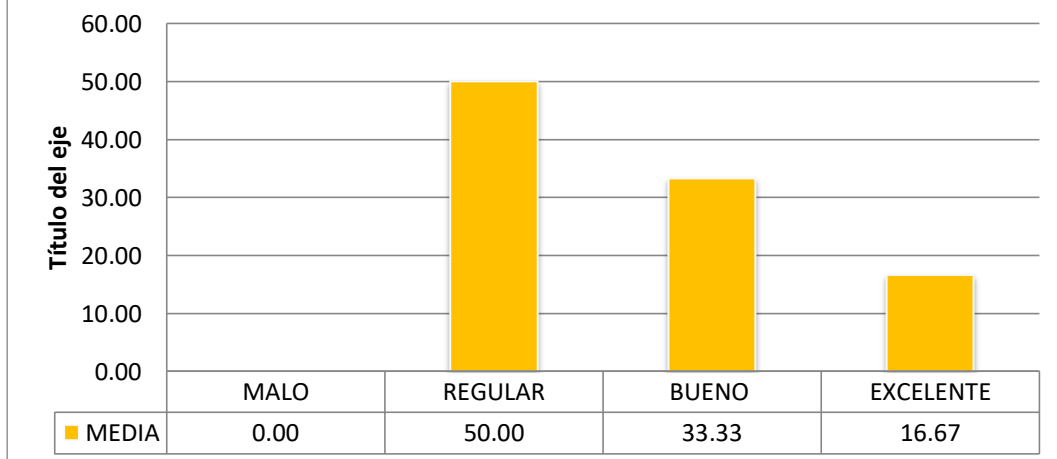
Fuente: matriz de datos

GRAFICO N°2-C : NITIDEZ DEL LÍMITE DE LA DENTINA



Fuente: matriz de datos

GRAFICO N° 2-D : NITIDEZ DEL LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR



Fuente: matriz de datos

TABLA N° 3
CALIDAD DE LA IMAGEN EN ALTA RESOLUCIÓN

| CALIDAD DE LA IMAGEN EN ALTA RESOLUCIÓN | | |
|--|-------------|--------------|
| RESOLUCIÓN | ALTA | |
| CALIDAD DE IMAGEN | Nº | % |
| CONTRASTE Y BRILLO | | |
| ALTO Y CLARO | 3 | 50.00 |
| OPTIMO | 3 | 50.00 |
| BAJO Y OSCURO | 0 | 0.00 |
| NITIDEZ | | |
| LÍMITE DEL ESMALTE | | |
| MALO | 0 | - |
| REGULAR | 0 | - |
| BUENO | 2 | 33.33 |
| EXCELENTE | 4 | 66.67 |
| LÍMITE DE LA DENTINA | | |
| MALO | 0 | 0.00 |
| REGULAR | 0 | 0.00 |
| BUENO | 2 | 33.33 |
| EXCELENTE | 4 | 66.67 |
| LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR | | |
| MALO | 0 | 0.00 |
| REGULAR | 0 | 0.00 |
| BUENO | 2 | 33.33 |
| EXCELENTE | 4 | 66.67 |

Fuente: matriz de datos

En la tabla n°3 calidad de la imagen en alta resolución podemos observar que:

En contraste y brillo vemos la misma frecuencia con un 50% en alto - claro y optimo no se halló en alta resolución un contraste y brillo bajo – oscuro, se concluye que respecto a brillo y contraste la calidad en alta resolución es ideal.

En cuanto a nitidez en el límite del esmalte la mayor frecuencia es nitidez excelente con un porcentaje de 66% en resolución alta con, solo un 33% en calidad buena y no vemos coincidencia entre nitidez mala o regular y resolución alta.

Respecto a nitidez en el límite borde de la dentina en alta resolución no se observa nitidez mala ni regular, podemos encontrar 33% en nitidez buena y 66% excelente.

De igual manera para el límite del conducto pulpar , finalmente se concluye que la calidad de la imagen en alta resolución es excelente y buena.

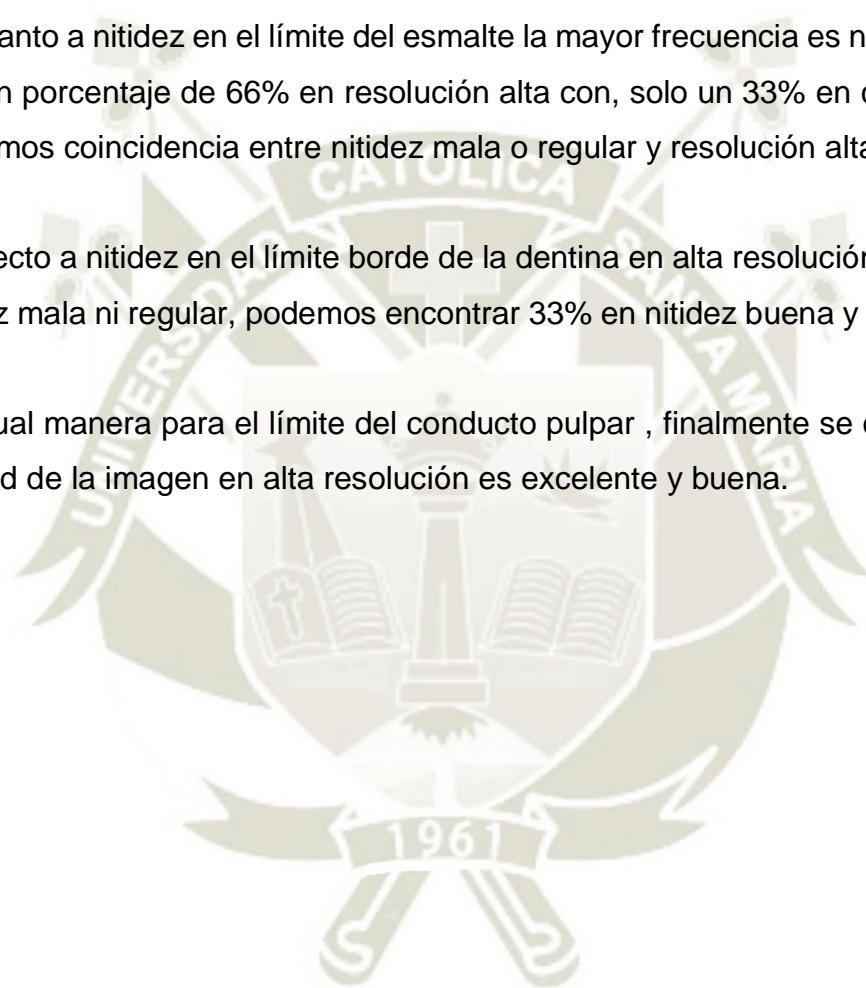
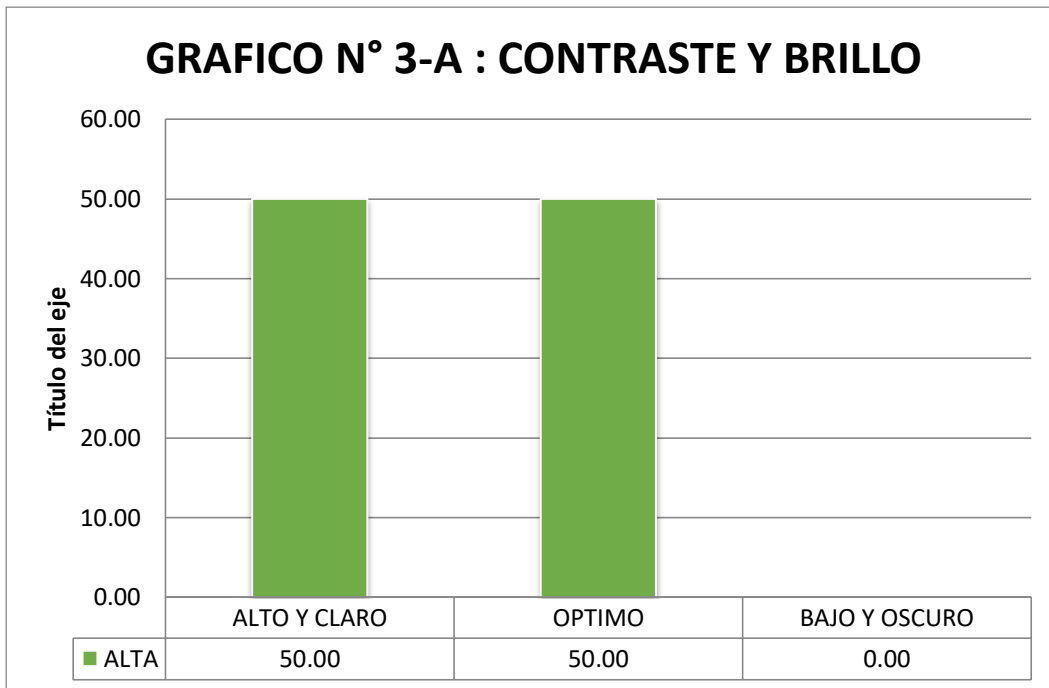
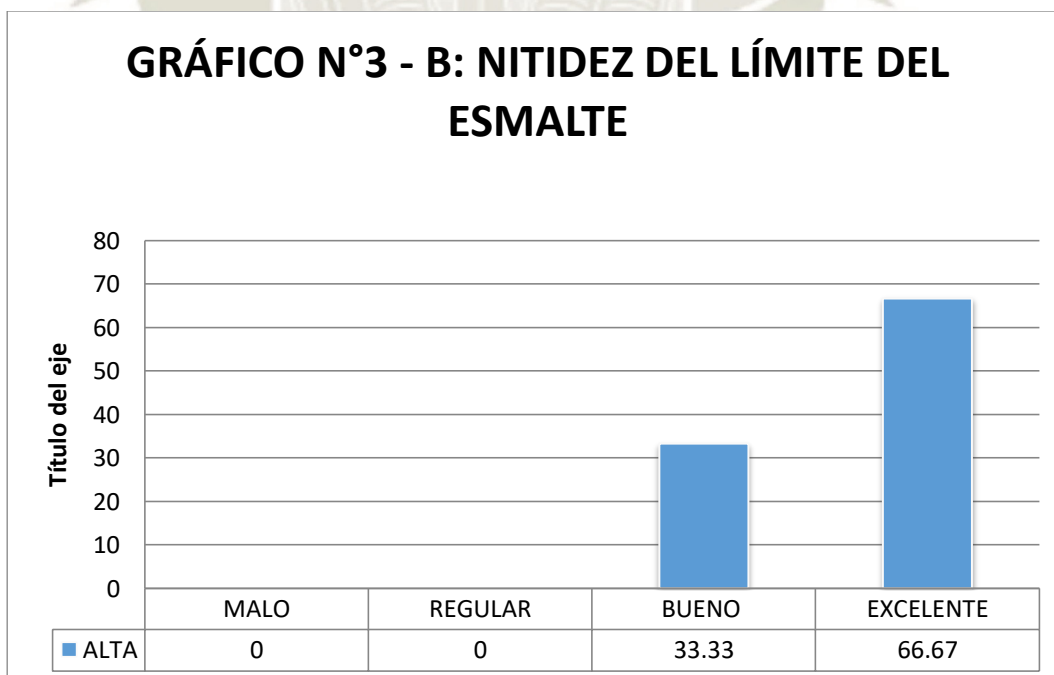


GRÁFICO N° 3

CALIDAD DE LA IMAGEN EN ALTA RESOLUCION

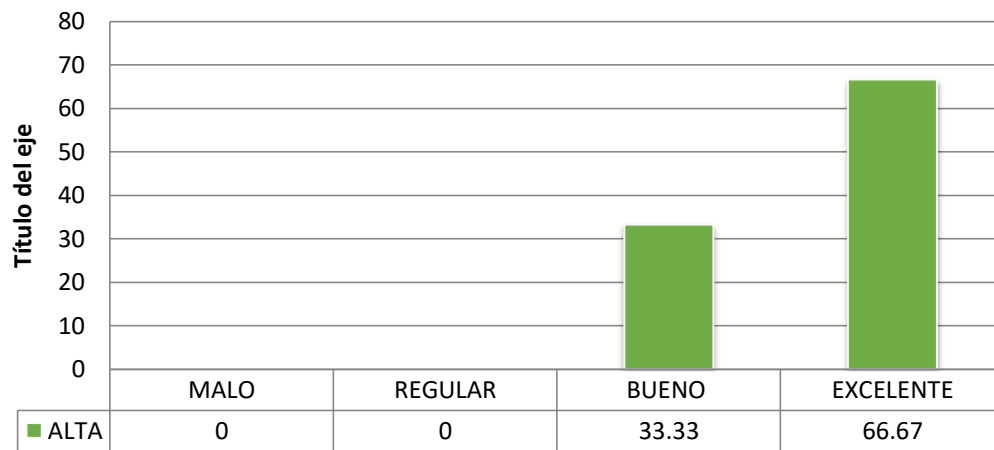


Fuente: matriz de datos



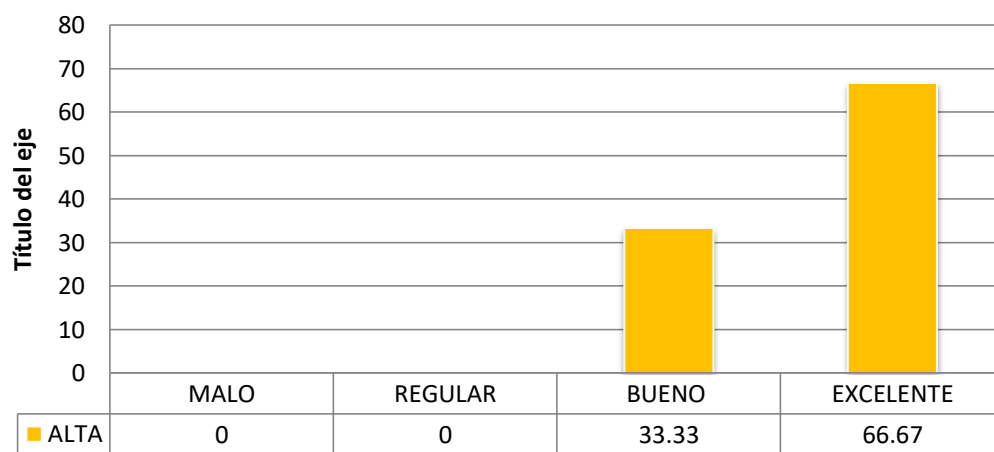
Fuente: matriz de datos

GRÁFICO N°3 - C: NITIDEZ DEL LÍMITE DE LA DENTINA



Fuente: matriz de datos

GRÁFICO N°3-D: NITIDEZ DEL LÍMITE DE LA PULPA



Fuente: matriz de datos

TABLA N° 4
CALIDAD DE LA IMAGEN DE LA PLACA DE FÓSFORO SEGÚN LA
RESOLUCIÓN

| CALIDAD DE LA IMAGEN DE LA PLACA DE FÓSFORO SEGÚN LA RESOLUCIÓN | | | | | | |
|---|------------|-------|-------|-------|------|-------|
| CALIDAD DE IMAGEN | RESOLUCIÓN | | | | | |
| | ALTA | | MEDIA | | BAJA | |
| | Nº | % | Nº | % | Nº | % |
| CONTRASTE Y BRILLO | | | | | | |
| 1. ALTO Y CLARO | 3 | 50.00 | 2 | 33.33 | 2 | 33.33 |
| 2. OPTIMO | 3 | 50.00 | 4 | 66.67 | 1 | 16.67 |
| 3. BAJO Y OSCURO | 0 | 0.00 | 0 | 0.00 | 3 | 50.00 |
| NITIDEZ | | | | | | |
| LÍMITE DEL ESMALTE | | | | | | |
| 1. MALO | 0 | - | 0 | 0.00 | 0 | 0.00 |
| 2. REGULAR | 0 | - | 1 | 16.67 | 2 | 33.33 |
| 3. BUENO | 2 | 33.33 | 3 | 50.00 | 4 | 66.67 |
| 4. EXCELENTE | 4 | 66.67 | 2 | 33.33 | 0 | 0.00 |
| LÍMITE DE LA DENTINA | | | | | | |
| 1. MALO | 0 | 0.00 | 0 | 0 | 2 | 33.33 |
| 2. REGULAR | 0 | 0.00 | 3 | 50 | 3 | 50.00 |
| 3. BUENO | 2 | 33.33 | 3 | 50 | 1 | 16.67 |
| 4. EXCELENTE | 4 | 66.67 | 0 | 0 | 0 | 0.00 |
| LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR | | | | | | |
| 1. MALO | 0 | 0.00 | 0 | 0.00 | 4 | 66.67 |
| 2. REGULAR | 0 | 0.00 | 3 | 50.00 | 2 | 33.33 |
| 3. BUENO | 2 | 33.33 | 2 | 33.33 | 0 | 0.00 |
| 4. EXCELENTE | 4 | 66.67 | 1 | 16.67 | 0 | 0.00 |

Fuente: matriz de datos

En la tabla n° 4 “calidad de la imagen radiográfica con placas de fosforo según la resolución”, podemos observar que en cuanto a contraste y brillo en relación a la resolución , el contraste y brillo óptimo se encontrará en resolución media en un porcentaje mayor (66%) después en misma frecuencia encontramos el contraste y brillo alto - claro, y optimo en alta resolución (50%), el contraste y brillo bajo - oscuro en baja resolución (50%) . el contraste y brillo alto-claro con resolución media y baja en un 33% , el contraste y brillo optimo sólo en un 16% con resolución baja y finalmente no encontramos contraste y brillo bajo - oscuro en resolución alta y media.

Podemos decir entonces que la calidad del contraste y brillo dependen de la resolución.

En cuanto a la nitidez en relación con la resolución podemos observar que trabajamos en tres niveles (esmalte, dentina y conducto pulpar)

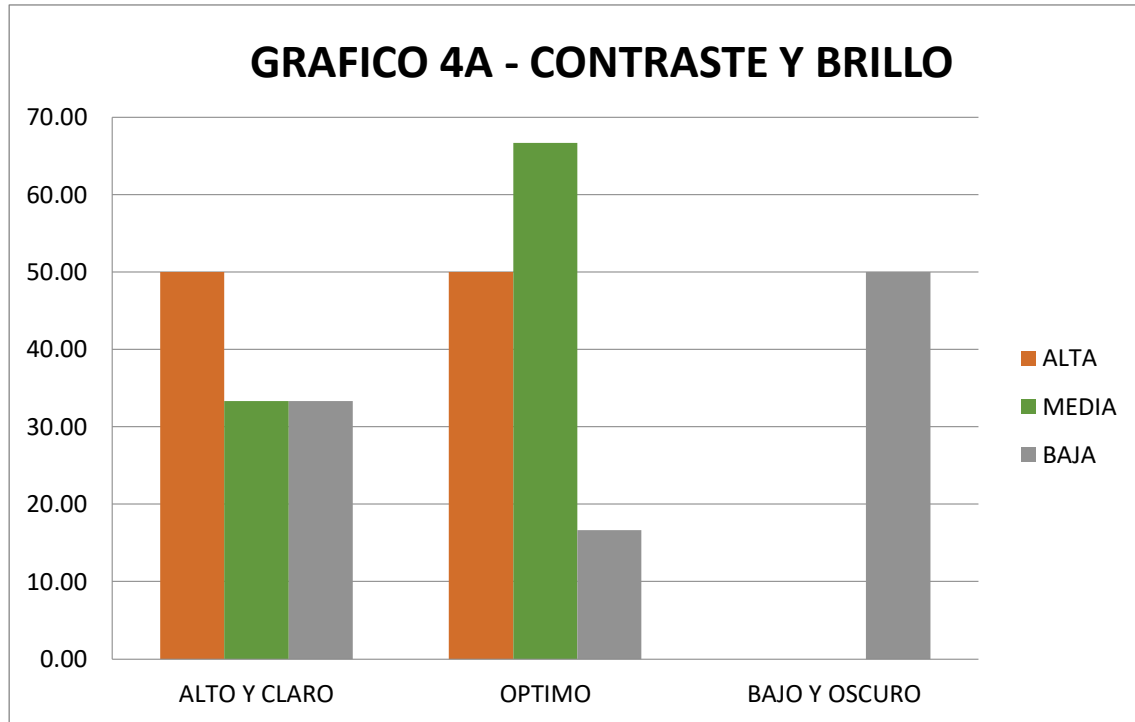
En el límite del esmalte hallamos una nitidez excelente (66%) en resolución alta , con el mismo porcentaje ,se halló nitidez buena (66%) ,en resolución baja; en el mismo nivel de nitidez, bueno, se halla resolución media con 50%, y en un 33% la resolución alta y en el mismo porcentaje nitidez regular en resolución baja y nitidez excelente en resolución media. No se encontró relación entre nitidez mala y ninguna resolución en regular respecto a alta resolución y tampoco nitidez excelente en baja resolución. Por lo que podemos concluir que las mayores frecuencias se encuentran en nitidez excelente en alta resolución y nitidez buena en baja resolución.

En el límite de la dentina encontramos nitidez de calidad mala en baja resolución 33% y no se encontraron ni en alta ni media resolución. La frecuencia más alta nos indica una nitidez excelente en resolución alta (66%) y sin frecuencia alguna en media y baja resolución.

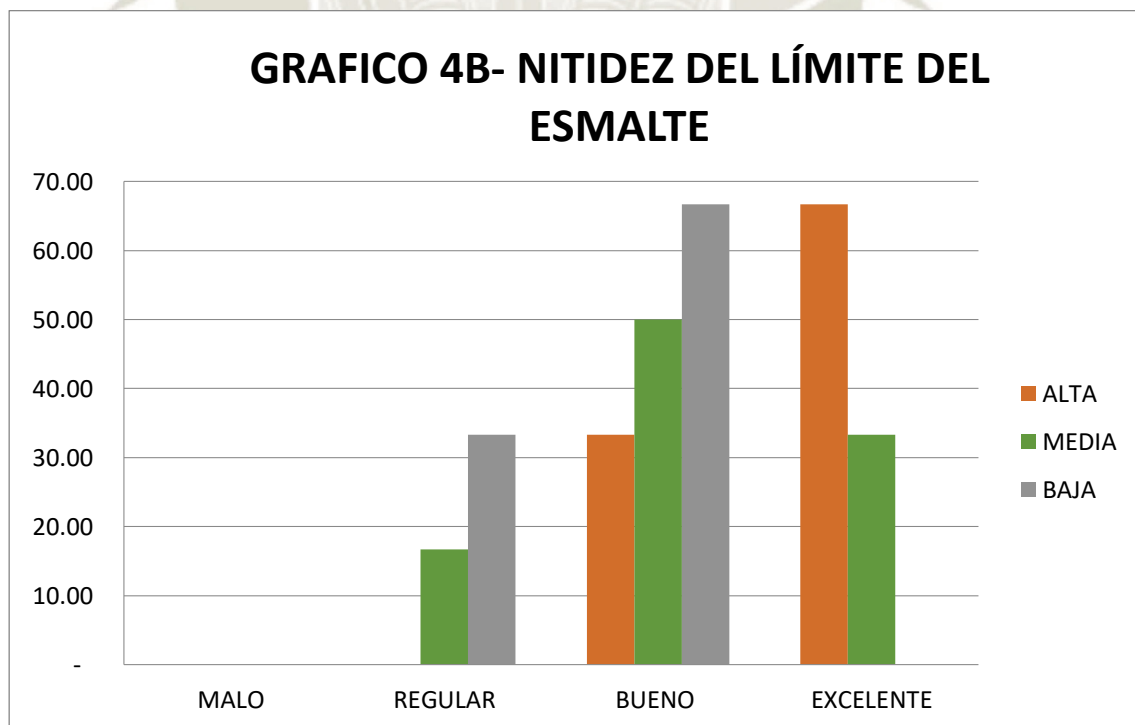
En el límite del conducto pulpar la mayor frecuencia en nitidez mala (66%) en resolución baja, no se encontraron relación entre nitidez excelente ni buena en baja resolución. Luego se encuentra en 50% en nitidez regular y resolución media. Finalmente con nitidez excelente en 66% en alta calidad.

GRÁFICO N° 4

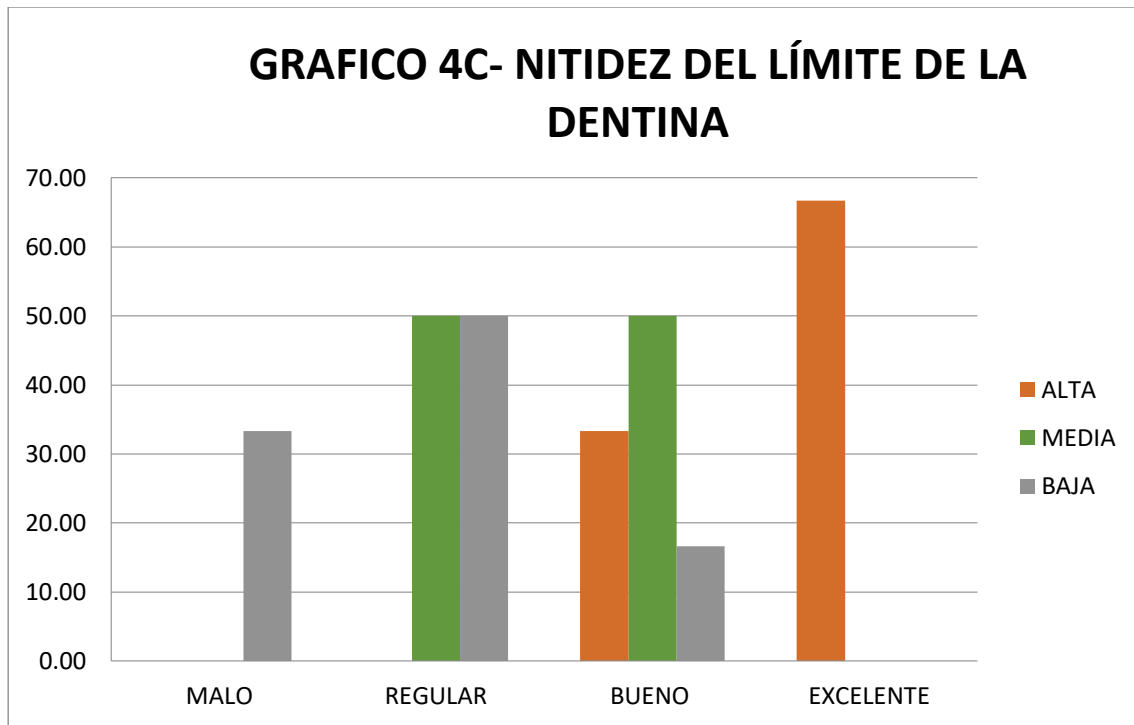
CALIDAD DE LA IMAGEN DE LA PLACA DE FÓSFORO SEGÚN LA RESOLUCIÓN



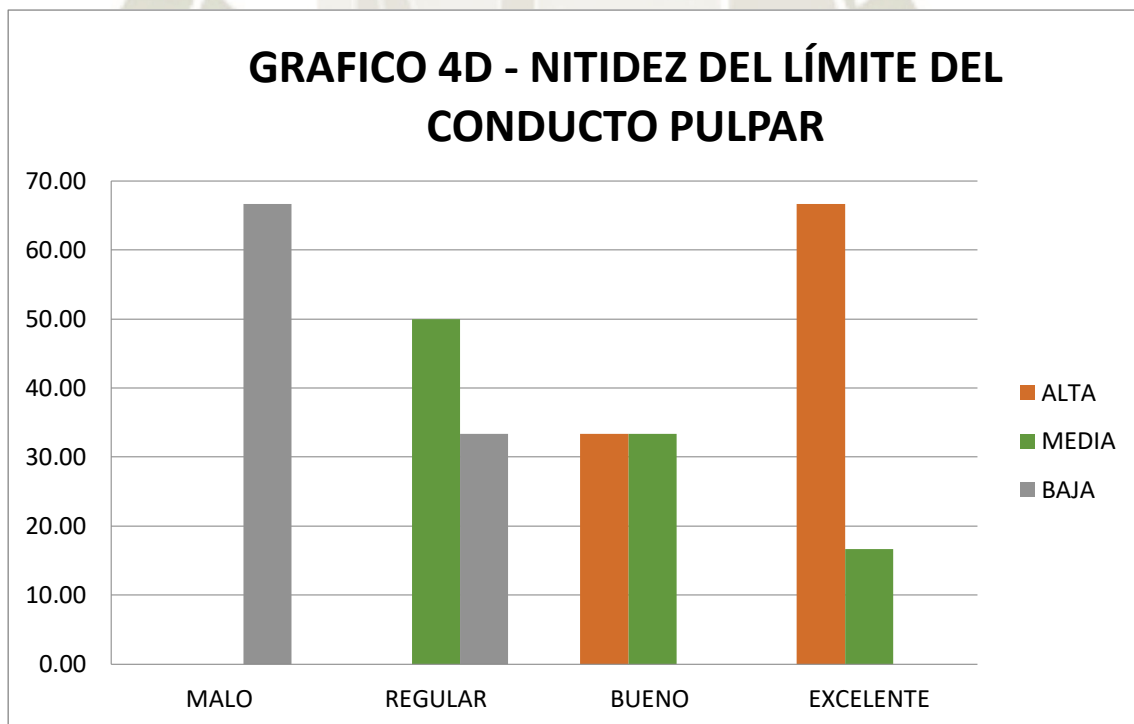
Fuente: matriz de datos



Fuente: matriz de datos



Fuente: matriz de datos



Fuente: matriz de datos

TABLA N° 5

DIFERENCIA EN CALIDAD DE LA IMAGEN SEGÚN LA FRECUENCIA

| CALIDAD DE LA IMAGEN | FRECUENCIA | | | | | | | |
|-----------------------------------|---------------------------|------------------|-------------|------------|-----------|-------------------|---------------|-------|
| | CONTRASTE Y BRILLO | ALTO Y CLARO (1) | % | OPTIMO (2) | % | BAJO Y OSCURO (3) | % | TOTAL |
| TOTAL | 7 | 38.89 | 8 | 44.44 | 3 | 16.67 | 18 | |
| NITIDEZ | FRECUENCIA | | | | | | | |
| LÍMITE DE ESMALTE | MALO (1) | % | REGULAR (2) | % | BUENO (3) | % | EXCELENTE (4) | % |
| TOTAL | 0 | 0 | 3 | 16.67 | 9 | 50 | 6 | 33.33 |
| LÍMITE DE LA DENTINA | | | | | | | | |
| TOTAL | 2 | 11.11 | 6 | 33.33 | 6 | 33.33 | 4 | 22.22 |
| LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR | | | | | | | | |
| TOTAL | 4 | 22.22 | 5 | 27.78 | 4 | 22.22 | 5 | 27.78 |

Fuente: matriz de datos

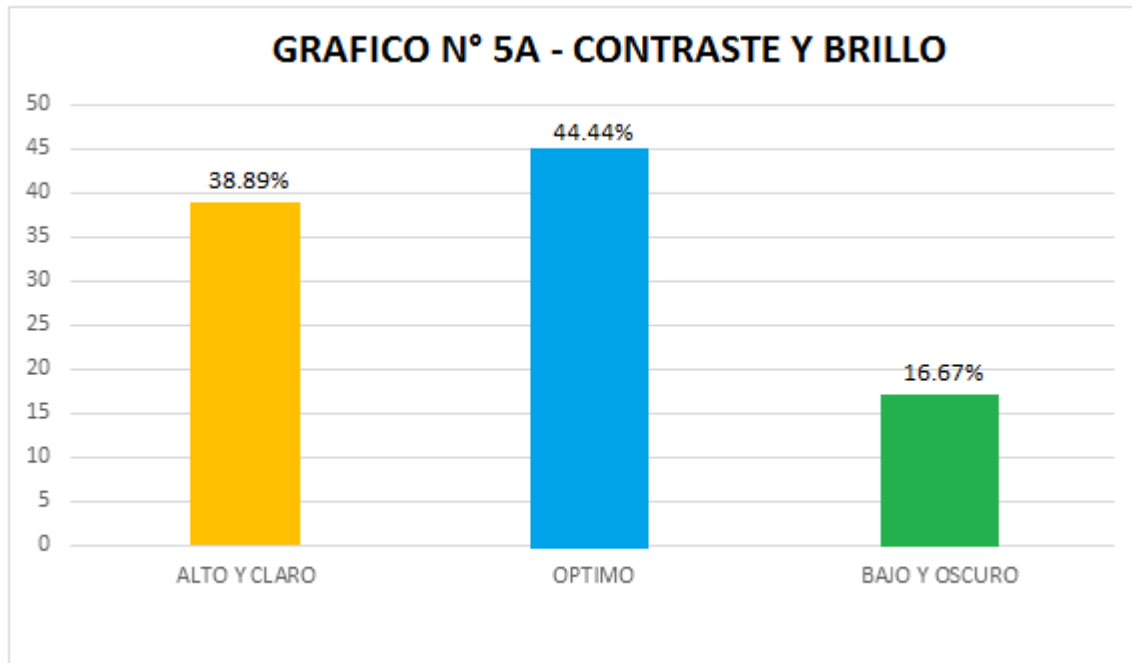
En la tabla N° 5 podemos observar que, respecto al contraste y brillo de las imágenes motivo de investigación, tanto en los niveles 1 y 2 que representan alto - claro y óptimo respectivamente, el total de unidades de estudio tuvieron una calificación de óptimo; en tanto en la frecuencia de 3, el total fue calificado como bajo y oscuro. Según la prueba estadística, se han encontrado diferencias significativas, es decir, la calidad del contraste y brillo dependen de la frecuencia, siendo las mejores las frecuencias mediana y alta.

En relación a la nitidez del límite del esmalte, tanto en las frecuencias tres y cuatro, el total de unidades de estudio tuvieron una calificación de buena; en tanto en la frecuencia de uno, el total fue calificado como malo. Según la prueba estadística, se han encontrado diferencias significativas, es decir, la nitidez depende de la frecuencia, siendo las mejores las frecuencias dos y cuatro.

Respecto a la nitidez del límite de la dentina, tanto en las frecuencias dos y tres, el total de unidades de estudio tuvieron una calificación de buena; en tanto en la frecuencia de uno, el total fue calificado como malo. Según la prueba estadística, se han encontrado diferencias significativas, es decir, la nitidez depende de la frecuencia, siendo las mejores las frecuencias dos y tres.

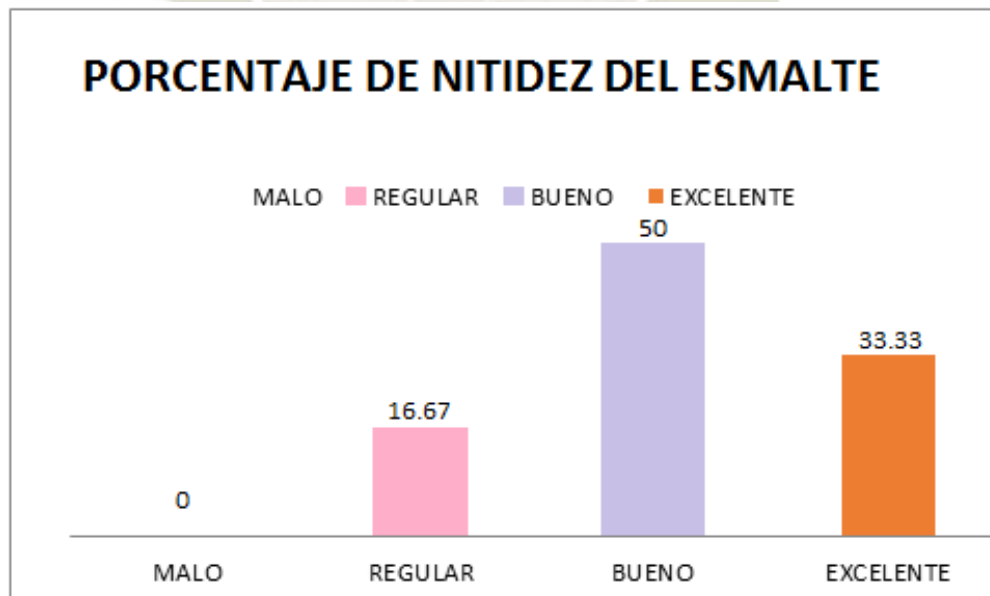
Finalmente, en la nitidez del límite borde del conducto pulpar, el mayor porcentaje se calificó como regular (27.78%) seguido por bueno (22.22%), el mayor porcentaje estuvo clasificado como regular (27.78%) seguido por excelente (27.78%); el total de unidades de estudio para la frecuencia 1 estuvo calificada como malo. Según la prueba estadística, se han encontrado diferencias significativas, es decir, la nitidez depende de la frecuencia, siendo la mejor la frecuencia dos.

GRÁFICO N° 5
CALIDAD DE LA IMAGEN SEGÚN LA FRECUENCIA



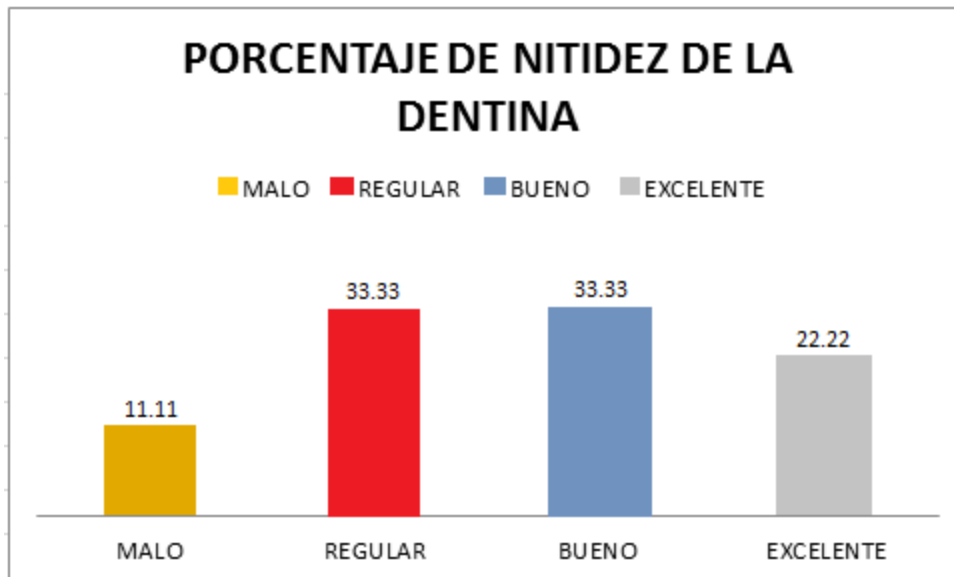
Fuente: matriz de datos

GRAFICO N°5B: NITIDEZ DEL LÍMITE DEL ESMALTE



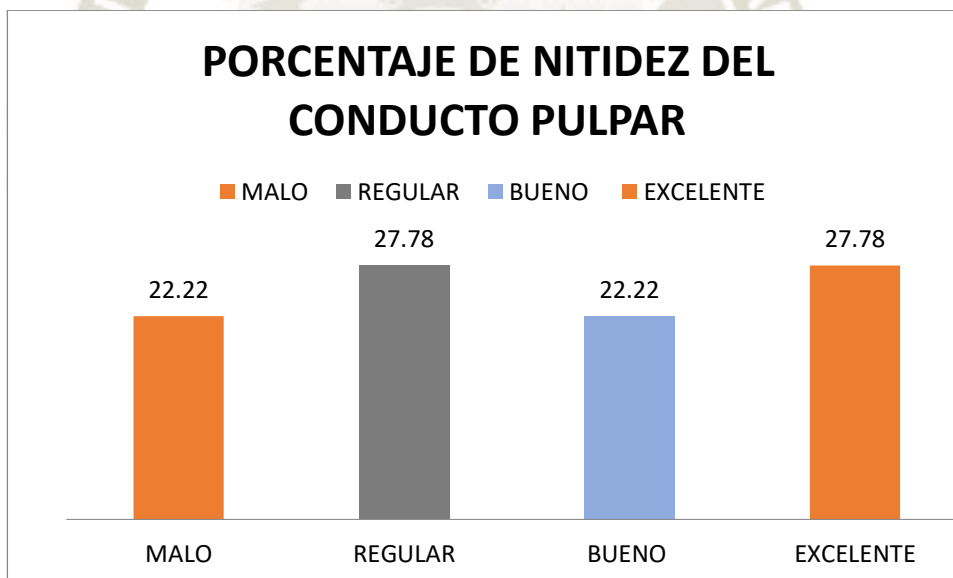
Fuente: matriz de datos

GRAFICO 5C: NITIDEZ DEL LÍMITE DE LA DENTINA



Fuente: matriz de datos

GRAFICO 5D: NITIDEZ DEL LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR



Fuente: matriz de datos

DISCUSIÓN

Dado los resultados podemos concluir que usando el procesado de 20 segundos de tiempo correspondiente a la alta resolución del digitalizador CS 7600 de la marca carestream , usando la prueba U de Mann-Whitney, la calidad de la imagen usando placas de fósforo es mejor en comparación de procesado de 10 segundos en mediana resolución del digitalizador CS 7600 de la marca carestream y procesado de 6 segundos en baja resolución del CS 7600 de la marca carestream.

En cuanto que Barbieri Petrelli G (2006) hizo el estudio de la radiografía convencional vs a la radiografía digital , analizando los diferentes sistemas radiográficos en la odontología, la incorporación de la radiografía digital , acerca del avance de la tecnología para el diagnóstico y manejo de las imágenes radiográficas, así como la comparación de la radiografía digital indirecta, la radiografía digital directa (radiovisiografía o RVG) y el sistema de películas periapicales convencionales, el resultado fue que el almacenamiento en placas de fosforo con el escáner digitalizador Digora (radiografía digital indirecta), fue de resolución media , mientras que la radiovisiografía (RVG) fue considerada de alta resolución.

Por el contrario el presente estudio realizado dio como resultado que la mejor calidad radiográfica de las placas de fosforo con scanner digitalizador CS 7600 fue en alta resolución dado que el tipo de procesado es lento, mientras que Hintze A Wenzel(2014) hizo un estudio comparativo de las placas de fósforo de almacenamiento dando como resultado que DenOptix y Digora en procesado largo mostraron imágenes en buena calidad en comparación a otros sistemas de almacenamiento. Se usaron dientes con caries para hallar un diagnóstico más preciso dando como resultado que en alta resolución la calidad es buena.

En el estudio por Whinny Carpio Montes(2015) comparó la calidad de la imagen radiográfica de tres sistemas radiográficos dentales ,uno obtenido por receptores digitales con sensores en estado sólido(radiovisiografía o RVG) , receptores digitales de placas de fósforo e imágenes producidas por el aparato de rayos X convencionales (las películas periapicales) los resultados fueron que la calidad de

la imagen considerada como alta en radiovisiografía (RVG), es superior a los otros dos sistemas receptores de imagen.

Por otro lado en el estudio de Velasco Hidalgo Francisco (2014) sobre el impacto de la radiología digital en la dosis de referencia de la radiografía intraoral española al control de calidad de la imagen de la radiografía a través de las dosis de la radiografía digital en un periodo de 18 años (1997-2014) concluyendo que en consecuencia al mayor uso de la radiografía digital en comparación con el uso de sistema de imágenes convencionales las dosis son mínimas, debido a que la radiografía digital presenta mayor calidad.

Finalizando Hintze A Wenzel(2014) hizo la precisión de la detección de caries con cuatro sistemas de placas de almacenamiento de fósforo y radiografías de velocidades de exposición radiográfica, dos tipos de exposición diferente y sistema de placas de fosforo de almacenamiento (denoptrix, Cd-dent, Digora y Ektaspeed Plus) el resultado fue que para las caries proximales se usó procesado más prolongando no se hallaron diferencia significativa, para las caries oclusales se usaron tiempo de exposición largo que resultó ser más preciso en los sistemas digitales en relación con el estudio realizado.

CONCLUSIONES

PRIMERA

En las placas de fósforo la calidad de la imagen radiográfica usando resolución baja se ve influenciado por el procesado rápido usando un tiempo de 06 segundos es disminuida en un 66.67% respecto a la nitidez del borde del conducto, seguida de borde de la dentina en un 50%, regular en borde del esmalte 33.33% y respecto a contraste y brillo, bajo y oscuro en un 50%.

SEGUNDA

En las placas de fósforo la calidad de la imagen radiográfica usando resolución mediana se ve influenciada por el procesado de velocidad media con un tiempo de 10 segundos es regular, en un 50% respecto a la nitidez del borde del conducto, de igual manera la nitidez del borde de la dentina y del borde del esmalte, el contraste y brillo es óptimo en un 66.67%.

TERCERA

Por otro lado, La calidad de la imagen de las placas de fósforo usando resolución alta no es influenciada por el procesado lento con un tiempo de 20 segundos, es buena en un 66.67% respecto a la nitidez del borde del esmalte, borde de la dentina y el borde del conducto pulpar, y el contraste y brillo es alto y claro en un 50%.

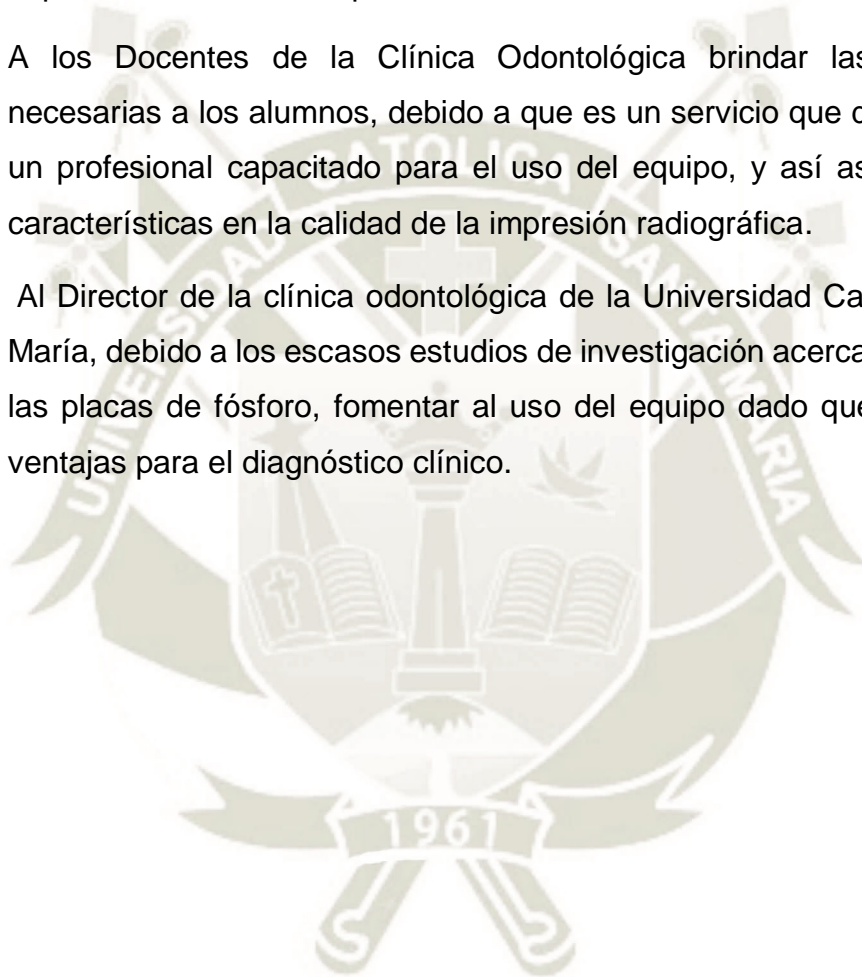
CUARTA

La mejor calidad, hablando genéricamente la obtuvo la alta resolución con resultados de 66.67% en su nitidez de los bordes de esmalte, dentina y conducto pulpar, y 50% en contraste y brillo.

Seguida por la de mediana resolución en un 50% en la calidad de la nitidez de los bordes del esmalte, dentina y conducto pulpar, y en contraste y brillo calidad alta y clara en un 33.33%.

RECOMENDACIONES

- A los estudiantes en Radiología, se sugiere realizar estudios complementarios usando un mayor número muestral y un mayor número de observadores.
- Recomiendo a los nuevos tesisistas estudios similares utilizando tiempos de exposiciones diferentes para la alta resolución.
- A los Docentes de la Clínica Odontológica brindar las herramientas necesarias a los alumnos, debido a que es un servicio que debe contar con un profesional capacitado para el uso del equipo, y así asegurar buenas características en la calidad de la impresión radiográfica.
- Al Director de la clínica odontológica de la Universidad Católica de Santa María, debido a los escasos estudios de investigación acerca del sistema de las placas de fósforo, fomentar al uso del equipo dado que tiene muchas ventajas para el diagnóstico clínico.



REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. PASLER, Friedrich A. Atlas de Radiología Odontológica, Editorial Thieme, Primera edición, Barcelona, 1994
2. GOAZ – WHITE, Stuart. Radiología oral. Principios e interpretación, Editorial Mosby/Doyma libros, cuarta edición, España, 1996
3. SIKRI, Vilmal. Fundamentos de Radiología Dental, Editorial Amolca, Cuarta edición. India, 2014.
4. AUSBRUCH, Carlos. Manual práctico de Tecnología dental y maxilofacial, Editorial Royce, Primera edición, México, 2009.
5. DE FREITAS, Aguinaldo. Radiología Odontológica, Editorial Artes Medicas Latinoamericana, Quinta Edición, Brasil, 2012.
6. <http://carestreamdental.com/es/es-ES/computedradiography/7600#Features and Benefits>
7. WHAITES, Eric . Radiología odontológica, Editorial Medica Panamericana, Segunda edición, Argentina, 2010.
8. JANSEN, Laura. Radiología Dental. Principios y técnicas, Editorial McGraw Interamericana, Segunda Edición, México, 2002.
9. WATANABE, Plaut. Imaginología e Radiología Odontológica, Editorial Elsevier, Primera Edición, Brasil, 2014.
10. AMBU, Emanuele. Radiología 3D en odontología, Editorial Amolca, Primera Edición, Italia, 2014.
11. FURZE, Hugo. Técnica y diagnóstico radiológico de la patología dentaria, Editorial Ripano, , Segunda Edición, España, 2013.
12. DONADO, Manuel. Cirugía Oral, Patología y técnica, Editorial Mason, Segunda Edición, España, 2005.
13. BARRANCO, Julio. Operatoria Dental, Editorial Medica Panamericana, Cuarta Edición, Argentina, 2006.
14. KOENIG, Lisa. Diagnóstico por imagen oral y maxilofacial, Editorial Marbán, Primera edición, España, 2014.
15. Carpio Montes, W. **“ESTUDIO COMPARATIVO EN LA CALIDAD DE LA IMAGEN ENTRE LA RADIOVISIOGRAFÍA, LAS PLACAS DE FÓSFORO Y LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS PERIAPICALES**

**CONVENCIONALES, EN LA CLÍNICA ODONTOLÓGICA DE LA
UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA, AREQUIPA 2015”**

http://alicia.concytec.gob.pe/vufind/Record/UCSM_e8eb586541076db40cd953b51db241ad.

16. Velasco Hidalgo, F **“Impacto de la radiología digital en la dosis de referencia de la radiología intraoral española”**

<https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=127042>.

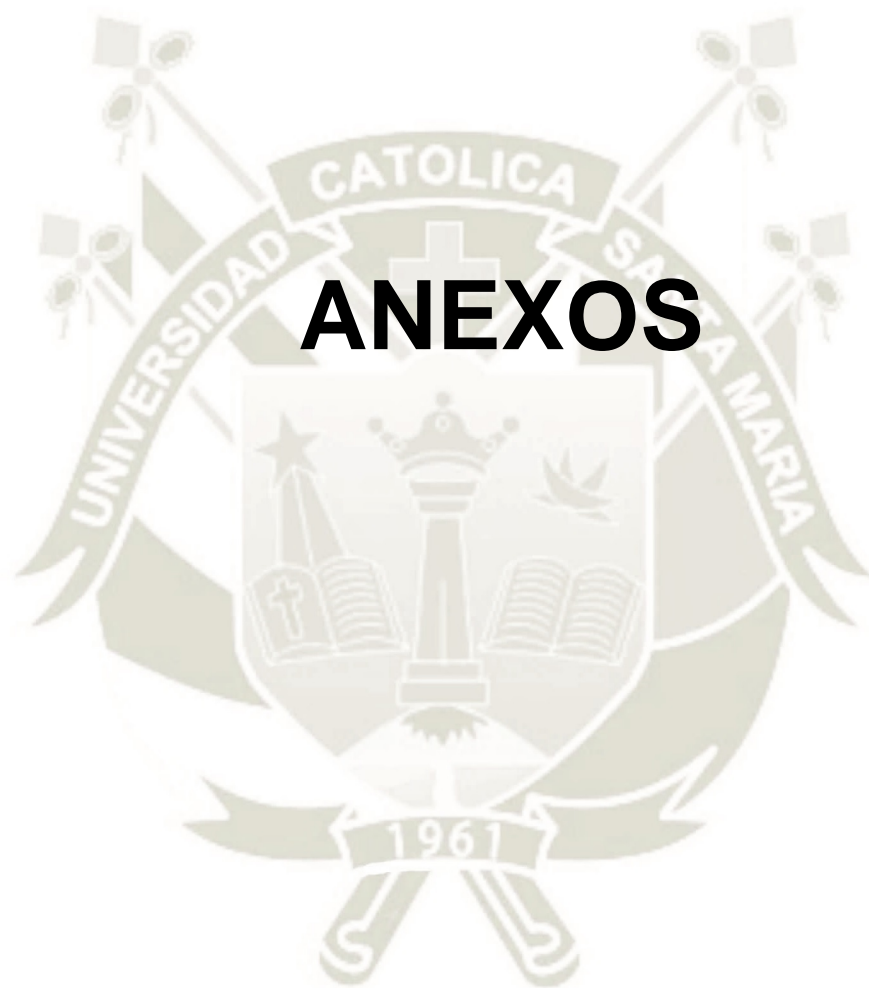
17. Barbieri Petrelli G **“Actualización en radiología dental, Radiología convencional Vs digital”**

<http://scielo.isciii.es/pdf/odonto/v22n2/original4.pdf> .

18. H Hintze , A Wenzel **“Precisión de la detección de caries con cuatro sistemas de fósforo de almacenamiento y radiografías de velocidad E.”**

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12058264>.





ANEXOS



ANEXO N° 1

FICHA COMPARATIVA

N° 1 : FICHA COMPARATIVA DE CALIDAD DE LA IMAGEN

RESOLUCIÓN: ALTA /MEDIA/ BAJA

N° de muestra:

I. DATOS:

1.1. Pieza: _____

1.2. Fecha: _____

ESCALA DE CALIFICACIÓN

CONTRASTE Y BRILLO

1. Alto y claro(+42 a+ 127)
2. Óptimo (-43 a + 42)
3. Bajo y oscuro(-128 a +43)

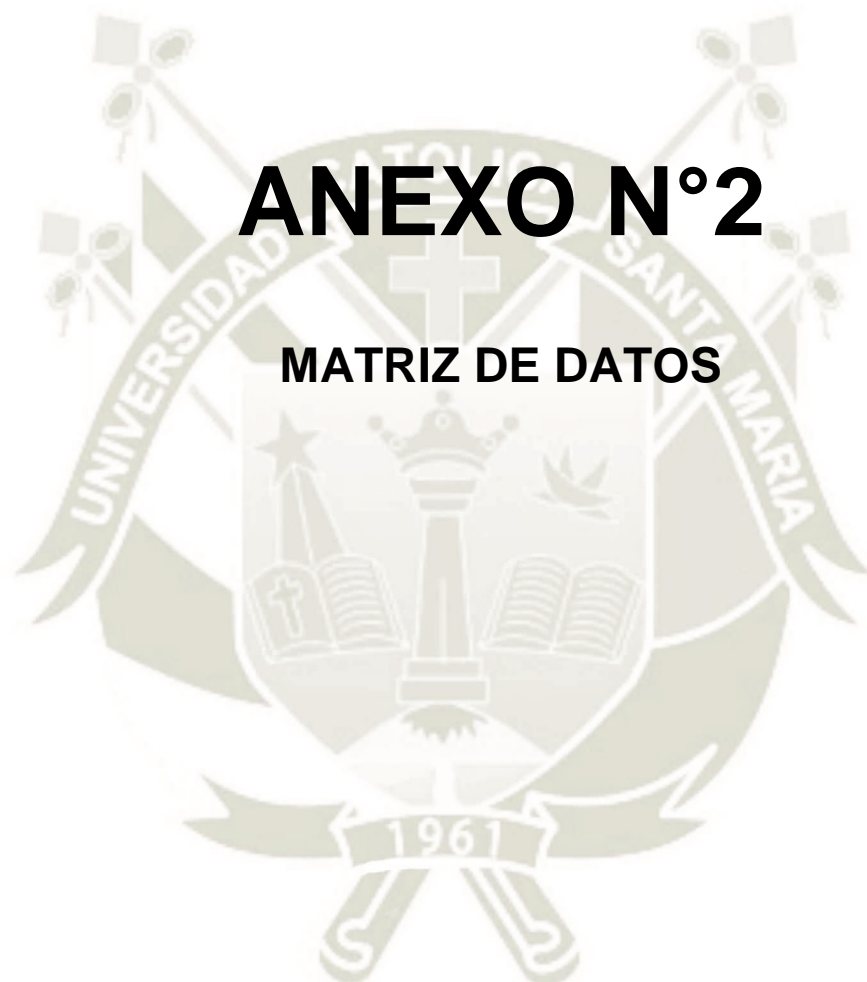
NITIDEZ

1. Malo
2. Regular
3. Bueno
4. Excelente

| ITEMS | escala | | | |
|---------------------------------|--------|---|---|---|
| 1. CONTRASTE Y BRILLO | 1 | 2 | 3 | |
| 2. NITIDEZ | | | | |
| 2.1. LÍMITE DEL ESMALTE | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 2.2. LÍMITE DE DENTINA | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 2.3. LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR | 1 | 2 | 3 | 4 |

ANEXO N°2

MATRIZ DE DATOS

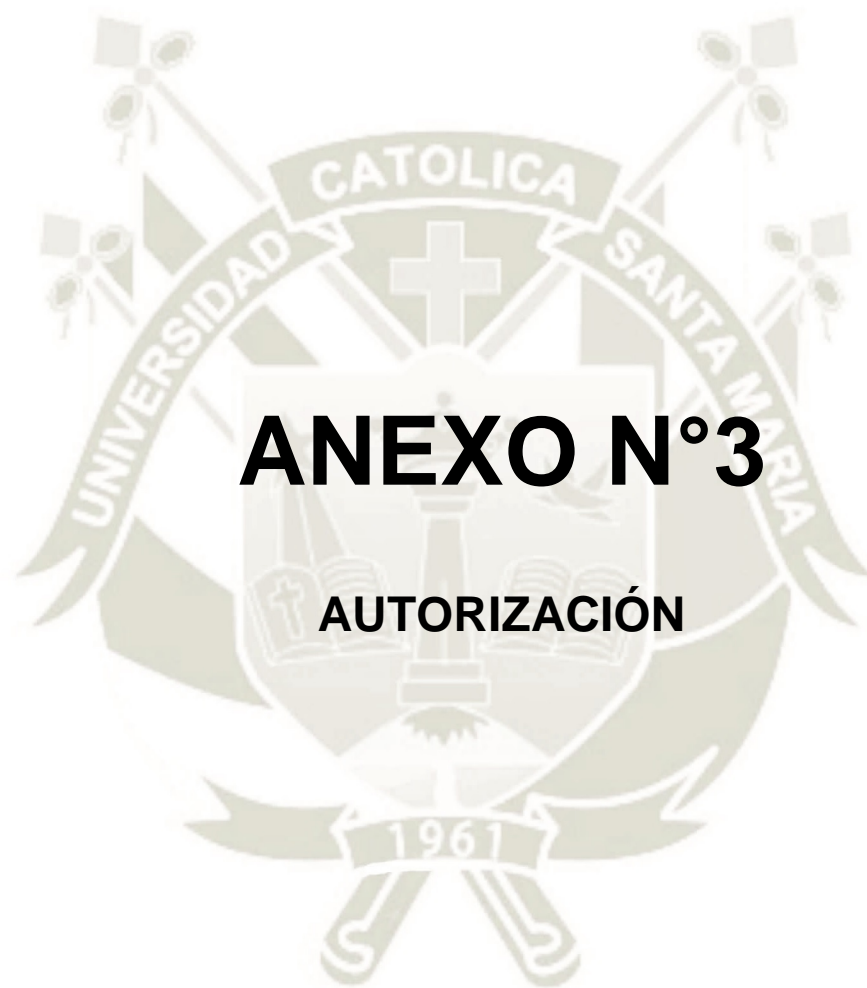


Matriz de datos

| PIEZA | RESOLUCION | GRUPO ESTADISTICO | CONTRASTE Y BRILLO | LÍMITE DEL ESMALTE | LÍMITE DE LA DENTINA | LÍMITE DEL CONDUCTO PULPAR |
|-------|------------|-------------------|--------------------|--------------------|----------------------|----------------------------|
| 3.2. | ALTA | MUESTRA1 | 2 | 4 | 3 | 4 |
| | MEDIA | MUESTRA1 | 2 | 3 | 3 | 4 |
| | BAJA | MUESTRA1 | 3 | 3 | 2 | 2 |
| 3.1 | ALTA | MUESTRA2 | 1 | 4 | 4 | 4 |
| | MEDIA | MUESTRA2 | 2 | 3 | 2 | 3 |
| | BAJA | MUESTRA2 | 1 | 3 | 1 | 2 |
| 4.3 | ALTA | MUESTRA3 | 1 | 4 | 4 | 4 |
| | MEDIA | MUESTRA3 | 1 | 4 | 3 | 2 |
| | BAJA | MUESTRA3 | 3 | 3 | 3 | 1 |
| 3.6 | ALTA | MUESTRA4 | 2 | 4 | 4 | 3 |
| | MEDIA | MUESTRA4 | 2 | 4 | 2 | 2 |
| | BAJA | MUESTRA4 | 2 | 3 | 1 | 1 |
| 2.8 | ALTA | MUESTRA5 | 1 | 3 | 4 | 3 |
| | MEDIA | MUESTRA5 | 1 | 3 | 3 | 3 |
| | BAJA | MUESTRA5 | 1 | 2 | 2 | 1 |
| 1.5 | ALTA | MUESTRA6 | 2 | 3 | 3 | 4 |
| | MEDIA | MUESTRA6 | 2 | 2 | 2 | 2 |
| | BAJA | MUESTRA6 | 3 | 2 | 2 | 1 |

| MUESTRA | GRADO DE NIVEL DE CONTRASTE Y BRILLO | | | |
|---------------------|--------------------------------------|-------|-------|-------|
| | ALTA | MEDIA | BAJA | TOTAL |
| MUESTRA 1/PIEZA 3.2 | 2 | 2 | 3 | 7 |
| PORCENTAJE % | 33.33 | 33.33 | 50.00 | |
| MUESTRA 2/PIEZA 3.1 | 1 | 2 | 1 | 4 |
| PORCENTAJE % | 16.67 | 50.00 | 25.00 | |
| MUESTRA 3/PIEZA 4.3 | 1 | 1 | 3 | 5 |
| PORCENTAJE % | 16.67 | 16.67 | 50.00 | |
| MUESTRA 4/PIEZA 3.6 | 2 | 2 | 2 | 6 |
| PORCENTAJE % | 33.33 | 33.33 | 33.33 | |
| MUESTRA 5/PIEZA 2.8 | 1 | 1 | 1 | 3 |
| PORCENTAJE % | 16.67 | 16.67 | 16.67 | |
| MUESTRA 6/PIEZA 1.5 | 2 | 2 | 3 | 7 |
| PORCENTAJE % | 33.33 | 33.33 | 50.00 | |





ANEXO N°3

AUTORIZACIÓN





UCSM- 2018430909513



UNIVERSIDAD CATOLICA DE "SANTA MARIA"
Vice Rectorado Administrativo

-----Formato N° 004

Formato obligatorio para trámites



**SOLICITO: PERMISO PARA UTILIZAR LAS
INSTALACIONES DEL
DEPARTAMENTO DE RADIOLOGIA**

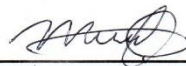
**SEÑOR DECANO DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERSIDAD
CATÓLICA DE SANTA MARÍA**

Yo, MILAGROS DEL ROSARIO ABRIL GIL,
identificada con el código 2012100012,
Alumna de la Escuela Profesional de
Odontología, me presento ante usted y
expongo:

Que, por motivos de desarrollar el Proyecto
de Tesis titulado: **"DIFERENCIA EN LA CALIDAD RADIOGRAFICA USANDO PLACAS DE
FOSFORO EN BAJA, MEDIANA Y ALTA RESOLUCIÓN EN LA CLÍNICA ODONTOLÓGICA
DE LA UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTA MARÍA, AREQUIPA 2017"** solicito
Permiso a su despacho PARA PODER UTILIZAR LAS INSTALACIONES DEL
DEPARTAMENTO DE RADIOLOGÍA DE LA CLÍNICA ODONTOLÓGICA.

POR LO EXPUESTO:

Ruego a usted acceder a mi solicitud.



MILAGROS DEL ROSARIO ABRIL GIL

Código 2012100012

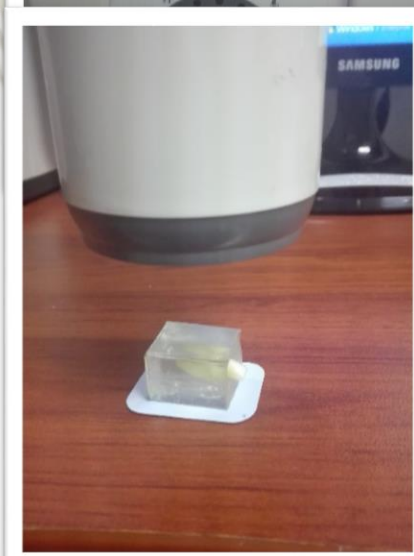
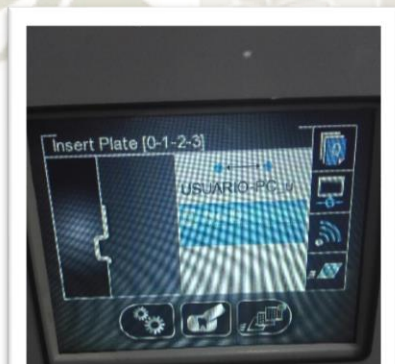


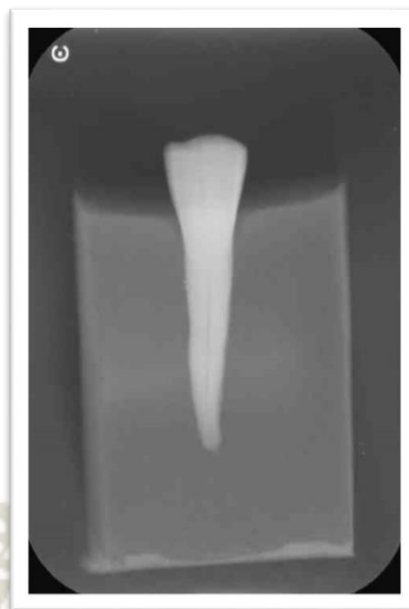
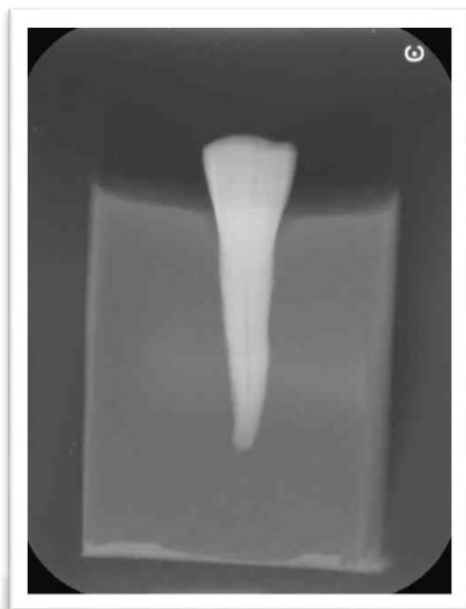


ANEXO N°4

SECUENCIA RADIOGRÁFICA

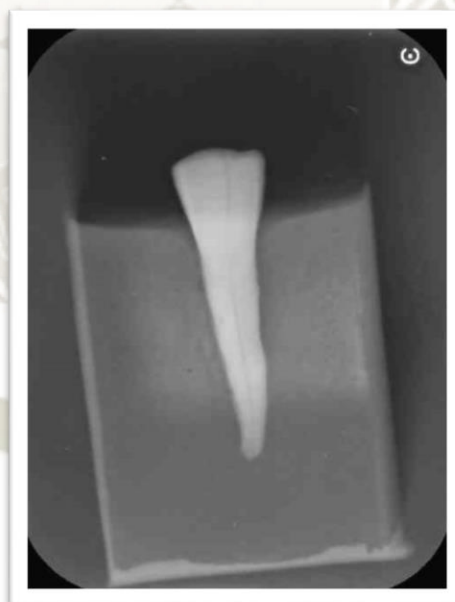
Nº4: secuencia radiográfica





- Baja resolución

media resolución



- Alta resolución