



01461 8
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA.

DISEÑO DE UN MÉTODO REPRODUCIBLE DE EVALUACIÓN
RADIOGRÁFICA POR DIGITALIZACIÓN DE IMÁGENES

TESIS QUE PRESENTA

C.D. CARMEN PÉREZ ANGUIANO

PARA OBTAR POR EL GRADO DE

MAESTRO EN ODONTOLOGÍA

TUTOR

DR. RAÚL GARCÍA ARANDA

1997

TESIS CON
FALLA DE CRICEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA.

Cualquier tesis no publicada postulando para el grado de Maestría y depositada en la Biblioteca de la Universidad, Facultad de Odontología, queda abierta para inspección, y solo podrá ser usada con la debida autorización. Las referencias bibliográficas pueden ser tomadas, pero ser copiadas sólo con el permiso del autor y el crédito se da posteriormente a la escritura y publicación del trabajo.

Esta tesis ha sido utilizada por las siguientes personas, que firman y aceptan las restricciones señaladas.

La biblioteca que presta esta tesis deberá asegurarse de recoger la firma de cada persona que la utilice.

NOMBRE Y DIRECCIÓN.

FECHA.

DISEÑO DE UN MÉTODO REPRODUCIBLE DE EVALUACIÓN
RADIOGRÁFICA POR DIGITALIZACIÓN DE IMÁGENES

APROBADO POR

DR. RAÚL GARCÍA ARANDA.....
(Asesor)

ING. QUÍMICO SAMUEL TEHUACANERO.....
(Asesor)

DR. ATHANASIOS HRISTOULAS.....
(Asesor)

DR. GERARDO MAUPOMÉ.....
(Director de Tesis)

RECONOCIMIENTO

Al Dr. Raúl García Aranda.

Coordinador de la Clínica de Posgrado de Endodoncia, División de Estudios de Posgrado, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México, por las facilidades y colaboración en la realización de este trabajo.

Al Ing. Químico Samuel Tehuacanero.

Responsable del laboratorio de digitalización de Imágenes del Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, por su apoyo, sus enseñanzas, su paciencia y su dirección en esta Investigación.

Al Dr. Athanasios Hristoulas.

Profesor del Instituto Tecnológico Autónomo de México, por su ayuda y colaboración para llevar a término este Trabajo.

Al Dr. Gerardo Maupomé.

Del Departamento de Salud Bucal, Facultad de Odontología de La Universidad de Columbia Británica, por su estímulo, su ejemplo, y su dirección en la Elaboración de esta Investigación.

Al Dr. Marino Aquino Ignacio.

Del Departamento de Imagenología de la División de estudios de Posgrado, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México, por su participación en esta investigación.

Al Lic. en Actuaría Jorge López Pérez.

Al Lic. en Actuaría Abraham Hernández Pacheco.

Por su importante intervención en la realización de este trabajo.

INDICE

Resumen en español.....	1
Resumen en inglés.....	2
INTRODUCCIÓN.....	3
Necesidad de un Método de Probada eficacia.....	4
Antecedentes de la Digitalización de Imágenes radiográficas.....	8
Sistema Artificial de Captura de Imágenes.....	11
Ventajas de la Digitalización de Imágenes en lesiones periapicales óseas.....	12
Objetivo.....	13
Hipótesis.....	13
MATERIALES Y MÉTODOS.....	14
Trabajo Clínico.....	14
Sistema de Procesamiento Digital de Imágenes.....	16
RESULTADOS.....	19
DISCUSIÓN.....	29
Conclusiones.....	33
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	35

RESUMEN

El propósito de este estudio es comparar imágenes digitalizadas para determinar la confiabilidad de los dos procedimientos que se usaron para mejorar la reproducibilidad de las radiografías.

1.- Uso del XCP y una guía de oclusión en acrílico autopolimerizable.

2.- Uso del XCP y aditamento diseñado para fijar XCP y aparato de rayos X, llamado en este estudio Aro Fijo y oclusión en acrílico autopolimerizable.

En el presente estudio se usó la Técnica de Registro de Mordida, (Bite Registration Technique) que ayuda a la colocación de la radiografía en relación al tubo del aparato de rayos X, donde se pudo observar y valorar varios puntos.

La oclusión en acrílico colocada en el XCP, no es suficiente para tener una buena reproducibilidad en la impresión de pares de radiografías, ya que pequeñas desviaciones en la angulación del rayo del aparato de rayos X producen grandes cambios en las radiografías.

Por lo que sugerimos usar una fijación entre XCP y aparato de rayos X llamado en este estudio Aro Fijo y oclusión en acrílico.

Teniendo todas estas partes controladas podemos concluir que es posible la toma estandarizada de radiografías que evalúen la confiabilidad de la técnica.

PALABRAS CLAVE: Análisis de imagen, lesión periapical, imágenes digitalizadas, método de diagnóstico.

SUMMARY

The purpose of this study is to compare digitalize images to determine the reliability of the two procedures employed.

1. The use of XCP and a guide of occlusion in acrylic auto-polymerizable.
2. The use of XCP and the design instrument to affix XCP and the apparatus of X ray, called in this thesis Fixed -ring and occlusion in acrylic auto-polymerizable.

To improve the reproducibility of the X rays, different methods have been employed. In the present study the Bite Registration Technique has been used, which helps to locate the X rays in relation to the tube of the X rays apparatus. We could observe and evaluate different points:

The occlusion in acrylic located in the XCP is not enough to obtain a good reproducibility in the impression of match X rays, because small deviations in the angle of the X rays apparatus produces large changes in the X rays.

For that reason the analysis suggests using a fixed between XCP and the X rays apparatus referred to in this study as fixed-ring and occlusion in acrylic.

In this control situation. It can be concluded the possibility of taking X rays standardized, to evaluate the reliability of this technique.

KEY WORDS: Image analysis, lesion, digital imaging, diagnostic methods

DISEÑO DE UN MÉTODO REPRODUCIBLE DE EVALUACIÓN RADIOGRÁFICA POR DIGITALIZACIÓN DE IMÁGENES.

INTRODUCCIÓN.

En estudios epidemiológicos y ensayos clínicos, la eficacia y validez de muchos de estos estudios ha sido afectada por la poca información que pueda ser obtenida de las radiografías debido a la pobre técnica radiográfica.

Existen varias razones para que esto suceda; la deficiente posición de la radiografía y la falta de reproducibilidad de la técnica (1).

Varios investigadores han tratado de mejorar la reproducibilidad (2) de las radiografías usando una impresión de los dientes con cera, resina, acrílico o hule, reportando buena reproducibilidad (3).

Se ha usado la Técnica de Registro de Mordida (Bite Registration Technique), observando que mejora la reproducibilidad. Sobre todo, evita la incertidumbre de cómo se va a colocar la radiografía en relación al tubo del aparato de rayos X (1).

Estas pruebas evalúan la reproducibilidad de la técnica comparando dos radiografías, ya que pequeñas desviaciones en la angulación del rayo del aparato de rayos X producen grandes cambios en la radiografías.

NECESIDAD DE UN MÉTODO DE PROBADA EFICACIA.

El diagnóstico en Endodoncia requiere de radiografías exactas para estudiar las estructuras periodontales, y obtener información acerca de la morfología y localización de los conductos de las raíces y principalmente determinar el tamaño de la lesión periapical (4).

El dentista necesita un sistema preciso para observar si su tratamiento es exitoso, a través de identificar con exactitud lo que se pueda interpretar en las radiografías (5).

Bender Seltzer y Soltanoff (6) mostraron que es posible tener una radiografía "normal" aunque histológicamente haya inflamación crónica y proliferación de células epiteliales. Observaron que la lesión apical puede comenzar a desarrollarse mucho antes que la necrosis pulpar y evidenciar rarefacción . Por muchos años la contribución de radiografías para el diagnóstico de lesiones periapicales ha sido objeto de intensa investigación. El análisis de digitalización de imágenes puede ser de gran ayuda para un diagnóstico exacto (1).

Para usar la digitalización de imágenes en la impresión de pares de radiografías se necesita una proyección geométrica idéntica, si esto no es así tendremos cambios artificiales. Para minimizar estos cambios necesitamos de una fijación entre aparato de rayos X, objeto, y radiografía.

Esto se puede hacer usando una fijación entre los dientes superiores con los inferiores y el aparato de rayos X y la radiografía (7).

Jeffcoat y cols. (8) desarrollaron un método reproducible de radiografías usando un sistema de fijación extraoral proporcionado por un cefalostato. Aún usando este sistema de fijación, la reproducibilidad de las radiografías no se obtiene totalmente.

La introducción de la técnica de digitalización de imágenes para el diagnóstico dental ofrece métodos más sensible, para analizar radiografías dentales (9).

La detección de cambios sutiles en la densidad del hueso alveolar es facilitada con la digitalización de imágenes de radiografías estandarizadas en comparación con la interpretación de radiografías convencionales (10). Webber (11) sostiene que en este método, los cambios de densidad representan hueso perdido en una osteotomía, resorción o hueso de aposición en la etapa de salud .

La digitalización de imágenes radiográficas puede significar mejoramiento en el diagnóstico y de esta manera, permite una mejor evaluación de los tratamientos (9). Se ha considerado en relación a otros métodos como la técnica que realmente permite determinar con exactitud los cambios óseos (12).

La aplicación de este método ofrece objetividad en cuantificación de la lesión, obtenida de la información de las radiografías estandarizadas (6).

Para pasar al tema de las técnicas de digitalización debemos revisar previamente, la técnica radiológica:

La endodoncia se halla estrechamente ligada a las técnicas radiográficas tanto desde el punto de vista del diagnóstico como por su tratamiento. Para tener una mejor información de la radiografía, debemos tener en cuenta la ubicación de la película, la exposición apropiada y el revelado correcto (13).

Stephen Schwartz sugiere que se tome en cuenta las técnicas para la reproducción de radiografías: la de la bisectriz de ángulo, la del ángulo recto (paralela). No obstante, una desventaja de la técnica de la bisectriz de ángulo es la inevitable distorsión dimensional, creando dificultades en la determinación de la longitud y en la reproducción anatómica exacta.

En el presente estudio se usó la técnica paralela ya que reduce la distorsión; la película se ubica paralela al eje longitudinal del diente y los rayos se proyectan perpendicularmente a ella. Es preferible un tubo de rayos X largo para reducir al mínimo el agrandamiento de la imagen, esto permite una reproducción más exacta del diente en todas sus dimensiones (13).

La técnica de exposición debe ser la apropiada y tomar en cuenta el kilovoltaje, el miliamperaje y la selección del tiempo de exposición, ya que esto nos da la densidad y el contraste de las radiografías. Densidad, es el grado de oscurecimiento de la película que depende de la cantidad y calidad de la radiación aplicada a la película. El miliamperaje controla el flujo de electrones del cátodo al ánodo, cuanto mayor sea el flujo de electrones por unidad de tiempo, mayor será la cantidad de radiación producida. La densidad apropiada esta en función del miliamperaje y del tiempo (13).

El kilovoltaje también afecta la densidad de la película; controla la calidad y penetración de los rayos. Cuanto más alto es el kilovoltaje, se producen longitudes de onda más cortas que son más penetrantes que las longitudes mayores producidas por kilovoltajes más bajos. La capacidad de controlar la penetración de los rayos mediante alteraciones del kilovoltaje afecta la cantidad de radiación que llega a la película y con ello, el grado de oscurecimiento o densidad, o sea el contraste en las radiografías y los tonos de gris (14).

Ingle y cols, (15) demostraron que las películas expuestas con kilovoltajes bajos (60 kvp) presentan un contraste con diferencias nítidas y con pocos tonos de gris. Las películas expuestas con kilovoltajes altos (90 kvp), tienen mayor poder penetrante de los rayos, producen imágenes con más tonos de grises y menos diferencias nítidas aunque más difíciles de interpretar.

Un buen manejo de la película y el método para el revelado desempeñan un papel importante.

Andran (16), Bender & Seltzer (17), Oringer (18), Ramadan & Mitchel (10), Scwartz & Foster (12) demostraron que un principio radiográfico importante y no siempre comprendido corresponde a la cantidad de destrucción ósea que puede pasar inadvertida en los procedimientos radiográficos de rutina. Ellos han desarrollado criterios definidos sobre la aparición de modificaciones radiográficas. Hasta que no queda involucrada la lámina cortical de la apófisis alveolar en el proceso patológico no resulta visible esa destrucción en la radiografía. Esto explica la aparición de zonas radiolúcidas durante el tratamiento o poco después.

La destrucción ósea está presente, pero no se le distingue sino hasta que se extiende a la cortical.

Una de esas limitaciones radiográficas es la de el control postoperatorio de las lesiones periapicales óseas, ya que necesitamos una proyección idéntica en nuestras radiografías para lograr reproducibilidad y confiabilidad . Con los métodos convencionales, esto es difícil de lograr.

Antecedentes de la Digitalización de Imágenes Radiográficas.

En 1934 Des Plantes describió la técnica de substracción radiográfica como un método para detectar diferencias entre una serie de radiografías (19). La substracción de imágenes puede ser obtenida desde una radiografía por fotografía o por digitalización computarizada (19). La introducción de esta técnica ofrece métodos más sensibles para analizar radiografías dentales (9).

Una de las ventajas más evidentes de esta técnica es la detección de cambios sutiles en la densidad del hueso alveolar (20,21,22,23,24).

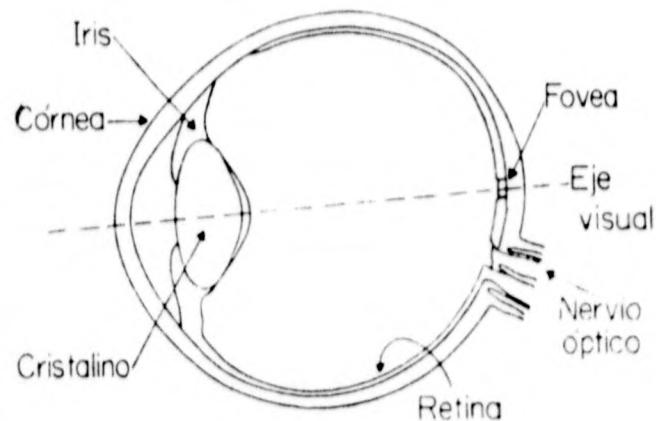
La digitalización de imágenes es una herramienta valiosa para detectar pequeños cambios óseos entre dos radiografías (23). Del 30 al 50% de la pérdida de minerales sucede antes de que estos cambios sean evidentes en una radiografía convencional, pero la digitalización de imágenes es capaz de localizar una lesión con sólo 1 a 5% de pérdida ósea. Esta característica ha permitido que la digitalización de imágenes radiográficas mejore significativamente el diagnóstico (25).

ELEMENTOS DE UNA PERCEPCIÓN VISUAL.

Uno de los sentidos más importantes que posee el hombre es la vista. Nos da un marco de referencia de la posición que ocupamos en el espacio y nos permite evaluar todo lo que nos rodea de acuerdo a su forma, tamaño y color.

El ojo es un sistema natural para la obtención de imágenes, es un sensor y está constituido por dos sistemas básicos; el de formación de imágenes dado por el iris y el cristalino, y el sensor o de registro de imágenes dado por la retina (26).

Fig. 1



Formación de imágenes dada por el iris y el cristalino

Registro de Imágenes dada por la retina.

Una imagen es una reproducción o imitación de la forma de una escena (personas, objetos, etc.) Si tenemos el objeto $f(x,y)$ en el sistema coordenado (x,y) el objeto es iluminado por una fuente de energía radiante, la energía radiante

reflejada por el objeto y propagada a través del espacio es interceptada por un sistema de formación de imagen, que la transforma a una nueva imagen en los sistemas coordenados (27).

Una imagen continua es aquella donde la variación de tonos de gris o color se presenta sin discontinuidades, sin líneas o fronteras.

Una imagen discreta es aquella que está compuesta por elementos definidos y diferenciados como puntos o cuadrados, P. ej., una fotografía a simple vista puede verse continua pero al ser ampliada se aprecia que está formada por una sucesión de pequeños puntos de diferentes tonalidades que son los que componen la imagen. Una imagen se considera discreta o continua dependiendo del grado de resolución . Se entiende por resolución la capacidad de discernir o separar los elementos de un objeto bien definido como una sucesión de líneas equidistantes. Por lo cual se da el nombre de imagen digital a aquellas imágenes discretas en intensidad y en coordenadas espaciales, donde cada punto que la compone está dado por un número, la imagen está representada por una función matemática $f(x,y)$, la que para un par de valores da la posición espacial de un punto en la imagen. Esta función representa la variación espacial punto a punto de los valores de una simplificación de la escena con dos posibles representaciones, numérica y visual. Es debido a esta representación numérica de una imagen que es posible el manejo por computadora de la imagen digital.

Sistema Artificial de Captura de Imágenes. (26).

Para un sistema artificial de captura de imágenes necesitamos de una función matemática, que se refiere al sistema de ejes coordenados. Esta función representa la variación espacial, es decir punto a punto, de los valores de intensidad de la luz. Supongamos entonces que a la imagen se le sobrepone una rejilla cuadrada. Sobre cada cuadro de la rejilla se efectúa un promedio de los tonos de gris con lo que se obtiene un cuadrado homogéneo, es decir un solo tono de gris. Esto lo hace el sensor optoelectrónico, recibe la energía luminosa, la integra, la promedia y proporciona una medida de ella (28).

Por otro lado se tiene una tabla de tonos de gris, el tono más oscuro es el 0 y el más blanco el 1 ; es decir, los matices intermedios estarán entre el 0 y el 1. (26).

El ojo humano sólo distingue aproximadamente 16 tonos de gris, pero el sensor que realiza la digitalización da un gran número de tonos. Estos tonos se comparan con la escala de gris previamente establecida y se obtiene entonces una colección de números arreglados en forma de matriz. Esto es la representación numérica de la imagen y a su vez facilita el almacenamiento en computadora para poder realizar un análisis cuantitativo.

Los elementos de esta imagen son llamados elementos lógicos o pixeles y son la representación numérica de la imagen digital la cual está enmarcada en un

contexto lógico para el análisis matemático de los datos a través de programas computacionales (26).

Ventajas de la Digitalización de Imágenes en Lesiones Periapicales Óseas.

Hildebolt y cols (29) demostraron que se puede medir la pérdida de hueso en radiografías dentales. Esto facilita la visualización de las estructuras óseas y las mediciones de hueso perdido. En esta técnica se pueden apreciar cambios sutiles sin exponer al paciente a radiaciones adicionales (30).

Este método es capaz de detectar cambios de densidad de hueso perdido en una osteotomía, reabsorción o hueso de aposición en la etapa de salud (31).

Hildebolt & Vannier (32) han demostrado que los diferentes niveles de grises que nos da la digitalización de imágenes radiográficas pueden ser usadas para estimar el volumen de las lesiones óseas, reconocer y describir el hueso alveolar. De esta manera se pueden eliminar los defectos de una observación subjetiva. Además, la información que se obtiene para un diagnóstico temprano gracias a la digitalización de imágenes da una apreciación cuantitativa de pequeños cambios en la densidad del hueso (33). La digitalización de imágenes ha sido considerada como la técnica que proporciona mayor exactitud en la interpretación de los cambios óseos (20). Es un método que proporciona mayor exactitud cuantitativa en la medición de un proceso patológico, como puede ser una resorción externa (30). Este sistema de medición es más sensible que el ojo humano para detectar cambios clínicamente significativos (3).

OBJETIVO.

La presente investigación tiene como principal objetivo, comparar imágenes digitalizadas para determinar la confiabilidad de los dos procedimientos, que son:

- Uso del XCP y una guía de oclusión en acrílico autopolimerizable.
- Uso del XCP y aditamento diseñado para fijar XCP y aparato de rayos X, y oclusión en acrílico autopolimerizable.

HIPÓTESIS.

Las hipótesis de esta tesis son las siguientes:

- 1.-Existe una diferencia importante en radiografías tomadas con XCP y oclusión en acrílico y en radiografías tomadas con aditamento diseñado especialmente para fijar XCP, aparato de Rayos X y oclusión en acrílico.
- 2.- No existe diferencia estadísticamente significativa en las radiografías tomadas con aditamento diseñado especialmente para fijar XCP, aparato de Rayos X y oclusión en acrílico.

MATERIALES Y MÉTODOS

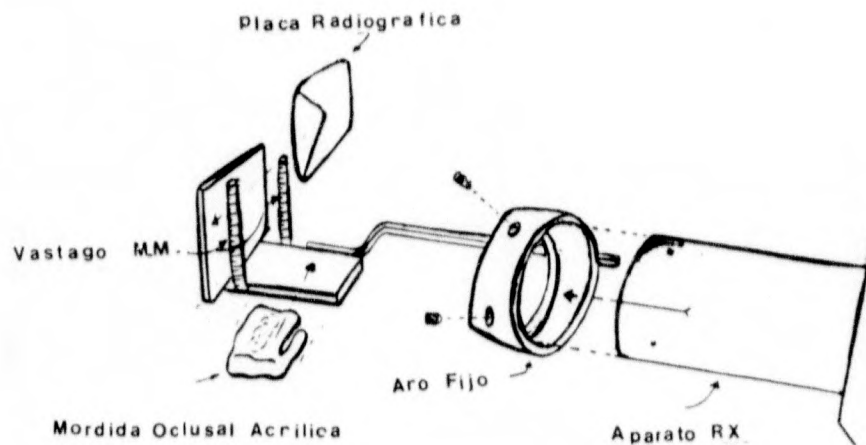
Las radiografías usadas en el presente estudio fueron tomadas en la Clínica de Endodoncia de la División de Estudios de Estudios de Posgrado e Investigación, F.O. U.N.A.M..

TRABAJO CLÍNICO

El trabajo clínico consistió en la toma de pares de radiografías, usando el XCP, al cual se le colocaron 2 vástagos metálicos y se uso oclusión en acrílico con los paciente.

En la figura 2 se presenta un diagrama del procedimiento utilizando esta técnica.

Fig. 2



La utilización del XCP con vástagos metálicos, oclusión en acrílico y Aro Fijo para unirse al aparato de rayos X.

En la parte comparativa del estudio se diseñó un aditamento para que fijara el aro del XCP con el aparato de Rayos X, y esto se hace por medio de un aro, que rodee el aro del XCP y entre a presión en el aparato de rayos X, en el estudio se llamará "Aro Fijo".

Este Aro fue diseñado y elaborado en Instrumentos de la U.N.A.M. con un material llamado Nylonmite, el cuál no es ferroso, no tiene metal, es resistente de alto impacto no es conductor, y no se contrae y a la vez es fácil de trabajar

El XCP es un instrumento para la toma de radiografías, con extensión de cono y aletas mordibles, en el uso de la técnica de paralelismo, hecho en EEUU. por Rinn Corporation, Elgin Illinois.

Los vástagos metálicos se usaron con el objeto de tener una zona bien delimitada que se pudiera medir con exactitud.

La oclusión en acrílico tiene por objetivo, ser la guía que nos sirva para tomar las radiografías en la misma angulación, nos da la referencia de las caras oclusales de los dientes.

La impresión de radiografías al mismo paciente en dos tiempos diferentes es para demostrar que la relación entre la mandíbula del paciente, la radiografía y el aparato de rayos X, puede ser estabilizada.

El siguiente paso es la toma de dos radiografías usando el XCP con dos vástagos metálicos que nos servirán para facilitar las zonas de medición.

También se le colocó al paciente oclusión en acrílico con el objeto de que en la segunda toma de radiografías los dientes estén en la misma posición en relación a la radiografía y el aparato de rayos X.

En la parte comparativa del estudio se siguió el mismo procedimiento antes mencionado, pero utilizando el "Aro Fijo" diseñado en este estudio.

Las radiografías fueron tomadas con un aparato radiográfico marca Siemens Heliodont 60 B modelo 24 B3261 D 301 Serie No. 1801 127 V60 K 10 Ma. 50-60 Htz Filtragen Inherente 0.5 mm Al Filtragen total 2 mm Al. Ind. Brasileña.

Para dientes posteriores se usó 0.32 pulsaciones y para anteriores 0.2 pulsaciones. Las radiografías fueron reveladas a 38o con líquidos marca Kodak, una parte química por tres partes de agua, tanto el revelado como el fijador, preparados de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

DIGITALIZACIÓN Y PROCESAMIENTO.

La digitalización, procesamiento y análisis de las imágenes radiográficas fueron realizadas en el Laboratorio de Digitalización de Imágenes del Instituto de Física, U.N.A.M. Se elaboraron con el Sistema de Digitalización basado en un dispositivo de captura de estado sólido.

Una vez reveladas las radiografías se procede a digitalizarlas y se colocaron en el sistema de Captura de Imágenes en el cual se procedió a estandarizar parámetros como amplificación, luz, temperatura, posición espacial, para cada una de las diferentes radiografías, para esto se fabricó un aditamento de acrílico

para colocarlo en la pantalla del CCD (Dispositivo de Carga Acoplado) donde se fijarían las radiografías, este aditamento tiene unos topes acanalados para que la radiografía entre siempre en la misma posición, evitando así cambios en las imágenes.

Una vez capturadas las imágenes se hace el análisis cuantitativo de las áreas de los vástagos auxiliados por una tableta digitalizadora. Dicha tableta recoge la señal por medio de una pluma. Va registrando punto por punto la imagen, información que llega al puerto de entrada de la computadora.

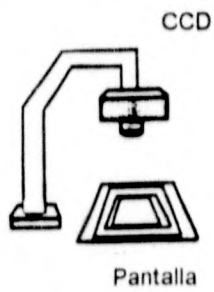
La computadora, que en este caso es una PC 486 recoge y analiza la información por medio de un programa Sigma Scan que es el enlace entre la PC y la tableta digitalizadora.

El programa Sigma Scan mide coordenadas espaciales y área.

El sistema de procesamiento digital de imágenes que se uso se muestra en la siguiente figura:

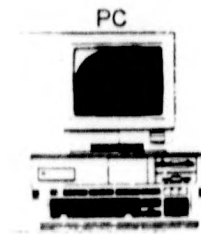
Figura 3

Dispositivo de Captura



Dispositivo de Almacenamiento secundario

Procesamiento de Imágenes



Dispositivo de Salida

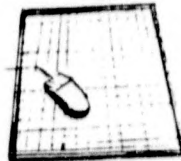
Imágen procesada

Impresora Lasser



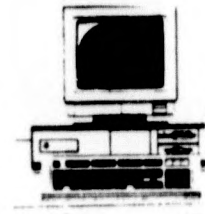
Captura de Áreas

Tableta Digitalizadora



Análisis y Estadística

Obtención de Áreas



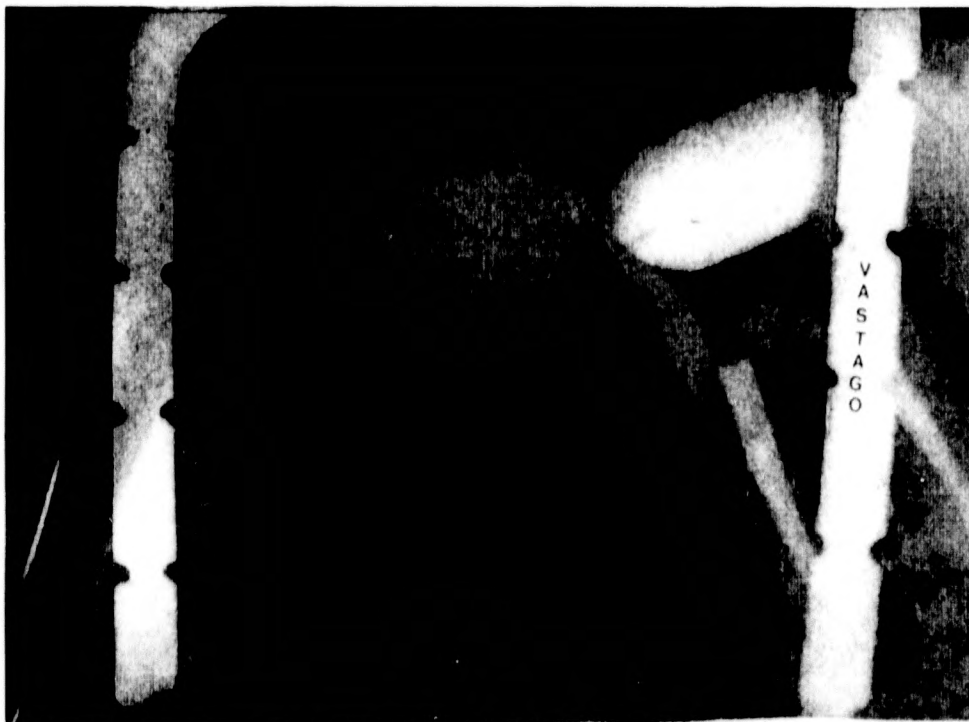
Las características que se encontraron en las radiografías tomadas con el XCP, con vástagos metálicos y oclusión en acrílico y las radiografías tomadas con XCP con vástagos metálicos y oclusión en acrílico y "Aro Fijo" son las siguientes:

RESULTADOS

Se imprimieron las imágenes y los resultados que se encontraron fueron los siguientes

Fig 4

RADIOGRAFÍA 1, VÁSTADO 1 Y 2.



Radiografía tomada con XCP, Vástagos metálicos y oclusión en acrílico.

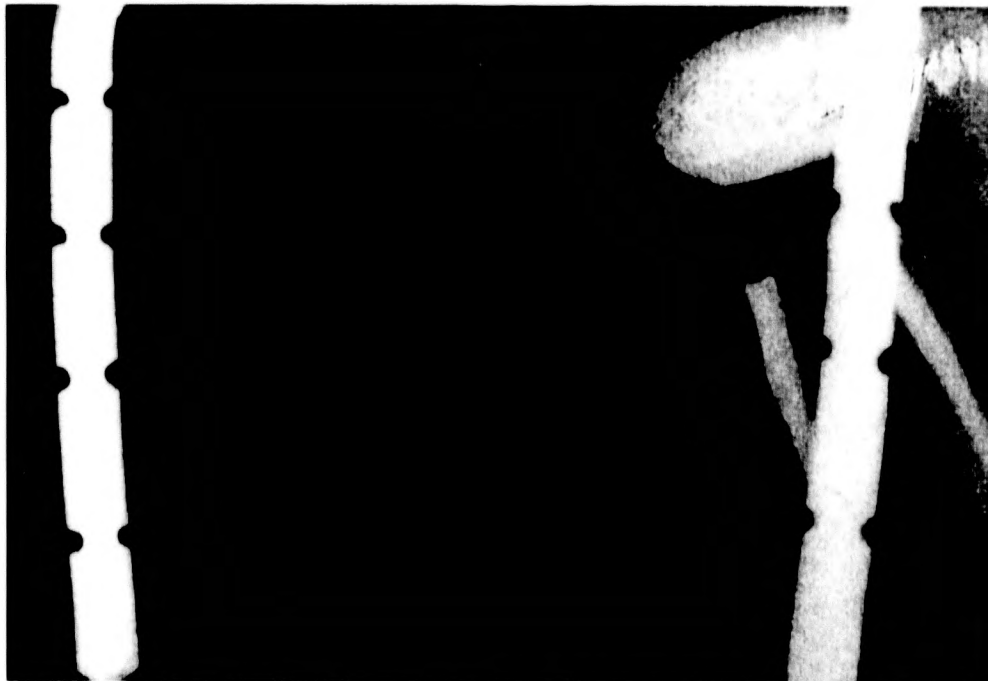
IMÁGENES SIN ARO FIJO.

En la radiografía 1 el vástago 1 pasa entre la cara distal del canino inferior cruzando el tercio medio de la raíz y termina en el inicio del tercio apical por su parte mesial

El vástago 2 se inicia en la corona, en su parte mesial del 2o. molar inferior, cruza la raíz distal del primer molar en su tercio cervical, la última sección del vástago está por encima del tercio apical de la raíz mesial del 1er molar

Fig 5

RADIOGRAFÍA 2 VÁSTAGO 1 Y 2



Radiografía tomada con XCP, Vástagos metálicos y oclusión en acrílico.

En la radiografía 2 el vástago 1 se inicia en la cara mesial del canino inferior hasta el tercio medio de la raíz, la última sección del vástago está sobre el tercio apical del lateral inferior.

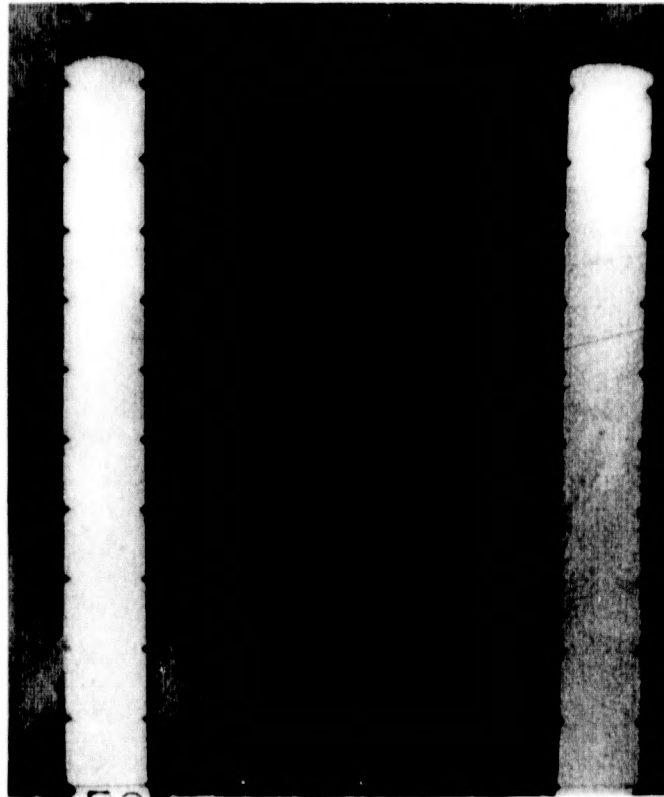
El vástago 2 se encuentra colocado en el lado distal de la corona del 1er. molar inferior, abarcando la mitad de la furca, cubriendo tercio apical de la raíz mesial del mismo molar y su última sección se encuentra por abajo del tercio apical de la misma raíz.

Debido a las diferencias tan marcadas entre una radiografía y la otra, no se procede hacer análisis estadístico.

IMÁGENES CON ARO FIJO.

Fig .6

RADIOGRAFÍA 1 VÁSTAGOS 1 Y 2.



Radiografía tomada con XCP, Vástagos metálicos, oclusión en acrílico y Aro Fijo

El vástago 1 por su periferia del lado derecho queda exacto al límite de la cara distal del central superior derecho.

El vástago 2 cubre la tercera parte de la corona y raíz por su parte distal del central superior izquierdo.

Fig 7

RADIOGRAFÍA 2 VÁSTAGOS UNO Y DOS.



Radiografía tomada con XCP, Vástagos metálicos, oclusión en acrílico y Aro Fijo.

El límite derecho del vástago 1 queda en la cara distal del central superior derecho.

El vástago 2 cubre la tercera parte de la corona y raíz por su parte distal del central superior izquierdo.

PRUEBAS ESTADÍSTICAS.

Dado la reproducibilidad de las radiografías visualmente usando el aro fijo procedemos al análisis estadístico para probar el sistema de medición.

Los vástagos se midieron cada uno 30 veces, ya que esto es el mínimo conveniente para este tipo de prueba estadística y nos permite la aproximación de una distribución normal de casos.

La prueba estadística que se empleo fue Diferencia de Medias.

Esta prueba analiza cualquier diferencia visible en las medias entre dos muestras.

Tabla 1

DIFERENCIAS ENTRE RADIOGRAFÍAS 1 Y 2 VÁSTAGO 1

RADIOGRAFÍA 1 VÁSTAGO 1

No. de casos.	Media.	Desviación Estándar.	Error Estándar.
30	0.8453 cm	0.004	0.001

RADIOGRAFÍA 2 VÁSTAGO 1

30	0.8767 cm	0.005	0.001
----	-----------	-------	-------

P< 0.129

En Radiografía 1 Vástago 1 la media es 0.8453 mientras que en Radiografía 2 Vástago 1 la media es 0.8767. A primera vista la diferencia en las medias parece mínima.

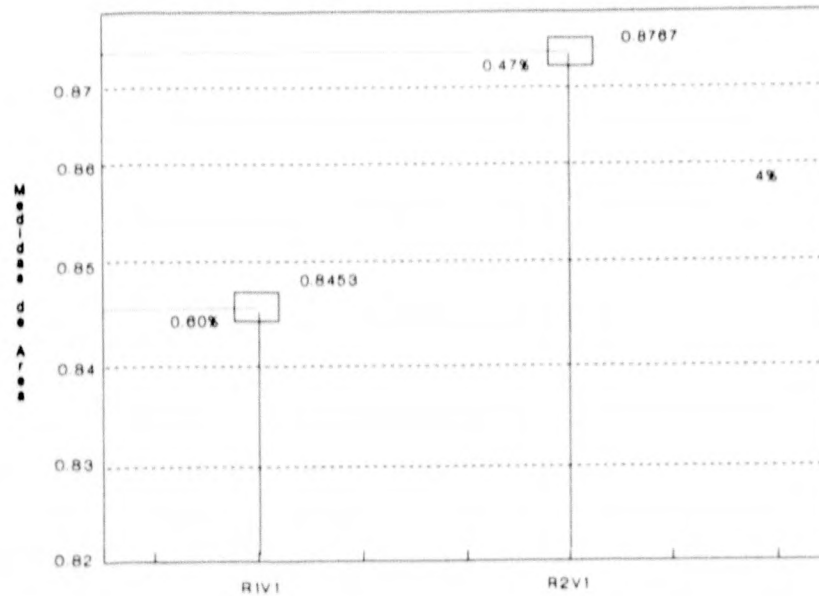
La $P < 0.129$ indica que estadísticamente hablando hay aproximadamente 13% de probabilidad que la diferencia entre las medias de Radiografía 1 Vástago 1 y Radiografía 2 Vástago 2 ocurra por casualidad.

Usando el valor de $P < 0.05$ como significado estadístico, la diferencia en las medias entre Radiografía 1 Vástago 1 y Radiografía 2 Vástago 1 es considerada no significativa.

Un valor de P de 0.05 indica que hay aproximadamente un 5% de probabilidad de que los resultados obtenidos ocurren por casualidad. La mayoría de los estudios estadísticos concuerdan que este 5% de umbral es suficiente para demostrar la significancia estadística. Valores de P menores o igual a 0.05 (5%) indican la significancia estadística, mientras que los valores superiores a 0.05 (5%) por ejemplo $P < 0.129$, ver Tabla 1) indica que hay cerca de un 13% de probabilidad de que los resultados obtenidos ocurran por casualidad. Por lo tanto una P de 0.129 no es estadísticamente significativa.

GRÁFICA 1

COMPARACIÓN DE RADIOGRAFÍAS UNO Y DOS CON VÁSTAGO 1



RV1, RV2 = Radiografía 1 Vástago 1 y Radiografía 2 Vástago 1

Como se puede observar en la Gráfica 1 de comparación de radiografía 1 y 2 del vástago 1, el Coeficiente de Variación de radiografía 1 vástago 1 es de 0.60% y el Coeficiente de Variación de radiografía 2 vástago 1 es de 0.47%

La diferencia de las medias es de 4%, esto sugiere que el error entre los dos vástagos de las dos radiografías es casi nulo.

Coeficiente de Variación.

Radiografía 1 entre Radiografía 2 menos 1 = -0.8453 entre 0.8767 menos 1 es igual a 4%.

Tabla 2

COMPARACIÓN ENTRE RADIOGRAFÍAS 1 Y 2, VÁSTAGO 2

RADIOGRAFÍA 1 VÁSTAGO 2

No. de casos.	Medias.	Desviación Estándar.	Error Estándar.
30	0.8595 cm	0.004	0.001

RADIOGRAFÍA 2 VÁSTAGO 2

30	0.8713 cm	0.005	0.001
		P < 0.827	

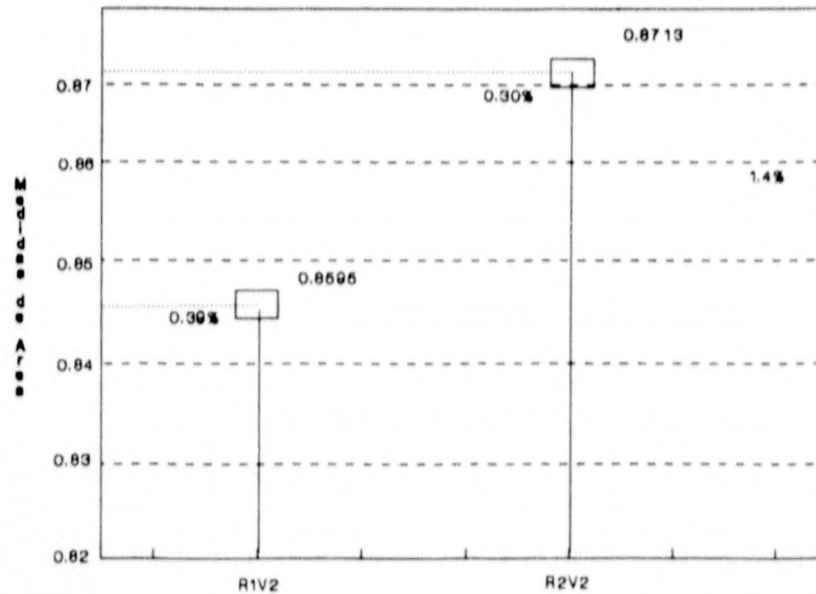
Tampoco entre las medias de Radiografía 1 Vástago 2 y Radiografía 2 Vástago 2 existe diferencia estadísticamente significativa. En Radiografía 1 Vástago 2 la media es 0.8595 mientras que en la Radiografía 2 Vástago 2 la media es 0.8713. La diferencia entre las medias es mínima.

La $P < 0.827$ indica que estadísticamente hay 17% de probabilidad que la diferencia entre las medias de Radiografía 1 Vástago 2 y Radiografía 2 Vástago 2 ocurra por casualidad.

Usando el valor de 0.05 para la significancia estadística la diferencia entre las medias de Radiografía 1 Vástago 2 y Radiografía 2 Vástago 2 puede decirse que tiene poca probabilidad de que ocurra, por lo tanto no hay diferencia estadísticamente significativa.

COMPARACION DE RADIOGRAFIAS UNO Y DOS
CON VASTAGO 2

Gráfica 2



La Gráfica 2 de comparación entre radiografía uno y dos del vástago 2 muestra que el Coeficiente de Variación de radiografía 1 vástago 2 es de 0.39% y el Coeficiente de Variación de radiografía 2 vástago 2 es de 0.3%. La diferencia de las medias es de 1.4% por lo tanto el error entre los dos vástagos de radiografía 1 y 2 es muy bajo.

DISCUSIÓN.

Como se mencionó anteriormente en la Introducción Mc Donald (1) afirma que los procedimientos que se siguen para lograr reproducibilidad en las radiografías, en estudios epidemiológicos y ensayos clínicos han sido afectados grandemente debido a la pobre técnica radiográfica.

Para mejorar esta reproducibilidad en las radiografías se han usado diferentes métodos como la técnica de registro de mordida (Bite Registration Technique) que ayuda a la colocación de la radiografía en relación al tubo del aparato de rayos X (1).

En el presente estudio fue usada esta técnica y se pudo observar y valorar varios puntos:

La oclusión en acrílico colocada en Colimador XCP, que ayuda a colocar la radiografía en relación al tubo del aparato de rayos X, no es suficiente para tener una buena reproducibilidad en la toma de pares de radiografías, ya que pequeñas desviaciones en la angulación del rayo del aparato de rayos X produce grandes cambios en las radiografías.

Esto se pudo comprobar al imprimir pares de radiografías con vástagos metálicos, a manera de testigos que dieran diferentes puntos de relación en la radiografía.

MK Jeffcoat y cols (8) refieren que para la estandarización de imágenes, es suficiente la relación entre la mandíbula o maxilar del paciente, la radiografía y el

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

aparato de rayos X, con nuestro estudio comprobamos que existen ciertas discrepancias.

Para usar la digitalización de imágenes en la toma de pares de radiografías se necesita una idéntica proyección geométrica, si no sucede así tendremos cambios artificiales importantes para nuestra valoración (19).

Por lo tanto se necesita de una fijación entre aparato de rayos X, objeto y radiografías, esto se logra usando una fijación entre los dientes superiores con los inferiores y el aparato de rayos X y la radiografía.

En la siguiente parte del estudio se siguieron estas reglas; para lograr la fijación entre el Colimador XCP y el aparato de rayos X se uso un aditamento en forma de aro que los uniera y fijara, para fijar dientes superiores con los inferiores se usó la oclusión en acrílico que nos da la referencia de las caras oclusales de los dientes.

Una vez digitalizadas las radiografías las características que encontramos fueron las siguientes:

En la radiografía 1 el vástago 1 por su periferia del lado derecho queda exacto al límite de la cara distal del central superior derecho. Este mismo vástago en la radiografía 2, su lado derecho queda en la cara distal del central superior derecho.

En la radiografía 1 el vástago 2 cubre la tercera parte de la corona y raíz por su parte distal del central superior izquierdo. Este mismo vástago en la

radiografía 2 cubre la tercera parte de la corona y raíz por su parte distal del central superior izquierdo.

Con esto probamos visualmente la reproducibilidad del método usando el Aro Fijo, por lo tanto, para poder probar el sistema de medición se procedió al análisis estadístico.

En la diferencia de Medias que fue la prueba que se usó se encontró que las medias del vástago 1 en la radiografía 1 y 2 fueron mínimas; si se compara la media del vástago 1 en la radiografía 1 que fue de 0.8453 y la media del vástago 1 en la radiografía 2 que fue de 0.8767, se comprobó que esta diferencia es mínima.

La P menor de 0.129 esta indicando que existe aproximadamente 13% de probabilidad que la diferencia entre las medias del vástago 1 entre radiografía 1 y 2 ocurra por casualidad.

La desviación estándar del vástago 1 radiografía 1 es de 0.004 y la desviación estándar del vástago 2 es de 0.005 esta diferencia es mínima.

Por lo tanto, no hay diferencia estadísticamente significativa.

Comparando las medias del vástago 2 en las radiografías 1 y 2 se encontró que son de 0.8595 y 0.8713, lo que dice que no existe diferencia estadísticamente significativa.

Existe un 1.4% de probabilidad que la diferencia entre las medias del vástago 2 en las radiografías 1 y 2 ocurra por casualidad.

La desviación estándar del vástago 2 en la radiografía 1 es de 0.004 y del mismo vástago en la radiografía 2 es de 0.005, lo que indica que la varianza entre las diferencias observadas es mínima.

Como se pudo observar en la gráfica 1 la comparación de las radiografías 1 y 2 del vástago 1, la diferencia de las medias es del 4%, esto indica que el error entre los dos vástagos de las dos radiografías es casi nulo.

En la Gráfica 2 , se observó la comparación del vástago 2 en las radiografía 1 y 2 y la diferencia de las medias es de 1.4% por lo tanto, el error entre los dos vástagos es mínimo.

CONCLUSIONES

De los resultados y observaciones obtenidas en la presente investigación se puede concluir que para medir lesiones periapicales óseas en radiografías digitalizadas se debe contar primeramente con un método de medición probado estadísticamente. En segundo lugar se debe tomar en cuenta que no es suficiente la relación entre la mandíbula o maxilar del paciente, la radiografía y el aparato de rayos X.

Los resultados de esta investigación refuerzan la hipótesis de que existe una diferencia estadísticamente significativa en la toma de radiografías usando el XCP y oclusión en acrílico y las radiografías tomadas con Aro Fijo, XCP y oclusión en acrílico.

Por lo que sugerimos usar una fijación entre estas partes, la cual se llama en esta investigación "Aro Fijo", el cual une íntimamente el XCP con el aparato de rayos X y el XCP a su vez une maxilar y mandíbula del paciente con una oclusión en acrílico, teniendo todas estas partes controladas se puede concluir que es posible la toma estandarizada de radiografías, que evalúan la reproducibilidad de

la técnica, ya que pequeñas desviaciones en la angulación del rayo del aparato de rayos X produce grandes cambios en las radiografías.

Dada la importancia que tiene la digitalización en nuestro días, creemos que es necesario introducirla en nuestra práctica endodóntica, ya que la práctica dental precisa de un método reproducible al evaluar la evolución postoperatoria de las intervenciones endodónticas que son seguidas longitudinalmente por métodos radiográficos. Este seguimiento longitudinal solamente será confiable en la medida en que los artefactos de la técnica sean minimizados, y los cambios observados efectivamente reflejen la situación biológica y clínica bajo evaluación. Los resultados de la presente investigación contribuyen a crear un método y un marco de referencia con los cuales se consiga llegar a estas metas.

PROPUESTA DE INVESTIGACIÓN A FUTURO

Teniendo ya probado el Método de Medición que controla la angulación del rayo del aparato de rayos X en la toma de nuestras radiografías para un adecuado control post operatorio en un seguimiento longitudinal y teniendo una observación objetiva de la situación biológica y clínica, el siguiente paso sería la medición de lesiones periapicales óseas, con un marco de referencia en donde podamos evaluar objetivamente nuestros resultados clínicos.

BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- Mc. DONALD SP. 1983. A method to reduce interproximal overlapping and improve reproducibility of bite wing radiographs for use in clinical trials, *Community Dent Oral Epidemiol* 11: 289-95.
- 2.-A DICTIONARY OF EPIDEMIOLOGY. 1988. Last JM, 2nd ed., Oxford University Press.
- 3.- GALGUT PN, VERRIER J, WAITE IM, LINNEY A & CORNICK DER. 1991. Computerized densitometric analysis of interproximal bone levels in a controlled clinical study into the treatment of periodontal bone defects with ceramic hydroxyapatite implant material. *J. Periodontol* 62: 44-50.
- 4.- ENGELKE W, DE VALK S, RUTTIMAN U. 1990. The diagnostic value of subtraction radiography in the assessment of granular hydroxylapatite implants. *Oral Surg Med Pathol* 9: 636-41.
- 5.- BENN DK . 1990. A review of the reliability of radiographic measurements in estimating alveolar bone changes. *J. Clin Periodontol* 15: 14-21.
- 6.- BENDER IB, SELTZER S, & SOLTANOFF W. 1966. Endodontic success a reappraisal of criteria. *Oral Surg.* 22: 780.
- 7.- GULABILAVALA K & BRIGGS PFA. 1992. Diagnostic dilemma: an unusual presentation of an infected nasopalatine duct cyst. *Int Endod J* 25: 107-111.

- 8.- JEFFCOAT MK, REDDY WS, WEBBER RL, WILLIAMS RC, RUTTIMAN UE. 1987. Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. J. of Periodontal Research. 22: 396-402.
- 9.- BRÄGGER U. 1988. Digital imagen in periodontal radiography. J Clin Periodontol 15: 551-557.
- 10.- RAMADAN EE & MICHEL DF. 1962. A roentgenographic study of experimental bone destruction. Oral Surg. 15: 934.
- 11.- WEBBER RL, RUTTIMAN UE & GRÖNDAHL HG. 1982. X-ray image subtraction as a bases for assessment of periodontal changes. J. Periodont Res 17: 509-511.
- 12.- SCHWARTZ SF & FOSTER JK. 1971. Roentgenographic interpretation of experimentally produce bone lesions, part Y. Oral Surg. 32: 606..-
- 13.- COHEN, Endodoncia. Los Caminos de la Pulpa. 1988 Editorial Médica Panamericana, S.A. Buenos Aires.
- 14.- SMITH N.J.D. Radiografía Dental , Editorial Limusa.
- 15.- INGLE, J.I., Beveridge, E.E., and Olson, C. 1965. Rapid processing of endodontic "working films", Oral Surg. 19: 101,
- 16.- ARDRAN CM. 1951 Bone destruction nos demostrable by radiograph. J.Radiol. 24: 107
- 17.- BENDER & SELTZERS. 1991. Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone. J Am Dent Assoc 62: 152-16
- 18.- ORINGER MJ. 1975. Electrosurgery in dentistry, de 2 philadelphia W.B.

Saimders Co.

- 19.- HAUSMANN E. 1990. A contemporary perspective on techniques for the clinical assessment of alveolar bone. J. Periodontol 61: 149-156.
- 20.- RUTTIMAN U, OKANO Y, GRÖNDAHL HG, GRÖNDAHL K & WEBBER RL. 1981. Exposure geometry and film contrast differences as bases for incomplete cancellation of irrelevant structures in dental subtraction radiography. Proc SPIE 314: 372-377.
- 21.- WEBBER RL. 1985. Computers in dental radiography: A scenario for the future. J. Am Dent Assoc 111: 419.
- 22.- GRÖNDAHL HA, GRÖNDAHL K & WEBBER RL. 1983. Adigital subtraction technique for dental radiography. Oral Surg 55: 96-102
- 23.- GRONDAHL H, & GRONDAHL K 1983. Substraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. Oral Surg 55: 208-213
- 24.- HAUSMANN E, CRISTERSSON L, DUNFORD R, WIKESJÖ U, PHYO J & GENCO RJ. 1985. Usefulness of subtraction radiography in the evaluation of periodontal therapy. J. Periodontol Supplement 4-7.
- 25.- ORTMAN LF, DURFOR E, McHENRY K & HAUSMANN E. 1985. Subtraction radiography and computer assisted densitometric analysis or standardizer radiographs. A comparison study with absorptiometry. J. Periodont Res 20: 644-651.
- 26.- LIRA JORGE, PERCEPCIÓN REMOTA. Fondo de Cultura Económico. Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología. 4a. Edición 1995.

- 27.- CASTLEMAN KENNETH R. " Digital Image Processing" California Institute of Technology, Jet Propulsion Laboratory.
- 28.- GONZALEZ RAFAEL C. 1977. Digital Image Processing. London: Addison Wesley.
- 29.- HILDEBOLT CHF, VANNIER MW, SHROUT MK, PILGRAM TK, PROVINCE M, VAHEY EP & RIETZ DW. 1990. Periodontal disease morbidity quantification. II Validation of alveolar bone loss measurements and vertical defect diagnosis from digital bite-wing images. J. Periodontol 61: 623-632.
- 30.- KRAVITZ LH, TYNDALL DA, BAGNELL CP & DOVE SB. 1992. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. J. Endod 18 (6).
- 31.- BRÄGGER U & PASCUALI L. 1989. Color conversion of alveolar bone density changes in digital subtraction images. J. Clin Periodontol 16: 209-214.
- 32.- HILDEBOLT CF & VANNIER MW. 1988. Automated clasification of periodontal disease using bitewing radiographs. J. Periodontol 87-94.
- 33.- RUTTIMAN U & WEBBER R. 1987. Volumetry of localized bone lesions by subtraction radiography, J. Periodont Res 22: 215-216.

CURRICULUM VITAE

NOMBRE: CARMEN PÉREZ ANGUIANO

LUGAR Y FECHA
DE NACIMIENTO: México, D.F. 1o. Enero de 1942

NOMBRE DE LOS
PADRES: Dr. Ramón Pérez Rodríguez
Sra. María Anguiano González

ESTUDIOS PROFESIONALES.

Licenciatura en Odontología en La Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México. 1963-1967.

Especialidad en Endodoncia en el Posgrado de Endodoncia de la Universidad Latinoamericana. 1991-1992.

Maestría en Odontología en la División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Autónoma de México. 1993-1995.

EXPERIENCIA DOCENTE.

Ayudante Meritorio de la Clínica Integral de Endodoncia en el Grupo 3001 de la Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.

Titular de la Materia Dra. Amalia Ballesteros V.
Periodo Efectivo 1995 A la Fecha.

DIRECCIÓN Y TELÉFONO.

Río Mixcoac 39 9o. piso
Insurgentes Mixcoac.

Teléfonos. 5-98-36-12 5-98-31-89 5-85-50-04