

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PERIODONCIA

LA TÉCNICA DE SUSTRACCIÓN DIGITAL COMO MÉTODO
DE EVALUACIÓN DEL HUESO ALVEOLAR

Trabajo especial presentado
ante la ilustre Universidad
Central de Venezuela por la
Odontóloga Ana Karina
Martínez Márquez, para optar
al Título de Especialista en
Periodoncia

Caracas, Marzo 2005

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE PERIODONCIA

LA TÉCNICA DE SUSTRACCIÓN DIGITAL COMO MÉTODO
DE EVALUACIÓN DEL HUESO ALVEOLAR

Autor: Od. Ana Karina Martínez Márquez
Tutor: Prof. Roberto Fermín Mago

Caracas, Marzo 2005

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:

Prof. Roberto Fermín (tutor)
C.I.4.267.648

Firma

Prof. Yapul Saldivia
C.I.6.910.756

Firma

Prof.^a Mireya García
C.I.4.319.186

Firma

Observaciones: _____

Caracas, Marzo 2005

Dedicatoria

A mis tres madres: Sara, Ana y Guiomar...a ellas debo
todo lo que soy. Las amo.

A mi esposo, éste es el principio de un largo camino
para recorrer juntos. Te amo.

Agradecimientos

Al Ingeniero Elías Carciente por brindarme abiertamente sus conocimientos, su orientación, tiempo y dedicación durante la elaboración de este trabajo.

A mi tutor, Profesor Roberto Fermín, Especialista en Cirugía Bucal, por su orientación durante la realización de esta monografía.

A la Profesora Olga González Blanco, MSc en Odontología Restauradora y Oclusión, por sus consejos para la estructuración y organización del desarrollo metodológico de este trabajo.

A mis amigas y compañeras del postgrado Gioly Ranalli, Jennifer Velásquez y Matilde Hernández, por su apoyo incondicional durante el desarrollo de esta monografía.

A la Od. Sofía Acosta, especialista en Endodoncia, por facilitarme material bibliográfico para la realización de esta monografía.

Al Od. César Chacón, por su ayuda en la digitalización de las imágenes empleadas en la prueba piloto.

A Guiomar Márquez, por su colaboración, paciencia y apoyo durante la realización de esta monografía.

A Maritza Borges, por facilitarme el equipo para la transcripción de este trabajo monográfico, además de todo el apoyo que me dio durante el desarrollo de la misma.

Lista de Contenidos

Agradecimientos.....	v
Lista de figuras.....	xii
RESUMEN.....	xv
I INTRODUCCIÓN.....	1
II REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1 IMAGENOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DEL HUESO ALVEOLAR. GENERALIDADES.....	3
2 SUSTRACCIÓN DIGITAL. GENERALIDADES.....	27
2.1 Definición de la técnica de sustracción digital.....	28
2.2 Evolución de la técnica de sustracción digital.....	29
2.3 Principios teóricos en los que se basa la técnica de sustracción digital.....	33

2.4	Técnicas de estandarización para la sustracción digital.....	36
2.4.1	Estandarización <i>a priori</i>	37
2.4.2	Estandarización <i>a posteriori</i>	40
2.4.3	Ajustes en densidad y contraste.....	45
2.5	Análisis cualitativo y cuantitativo de la imagen por sustracción digital.....	46
2.5.1	Análisis cualitativo de la imagen por sustracción digital.....	46
2.5.2	Análisis cuantitativo de la imagen por sustracción digital.....	52
2.6	Usos y aplicaciones generales de la técnica de sustracción digital.....	62
2.6.1	Usos y aplicaciones de la técnica de sustracción digital en medicina.....	62
2.6.2	Usos y aplicaciones de la técnica de sustracción digital en odontología.....	65

3	SUSTRACCIÓN DIGITAL EN PERIODONCIA.....	76
3.1	Aplicaciones de la técnica de sustracción digital en periodoncia.....	76
3.1.1	Para la evaluación de la progresión de la enfermedad periodontal.....	77
3.1.2	Para la evaluación de los resultados de la terapia de regeneración tisular guiada (RTG).....	80
3.1.3	Para la evaluación de la efectividad de agentes quimioterapéuticos.....	85
3.1.4	Para la evaluación de los implantes.....	87
3.2	Ventajas, desventajas y limitaciones de la técnica de sustracción digital en periodoncia.....	89
3.2.1	Ventajas.....	89
3.2.2	Desventajas.....	91
3.2.3	Limitaciones.....	92

4 PRUEBA PILOTO SOBRE SUSTRACCIÓN DIGITAL EN LA REGIÓN DENTO-ALVEOLAR.....	92
4.1 MATERIALES Y EQUIPOS.....	93
4.2 METODOLOGÍA.....	95
4.2.1 Adquisición.....	95
4.2.2 Digitalización.....	99
4.2.3 Estandarización <i>a posteriori</i>	100
4.2.4 Sustracción digital.....	101
4.2.5 Normalización.....	103
4.2.6 Evaluación.....	104
4.3 RESULTADOS.....	105
4.4 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	107
4.4.1 Beneficios de la técnica.....	109

4.4.2 Dificultad de la técnica.....	110
4.5 CONCLUSIONES DE LA PRUEBA.....	110
III DISCUSIÓN.....	112
IV CONCLUSIONES.....	116
V REFERENCIAS.....	118

Lista de figuras

1. Radiografías coronales.....	7
2. Regla de Schei.....	10
3. Radiografía panorámica.....	14
4. Receptores intrabucales.....	17
5. TACT®.....	23
6. Tomografía computarizada de haz cónico.....	25
7. Tomografía computarizada local.....	27
8. Clasificación de los métodos de sustracción.....	31
9. Esquema de sustracción digital.....	34
10. Geometría de proyección.....	35
11. Aparato para estandarización <i>a priori</i>	39
12. Técnica de adición del color.....	50

13. Angiografía por sustracción digital.....	64
14. Evaluación de la cicatrización periapical.....	68
15. Resorción interna.....	70
16. Sustracción con radiografía digital directa.....	71
17. Monitoreo de la RTG.....	83
18. Cicatrización de defecto vertical.....	84
19. Sustracción digital después de tratamiento con "chip" de clorhexidina.....	87
20. Sustracción digital en defectos tratados con membrana más injerto autógeno de hueso.....	88
21. Materiales y equipos.....	94
22. Levantamiento del colgajo mucoperióstico.....	95
23. Vista de la zona a evaluar.....	95
24. Manufactura de la guía oclusal.....	96

25. Vista de la guía oclusal.....	96
26. Aparato y tubo colocados en la mandíbula.....	97
27. Defectos artificiales.....	97
28. Defectos con relleno.....	97
29. Radiografías del experimento.....	99
30. Estandarización geométrica a posteriori.....	101
31. Sustracción img. subsecuente menos img. inicial.....	101
32. Sustracción img. inicial menos img. subsecuente.....	101
33. Sustracción digital normalizada.....	102
34. Sustracción digital.....	102
35. Sustracción digital Rx2 - Rx1.....	103
36. Sustracción digital Rx3 - Rx1.....	104
37. Sustracción digital Rx4 - Rx3.....	104

RESUMEN

La sustracción digital es una técnica con la cual se busca realzar las diferencias entre dos radiografías seriadas al eliminar los elementos que permanecen sin cambio. Es de uso común en medicina y su aplicación en la periodoncia data de principios de los años ochenta. Para su exitosa aplicación es vital que las radiografías puedan estandarizarse, dicho proceso puede hacerse antes de la toma y se conoce como *a priori* y/o después de la misma, es decir, *a posteriori*. En este trabajo se realizó una prueba piloto de sustracción con equipos y software al alcance del odontólogo promedio y se demostró su factibilidad. Los resultados superaron ampliamente a los de la radiografía convencional. Se concluyó que la sustracción digital puede ser de gran ayuda para la clínica periodontal rutinaria.

I INTRODUCCIÓN

El examen radiográfico es el método auxiliar tradicional empleado para evaluar la destrucción y formación del hueso alveolar. Sabemos que se tiene que perder o ganar más del 30% de la masa ósea para poder observar un cambio en la imagen al comparar radiografías convencionales.

Durante las últimas décadas se han desarrollado nuevas alternativas de técnicas radiográficas, las cuales permiten obtener un alto grado de sensibilidad a los pequeños cambios que ocurren en el hueso. El uso de métodos estandarizados y de algoritmos computables ha reducido el efecto de esos errores en las radiografías. Con la introducción de técnicas digitales se ha hecho posible la interpretación de la imagen en una computadora. Se han creado sistemas y programas para reconocer la anatomía visualizada radiográficamente, detectar caries y lesiones periodontales y evaluar las regiones periapicales de los dientes y la calidad del hueso. Dentro de estas técnicas se destaca la sustracción digital, la cual fue introducida a principios de los años ochenta como un método para facilitar la visualización de las áreas de pérdida o ganancia ósea.

La técnica de sustracción digital resuelve muchas de las limitaciones en la detección de estos cambios radiográficos, al disminuir la cantidad de información de fondo distractora es posible detectar un cambio hasta de un 5% en la masa, ósea y permite que el clínico se enfoque en los cambios reales que se presentan entre las dos imágenes.

Aunque su uso no se ha generalizado, quizás por la poca disponibilidad en el mercado, es conveniente considerarla como una alternativa que nos permite observar el progreso de la enfermedad periodontal durante etapas más tempranas, y conducir a más rápidas y mejor fundamentadas decisiones tanto para planificar tratamientos como para modificarlos.

Dado el potencial beneficio que esta técnica podría aportar a los tratamientos periodontales se consideró oportuno hacer una revisión de la literatura para recopilar la información más actualizada sobre la técnica de sustracción digital, sus aplicaciones, ventajas y desventajas en el campo de la periodoncia. El presente trabajo mostrará tanto los resultados de dicha revisión como los resultados de una prueba piloto realizada sobre sustracción digital.

II REVISIÓN DE LA LITERATURA

1 IMAGENOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DEL HUESO ALVEOLAR. GENERALIDADES

La radiografía se define como un registro fotográfico visible, que se produce por el paso de los rayos X a través de un objeto o cuerpo y se registran en una película especial que permite estudiar las estructuras internas del cuerpo humano, siendo así un auxiliar en el diagnóstico.¹

La imagen radiográfica es el resultado del paso de los rayos X a través del área de interés y la exposición de la emulsión de haluro de plata sobre la película radiográfica. La absorción relativa y la transmisión del rayo incidental está determinada por la composición del área de interés. Las estructuras con alta densidad tales como dientes o hueso tienen una mayor atenuación de los rayos X que las estructuras de baja densidad tales como los tejidos blandos.²

La evaluación radiográfica es el único método no invasivo para la detección de cambios en el hueso alveolar.³ Ésta provee un registro permanente y puede usarse para comparación con futuros exámenes, dando información sobre la extensión de la pérdida ósea, anatomía radicular,

proximidad a dientes adyacentes, seno maxilar y otras estructuras anatómicas. También se puede observar la severidad del compromiso de furca y la patología periapical asociada con lesión endodóntica y/o periodontal. Las radiografías han llegado a ser una herramienta esencial en la planificación de rehabilitaciones protésicas complejas, así como método auxiliar de diagnóstico de la enfermedad periodontal, además proveen información de control para evaluar los resultados de la terapia instaurada.^{2, 4}

Existe una gran variedad de modalidades de imágenes intra y extrabucales para la evaluación del hueso alveolar. Las modalidades más comunes incluyen las radiografías periapicales, coronales y panorámicas, las cuales pueden dar gran información de diagnóstico, pero tienen como limitación la representación bidimensional de una estructura tridimensional. Además, debido a la superposición de los dientes y de otras estructuras anatómicas, pueden dejar de detectarse en el hueso alveolar características morfológicas o patológicas importantes. Sólo los niveles óseos interproximales pueden observarse con cierto nivel de certeza.^{4,5}

Radiografías periapicales con técnica de la bisectriz

En esta técnica el rayo central debe incidir perpendicularmente a la bisectriz del ángulo formado por el eje largo del diente y la película radiográfica, el ángulo se forma donde la película contacta con la corona del diente.⁶

Cuando la angulación se efectúa de una manera correcta, se debe obtener una imagen del diente con la misma longitud. Sin embargo, es necesario conocer que todas las estructuras anatómicas circundantes están expuestas a los rayos que inciden con la bisectriz en ángulos no rectos, y esto trae como consecuencia, que la falta de paralelismo entre el diente y la película y la falta de intersección en ángulo recto entre el rayo, el diente y la película, ocasionen distorsión en todas las zonas que rodean el ápice del diente.⁶

Radiografías periapicales con técnica paralela

También llamada, técnica del ángulo recto, técnica de cono largo y técnica de Fitzgerald, en ésta, la película debe estar colocada paralela al eje largo del diente, de tal manera que los rayos X incidan en forma perpendicular sobre ambos.⁶

El uso de un cono largo permite un relativo paralelismo de los rayos minimizando la distorsión de la imagen que podría ser causada por una divergencia del rayo entre el hueso, el diente y la película. Por otro lado, el uso de aparatos de técnica paralela ayudan a estandarizar la relación entre el objeto, la película y el rayo.^{2, 7} La imagen periapical ha sido diseñada para minimizar la distorsión de la relación hueso-raíz. Para lograr una representación precisa de la altura del hueso a lo largo de la superficie radicular, el rayo central debe ser perpendicular al área de interés y a la película. Las radiografías periapicales son susceptibles de errores por parte del operador, especialmente en la región molar superior.^{2, 8} La imagen resultante puede exhibir una distorsionada relación hueso-diente, manifestándose como acortamiento o elongación de la imagen, haciendo errado el diagnóstico.²

La imagen periapical ha sido diseñada para minimizar la distorsión de la relación hueso-raíz. Para lograr una representación precisa de la altura del hueso a lo largo de la superficie radicular, el rayo central debe ser perpendicular al área de interés y a la película. Las radiografías periapicales son susceptibles de errores por parte del operador, especialmente en la región molar superior.^{2, 8} La imagen resultante puede exhibir una distorsionada relación hueso-diente, manifestándose como acortamiento o elongación de la imagen, haciendo errado el diagnóstico.²

Cuando se usan radiografías cuidadosamente estandarizadas, se pueden detectar cambios en la altura ósea de 0.1 mm. En un periapical completo no estandarizado los cambios detectables en la altura del hueso pueden ser menores a 1 mm.^{2, 9}

Radiografías coroneles

En esta técnica la película es colocada paralelamente al diente y el rayo central incide perpendicular a ambos, trayendo como resultado una distorsión mínima en la relación de la altura hueso-diente. Las condiciones ideales de la imagen usualmente no están comprometidas y las estructuras dentales tanto maxilares como mandibulares se observan en una sola imagen. Por lo tanto, es la radiografía de elección para evaluar el nivel del hueso alveolar.^{2, 5, 7, 10}

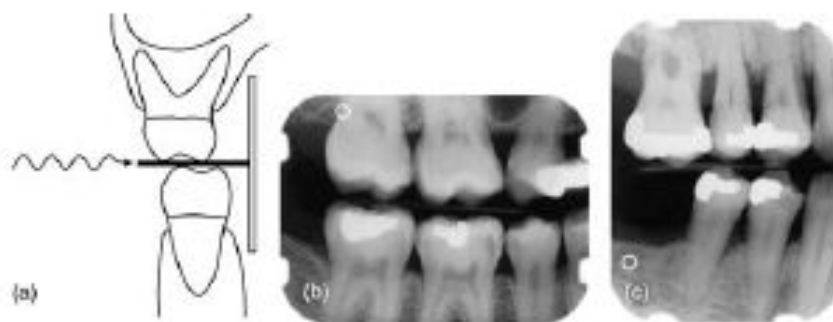


Fig. 1 La proyección geométrica ideal crea una imagen sin distorsionar la relación entre la cresta alveolar vestibular, la cresta alveolar lingual y la unión cemento-esmalte. (a) (b) Ejemplo de una radiografía coronal horizontal. (c) Ejemplo de una radiografía coronal vertical. Tomado de Mol, 2004 .

Las radiografías coronales horizontales son las más apropiadas en la mayoría de los casos. Sin embargo, cuando la pérdida ósea es de moderada a severa, deben tomarse radiografías coronales verticales para asegurarse que se pueda observar la cresta ósea tanto maxilar como mandibular, lo que permite medir la pérdida de hueso en milímetros desde la unión cemento-esmalte.^{4, 5} (Fig. 1)

Cuando es necesario evaluar todos los dientes y sus tejidos circundantes, la radiografía periapical con técnica paralela es la alternativa de elección. Un periapical completo también incluye radiografías coronales de las áreas posteriores.⁴

Métodos para medir la altura del hueso alveolar

Existen varios métodos que permiten medir la altura del hueso en radiografías periapicales seriadas. El método más simple es la medida de la distancia desde la unión cemento-esmalte hasta la cresta alveolar, ésto puede simplificarse con la colocación de una cuadrícula milimetrada (espaciada a un milímetro) sobre la imagen radiográfica, lo que permite obtener una referencia para la medición de la altura del hueso alveolar. Sin embargo, aunque es una técnica fácil de usar, los resultados pueden ser erróneos; ya que si la imagen está alterada por una inadecuada angulación del rayo central, con la cuadrícula no se compensa la

discrepancia angular. Además, las líneas de la cuadrícula pueden oscurecer el área de interés.^{2, 4, 5}

Hay otros métodos que, en parte, corrigen los errores de angulación al usar radiografías periapicales, expresándose la pérdida ósea como un porcentaje de la longitud radicular para así, corregir parcialmente, los errores debido a elongación o acortamiento de la imagen.^{2, 4}

La regla de Schei, es un método unidimensional para la compensación de la discrepancia geométrica. La pérdida de altura ósea se expresa en relación a la longitud radicular para compensar el acortamiento o la elongación de la imagen. La clásica regla de Schei tiene 5 ó 10 niveles con los cuales el clínico puede graduar la extensión de la pérdida ósea⁵. La línea superior de la regla es colocada en la unión cemento-esmalte y la inferior es colocada en el ápice radicular, se cuenta el número de líneas no cubiertas con hueso, estimando así el porcentaje de la pérdida ósea (Fig. 2). Este método de medición directa, está limitado por la habilidad del clínico para detectar con precisión el límite de la cresta alveolar.²

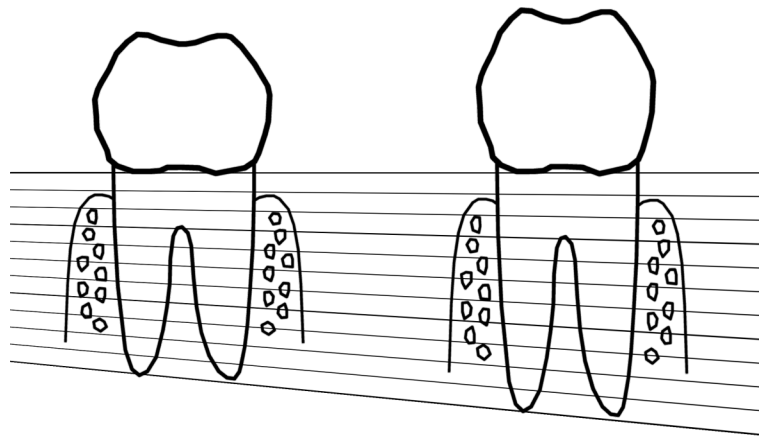


Fig. 2 La Regla de Schei. La línea superior se coloca en la unión cemento-esmalte y la línea inferior se coloca en los ápices radiculares. Tomado de Jeffcoat, 1995.

Razones para la falta de sensibilidad de las radiografías convencionales

Primero el acortamiento o elongación de la imagen radiográfica puede aparentemente observarse como una “ganancia o pérdida” de hueso alveolar independiente de cualquier cambio real.⁵

Segundo, las variaciones en la densidad y en el contraste de la radiografía, debido a un inadecuado control en el procesamiento de la película o a variaciones en el kilovoltaje o en el tiempo de exposición que pueden “quemar” la cresta alveolar independientemente de los cambios en el hueso alveolar.⁵

Tercero, la naturaleza bidimensional de la transmisión radiográfica convencional; ya que la imagen es un mapa bidimensional de una estructura tridimensional como lo es el diente y el hueso alveolar, muchas estructuras anatómicas, tales como raíces dentarias o corticales, pueden superponerse a las lesiones en el hueso trabecular. El resultado radiográfico es una imagen compleja que dificulta la detección de pequeños cambios óseos por parte del clínico.⁵

Estas limitaciones reducen la sensibilidad de la radiografía convencional y generalmente traen como resultado la subestimación de la pérdida ósea actual aun cuando la imagen sea de alta calidad.⁴

Por otro lado, las radiografías contienen mucha información que es difícilmente detectada por el ojo humano. Esto ha conllevado a controversias y a la promulgación de ideas erradas con respecto al diagnóstico radiográfico, entre las cuales tenemos:¹¹

Las radiografías son, la mayoría de las veces, el último indicador de la pérdida ósea. Esto puede ser cierto para la interpretación visual de la imagen en la película radiográfica. Aunque la película provee de mucha información, el ojo clínico no puede generalmente detectar una pérdida ósea hasta que haya ocurrido un cambio en el

mineral óseo de un 30% - 50%. El hecho que el clínico no observe cambios no significa que no están registrados entre los niveles de grises de la película radiográfica. Es por esto que se han realizados programas de computación para el procesamiento de imágenes de alta calidad con un 90% de sensibilidad, especificidad y precisión.^{2, 12, 13}

Una segunda idea errada es que pueden ocurrir grandes cambios en el nivel de inserción al sondaje en ausencia de cambios radiográficos en una periodontitis existente. Esto proviene del hecho que muchas radiografías de rutina son tomadas con una alta variabilidad en la angulación, contraste y densidad. Los cambios en la angulación horizontal y vertical hacen difícil la interpretación de pequeños cambios en el hueso de soporte. Hay estudios que han demostrado la correlación entre la ganancia del nivel de inserción al sondaje y los cambios óseos cuando se miden con radiografía por sustracción digital pero no cuando los cambios óseos fueron observados con radiografía convencional.^{2, 14}

Una tercera falacia con respecto a las radiografías es, que la variación en la densidad y en el contraste de la imagen resultante de errores en el procesamiento de la película, cambios en el voltaje, etc, pueden “quemar” la cresta y hacen difícil la localización de la misma. En presencia de una cresta “quemada”, el nivel de la pérdida ósea puede sobrestimarse. Esto es cierto en el caso de la

interpretación visual, sin embargo se han realizado algoritmos en la computadora que hacen posible la corrección de tales variaciones y facilitan la comparación del examen radiográfico a lo largo del tiempo.^{2, 15}

Radiografía panorámica

Es una técnica donde se obtiene en una sola imagen las estructuras anatómicas de ambos maxilares. Es una modalidad de imagen útil para la evaluación bucal y maxilofacial. La adquisición de la imagen es relativamente rápida y simple sin manipulación intrabucal. Muestra todas las estructuras dentoalveolares en una sola imagen (Fig. 3) a una dosis de radiación relativamente baja si se compara con la necesaria para un periapical completo. Sin embargo, esta radiografía tiene ciertos inconvenientes, los que limitan su utilidad como herramienta de diagnóstico en periodoncia, siendo una de ellas el potencial de distorsión de la imagen, las estructuras linguales se proyectan más altas en la película que las estructuras vestibulares, aun cuando el paciente es colocado en posición ideal. Aunque la mayoría de los equipos panorámicos traen guías de posición, los errores por posición inadecuada del paciente representa una de las principales fuentes de error en panorámica. En esta técnica es difícil de reproducir la geometría de imagen en el tiempo.⁴

La naturaleza tomográfica de la técnica y el uso de una película para pantalla resulta en una imagen que muestra menos detalle que una radiografía intrabucal. Las estructuras externas a la capa de imagen no se remueven completamente y la densidad de las estructuras del lado opuesto al centro de rotación forman las llamadas imágenes fantasma. Por lo tanto, para la evaluación del hueso alveolar no se recomienda la radiografía panorámica como modalidad de imagen primaria.^{4, 16} Sin embargo, puede ser útil para la evaluación de otras características dentoalveolares y si se necesita un registro completo de la boca se complementa con radiografías coronales y radiografías periapicales de zonas específicas cuando sea necesario.⁴



Fig. 3 Ejemplo de una radiografía panorámica. Tomado de Pasler.

Se recomienda el uso de estas radiografías para visualizar completamente la región de los maxilares antes de realizar el plan de tratamiento y para efectuar controles

posteriores. Son útiles para diagnosticar fracturas en casos de traumatismos.¹⁷

Radiografía digital

La imagen digital es una imagen convertida en números. Resulta de la conversión de una señal analógica en una señal digital.¹⁸

Es importante considerar que el bit es la unidad mínima de información. Tiene su origen en las palabras dígito y binario (en inglés), el bit puede entenderse como una casilla que presenta una de dos posibilidades, o está vacía o está llena. Transformándose en números, el bit, o vale cero o vale uno.¹⁸

Un byte es un conjunto de ocho bits, los cuales combinados pueden representar 256 valores distintos. Otras unidades principales serían:¹⁸

1 kilobyte = 1.024 bytes (aprox. 1000)

1 megabyte = 1.048.576 bytes (aprox. 1.000.000)

1 gigabyte= 1.073.741.824 bytes (aprox. 1.000.000.000)

De esta manera, los datos se transmiten como unidades de información. Estas unidades en las imágenes digitales se llaman píxel. A cada píxel se le adjudica un valor numérico. La computadora almacena las informaciones utilizando esos valores, que estipularán el grado del tono de gris, entre el blanco y el negro, al que corresponde aquel punto de información. Cada píxel puede presentar doscientos cincuenta y seis niveles de gris, desde cero que representa el negro hasta 255 que representa el blanco.¹⁸

Estos dígitos binarios se colocarán en filas y columnas, formando una matriz. El tamaño del píxel determina la resolución de la imagen. Cuanto menor, mejor es la resolución y más detalles se observarán. Como la interpretación de las radiografías digitales se hace en un monitor, éste deberá tener una resolución que al menos sea igual a la de la matriz.¹⁸

Existen dos métodos para obtener imágenes radiográficas digitales:

Método indirecto (radiografía digitalizada): la película radiográfica actúa como el receptor de imagen, posteriormente la misma se digitaliza a partir de la señal de una cámara de video o un escáner que analiza la radiografía revelada y luego es enviada a la pantalla de una computadora, donde se le hacen los ajustes.^{6, 18}

Método directo (radiografía digital): la imagen es adquirida por un detector, el dispositivo cargado-acoplado (CCD por sus siglas en inglés charged coupled device), (Fig. 4), que es sensible a la energía electromagnética en el rango de la luz visible o los rayos X.⁶ La imagen es enviada a la computadora donde puede ser corregida, procesada, archivada, impresa y hasta transferida por medios de telecomunicación a otros sitios.¹⁸

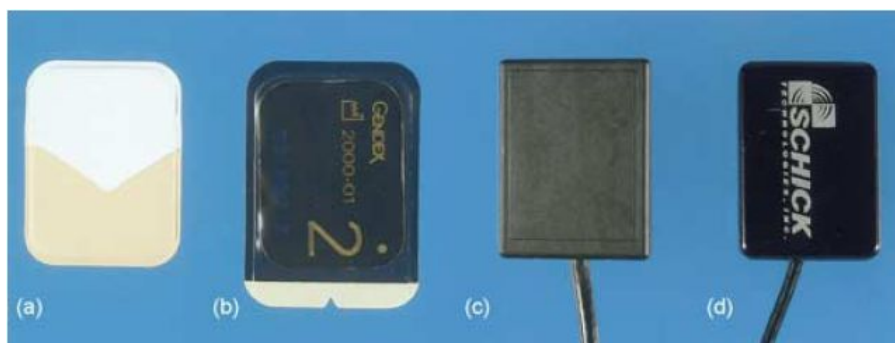


Fig. 4 Ejemplos de receptores intrabucles tamaño N° 2. (a) Película Kodak insight F-speed. (b) Placa Gendex fósforo-fotoestimulable. (c) Sensor CCD Gendex Gs-X. (d) Sensor Schick CMOS. Tomado de Mol, 2004.

Los métodos digitales directos presentan dos sistemas de captura de imagen. El primero tiene un CCD, un sensor conectado al sistema por medio de un cable. Los CCD tienen un enrejado de silicón; en forma de cristales, con átomos en unión covalente; si hay suficiente energía estas uniones se quiebran dando origen a pares de electrones con cargas eléctricas asociadas (esta energía puede originarse en una fuente de radiación electromagnética o de rayos X).¹⁸

El segundo sistema de captura de imagen utiliza una placa óptica que tiene las mismas dimensiones que la película periapical. La misma está constituida por una base plástica con sales de fósforo, los cristales de fósforo al recibir los fotones de los rayos X se excitan y cambian de nivel energético, formando una imagen latente. La pantalla se introduce entonces en una unidad lectora a láser, que escanea la placa y transmite la imagen a la computadora. Ese proceso tarda aproximadamente 25 segundos. Una luz de alta intensidad borra la imagen y deja la placa disponible para una siguiente toma.¹⁸

La imagen digital directa ofrece cierto número de ventajas comparada con la película radiográfica. La eliminación del procesamiento químico es considerado uno de sus principales beneficios. Por otro lado, el procesamiento de la imagen puede usarse para realzar la calidad percibida, ya sea restaurando la calidad subjetiva de la imagen como un todo o realzando un área seleccionada de la misma para lograr una tarea específica de diagnóstico. Otro beneficio de la imagen digital se obtiene a la larga con la reducción en la exposición a la radiación, aunque ésta depende del tipo de receptor.⁴

La evidencia sugiere que las imágenes digitales no mejoran ni reducen la eficacia del diagnóstico. El verdadero valor agregado de la imagen digital en términos de diagnóstico debe ser visto en nuevos esquemas de

adquisición y aplicación de procesamiento de imágenes. La mayoría de las aplicaciones de procesamiento de imágenes en odontología han sido desarrolladas para radiografía por sustracción digital y otras técnicas especializadas.⁴

Técnicas especializadas

Xerorradiografía

Fue inventada por Carlson en 1937. Es una técnica electrostática para producir imágenes altamente precisas. Este método radiográfico consiste en un cassette el cual contiene un foto receptor, que está formado por una capa de selenio delgada, el selenio se activa por electricidad y al recibir el rayo produce una imagen latente. Este sistema incluye un fotoprocador que revela y transfiere esta imagen a una hoja laminada de poliéster plástico, el cual produce una copia xerorradiográfica de la imagen, la cual es seca y se puede observar y almacenar inmediatamente.¹⁹ La xerorradiografía requiere sólo un tercio de la dosis requerida para las radiografías convencionales. Es una alternativa valiosa para detectar lesiones cariosas, depósitos de cálculo y enfermedad periodontal. También es de mucho valor en la interpretación de estructuras periapicales.²⁰

Tomografía computarizada

Es una técnica de imagen descrita en 1972 por Godfrey Hounsfield. Es un método para obtener imágenes corporales en el cual un haz de rayos X rota alrededor del paciente y unos pequeños detectores miden la cantidad rayos X que penetran en dicho paciente o área particular de interés. Una computadora analiza los datos para construir una imagen de corte transversal. Estas imágenes se pueden almacenar, visualizar en un monitor o imprimir en una película. Además, se pueden crear modelos tridimensionales de órganos reuniendo las imágenes individuales o "cortes".¹⁸

La imagen de una tomografía computarizada consiste en una matriz de pequeños cuadrados (píxeles), cada uno de ellos representa cuantitativamente en diferentes tonalidades de gris los valores atenuados de los tejidos escaneados en cada punto y crean una imagen espacial del objeto escaneado. Los valores atenuados son medidos por los detectores que quedan alineados por detrás del paciente, del lado opuesto a la fuente generadora de los rayos X. De acuerdo a sus directrices técnicas los tomógrafos computarizados pueden clasificarse en: técnica convencional y técnica espiral (helicoidal). La imagen que se obtiene puede ser axial (cortes axiales) y coronal (cortes coronales).¹⁸

La búsqueda de una información tridimensional ha guiado la exploración del valor de la tomografía computarizada para la evaluación de la altura del hueso alveolar. Aunque la tomografía computarizada provee una exquisita visión tridimensional, su habilidad para mostrar pequeños detalles es limitada, usualmente no más de 1 ó 2 mm, considerándose el nivel de detalle más bajo que el de la radiografía convencional, sin embargo, los avances en la tecnología de la tomografía computarizada satisface casi todas las necesidades de imágenes en periodoncia. Los estudios han demostrado que la evaluación de la altura del hueso alveolar y de los defectos verticales es bastante precisa con la tomografía computarizada. Sin embargo, la aplicación de la tomografía en periodoncia parece tener una desfavorable relación costo-beneficio.^{4, 21} Los estudios han demostrado que la dosis para la imagen por tomografía computarizada del maxilar superior e inferior es más alta que en la radiografía convencional.⁴

La utilización de la tomografía computarizada es imprescindible para el estudio de las fracturas, principalmente cuando se trata de interpretar fracturas complejas como las de Le Fort I, II y III; también en la planificación de implantes dentarios. Para el diagnóstico de quistes y tumores maxilofaciales se indica la tomografía computarizada con reconstrucciones multiplanares. Es de gran utilidad como auxiliar en el diagnóstico y tratamiento de diversas anomalías óseas de la articulación temporomandibular.¹⁸

Mientras la tecnología tomográfica está enfocada en la disminución de la dosis de radiación al paciente, la adquisición de imágenes de alta resolución demandan aún procedimientos con altas dosis de radiación. Otras limitaciones son: la escasa disponibilidad de la imagenología médica tomográfica para los odontólogos y el costo de obtener y reformatear dicha tomografía para uso periodontal, el cual es frecuentemente prohibitivo.⁴ El desarrollo de una nueva generación de escáneres compactos para tomografía computarizada de la región de cabeza y cuello parece reducir el uso de los escáneres médicos en los propósitos dentales. Estos nuevos escáneres ofrecen muchas ventajas sobre los escáneres convencionales para tomografía computarizada y tienen más ventajas para la radiología bucal y maxilofacial.⁴

Tomografía computarizada de apertura sintonizada (TACT®)

La necesidad de evaluar el tejido dentoalveolar en tres dimensiones ha sido la motivación para el desarrollo de la tomografía computarizada de apertura sintonizada (TACT® por sus siglas en inglés Tuned Aperture Computed Tomography), utilizando el equipo dental existente y sin los altos costos y dosis asociada al uso de la tomografía computarizada. Este tipo de tomografía es relativamente nueva y permite al operador la visualización de un objeto sin

la limitación de la superposición de estructuras anatómicas adyacentes.⁴

La TACT® es construida sobre la base del principio de tomosíntesis cambiando y combinando un set de proyecciones de base, los cortes arbitrarios a través del objeto son llevados hacia el foco. Las proyecciones de base son radiografías convencionales. Cada radiografía es tomada en un ángulo diferente con respecto al objeto y a la película (Fig. 5). Para generar una cierta cantidad de cortes tomográficos se requiere de un limitado número de proyecciones de base. Cada corte es una representación bidimensional del objeto en una posición diferente en la tercera dimensión.^{4, 22}

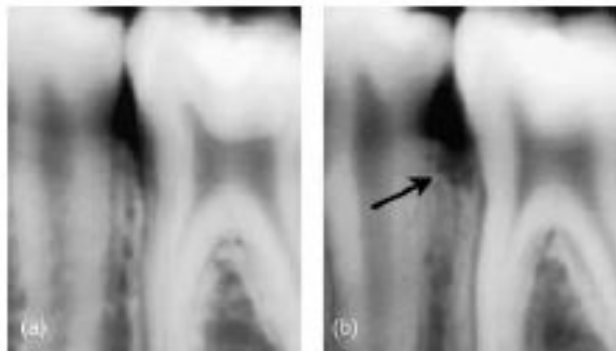


Fig. 5: Aplicación de TACT®. (a) Corte en el centro del hueso alveolar en sentido vestibulo-lingual. (b) Corte en la porción vestibular del hueso alveolar. Se hace evidente la presencia de un defecto óseo en la porción vestibular. Tomado de Mol, 2004.

La ventaja de la TACT® sobre la tomografía computarizada, es que la radiación usada por ésta no es

mayor que la que se utiliza para la radiografía convencional. La obtención de 8-10 imágenes es más que suficiente para reconstruir imágenes TACT® para realizar diagnósticos.⁴

La TACT® ha demostrado mejorar la habilidad de los observadores en la detección de defectos óseos alrededor de los implantes.^{4, 22} También se ha investigado su uso como alternativa de imagen preoperatoria para la colocación de implantes.^{4, 23}

Los investigadores están en la búsqueda de mejorar esta tecnología y determinar los parámetros óptimos para distintas aplicaciones clínicas. Se espera en el futuro el desarrollo de un equipo especializado para la adquisición de las imágenes de base.⁴

En un estudio *in vivo* para comparar la información diagnóstica obtenida de la TACT® con la modalidad radiográfica convencional, cuatro odontólogos realizaron dos pruebas; la primera consistía en estimar la confianza de la evaluación clínica de los pacientes y la otra, en estimar el potencial diagnóstico final al alterar las opciones asociadas de tratamiento utilizando la TACT® y la radiografía convencional. Los datos obtenidos indicaron una preferencia estadísticamente significativa a imágenes 3D (TACT®) sobre imágenes 2D (controles). Las pruebas incluyeron interpretación de lesiones periodontales severas, implantes

y lesiones periapicales. Sus observaciones reflejaron su confianza en la percepción al evaluar la condición del paciente y el efecto anticipado que tendría su examinación en alterar su percepción para las opciones de tratamiento existentes.²⁴

Tomografía computarizada de haz cónico

La habilidad para sintetizar las vistas tridimensionales no está limitada a la geometría de barrido como la utilizan las unidades médicas. La geometría del haz cónico, es como la de las unidades dentales de rayos X, por lo tanto éstas pueden usarse también para generar imágenes de tomografía computarizada tridimensionales. Con esta técnica el paciente puede ser escaneado en una sola

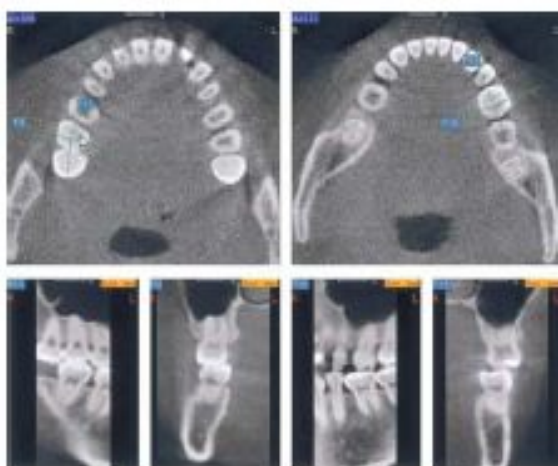


Fig. 6 Ejemplos de imágenes tomadas con tomografía computarizada de haz cónico. Tomado de Mol, 2004.

rotación. La dosis de radiación del paciente es más baja al compararlo con una tomografía computarizada tomada para el mismo tamaño, esto se logra con el uso de receptores rápidos de área, tales como intensificadores o detectores de tableros planos. El diseño simplificado de las unidades de tomografía computarizada del haz cónico permite reducir los costos en relación a las unidades médicas. Uno de los principales inconvenientes de esta técnica es el incremento de la radiación dispersa sobre la calidad de la imagen. La radiación dispersa reduce el contraste y limita la imagen de los tejidos blandos, por lo tanto, principalmente se indica para imagen de tejidos duros (Fig. 6).⁴

Tomografía computarizada local

Es una forma de tomografía computarizada de haz cónico. La tomografía computarizada local (LCT por sus siglas en inglés local computed tomography) utiliza un detector de alta resolución de campo pequeño para generar una imagen tridimensional con alta resolución limitada. El tamaño del campo o del volumen varía, pero generalmente es comparable a las dimensiones de la radiografía periapical (Fig. 7). La LCT genera imágenes detalladas tridimensionales y tiene como ventaja que reduce la dosis de radiación al paciente y los costos. Esto la hace útil en odontología, esta tecnología es relativamente nueva y su disponibilidad comercial es limitada. Las características de

la LCT la hacen ser una modalidad prometedora para la

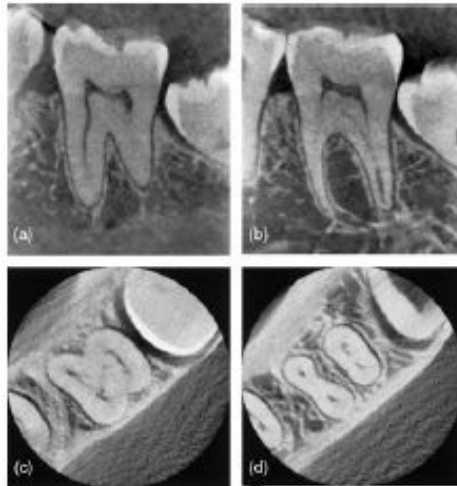


Fig. 7 Ejemplos de cortes creados con la tomografía computarizada local. Dos cortes verticales (a) y (b). Dos cortes horizontales (c) y (d). Tomado de Mol, 2004.

imagenología del hueso alveolar, tanto para la evaluación de la destrucción ósea como para la evaluación del sitio donde se va a colocar el implante.⁴

2 SUSTRACCIÓN DIGITAL. GENERALIDADES

La radiografía por sustracción digital es una técnica imagenológica que facilita la visualización de cambios en la atenuación de rayos x de los tejidos. Ha ganado considerable importancia en la última década por la incrementada necesidad de mediciones cuantitativas de alta precisión y resolución, así

como por la disponibilidad de los equipos y programas necesarios para llevarla a cabo.²⁵

2.1 Definición de la técnica de sustracción digital

La técnica de la sustracción digital es el procesamiento digital de dos imágenes radiográficas, una inicial y otra de seguimiento (2da, 3era o 4ta evaluación), para obtener una tercera imagen (de sustracción) que muestra sólo los cambios de densidad ocurridos entre la imagen inicial y la subsecuente, ya que las estructuras anatómicas que no cambiaron entre las imágenes se eliminan mutuamente, lo que hace más evidentes los cambios entre ellas.²⁶

La sustracción digital es una técnica en la cual una computadora de procesamiento de imágenes sustrae todas las estructuras sin cambio de un juego de dos radiografías tomadas en dos tiempos de evaluación diferentes. El resultado es un fondo gris neutro en las áreas sin cambio; por convención, las áreas de pérdida ósea se muestran como sombras oscuras y las áreas de ganancia ósea se observan como zonas claras.^{5, 10, 27}

En condiciones ideales los pares de radiografías usadas para la sustracción deben tener proyección geométrica y contraste idénticos, cuando esto ocurre se dice que están

estandarizadas. Si la estandarización se logra reproduciendo exactamente las condiciones de toma se dice que es *a priori*, si en cambio se estandariza manipulando digitalmente imágenes que no eran coincidentes al momento de su obtención se denomina estandarización *a posteriori*.²⁸

Mientras que el examen visual de la radiografía convencional es incapaz de detectar un cambio de 0.85 mm en el grosor del hueso cortical, esta técnica resulta tan sensible que permite detectar un cambio de 0.12 mm.⁶ La fortaleza de la sustracción digital es que ésta elimina el fondo anatómico contra el cual ocurren los cambios. Como resultado, se incrementa la notoriedad de los mismos.⁴

La interpretación de las imágenes por sustracción digital es un método altamente sensible y específico para detectar pérdidas óseas. De hecho, un 5% de pérdida ósea puede detectarse con una precisión mayor del 90%,^{12, 13} y las pequeñas lesiones óseas pueden detectarse con una sensibilidad mayor al 90% y con una especificidad mayor del 96%.^{2, 29}

2.2 Evolución de la técnica de sustracción digital

La sustracción de imagen para la detección de pequeños cambios en radiografías seriadas se practicó originalmente en

la radiología médica donde se usaron impresiones fotográficas positivas y negativas de las radiografías a comparar. El método por sustracción fotográfica para la imagen radiográfica fue descrita en 1934 por el radiólogo Holandés Ziedes des Plantes, y se utilizó de manera limitada en los siguientes treinta años.³⁰ La estandarización de las imágenes era *a priori* y la alineación de las películas se hacía manualmente, estos métodos fueron llamados sistemas de primera generación (Fig. 8).²⁸

Los sistemas de segunda generación realizan la sustracción digital por medio de una computadora. Uno de los primeros métodos en radiología bucal fue reportado por Gröndahl *et al*,³¹ a principios de los años ochenta, donde demuestran que la misma puede emplearse en el diagnóstico experimental de lesiones inducidas en el hueso alveolar de calaveras secas de una manera más efectiva que la técnica radiográfica tradicional en la cual se comparaban radiografías no estandarizadas.

Para este tiempo el método estaba basado en radiografías estandarizadas *a priori* donde la radiografía inicial era digitalizada, luego convertida en la computadora en una imagen positiva exacta y visualizada en una pantalla de televisión. Posteriormente esta pantalla es conectada a una cámara de video y la imagen subsecuente en su modo negativo es superpuesta a la imagen de referencia positiva. Por medio de un aparato que permite la rotación y traslación

de la radiografía subsecuente, se hace la alineación y digitalización.²⁶ El método luego fue desarrollado para la aplicación clínica relacionada a la investigación periodontal.^{10, 13}

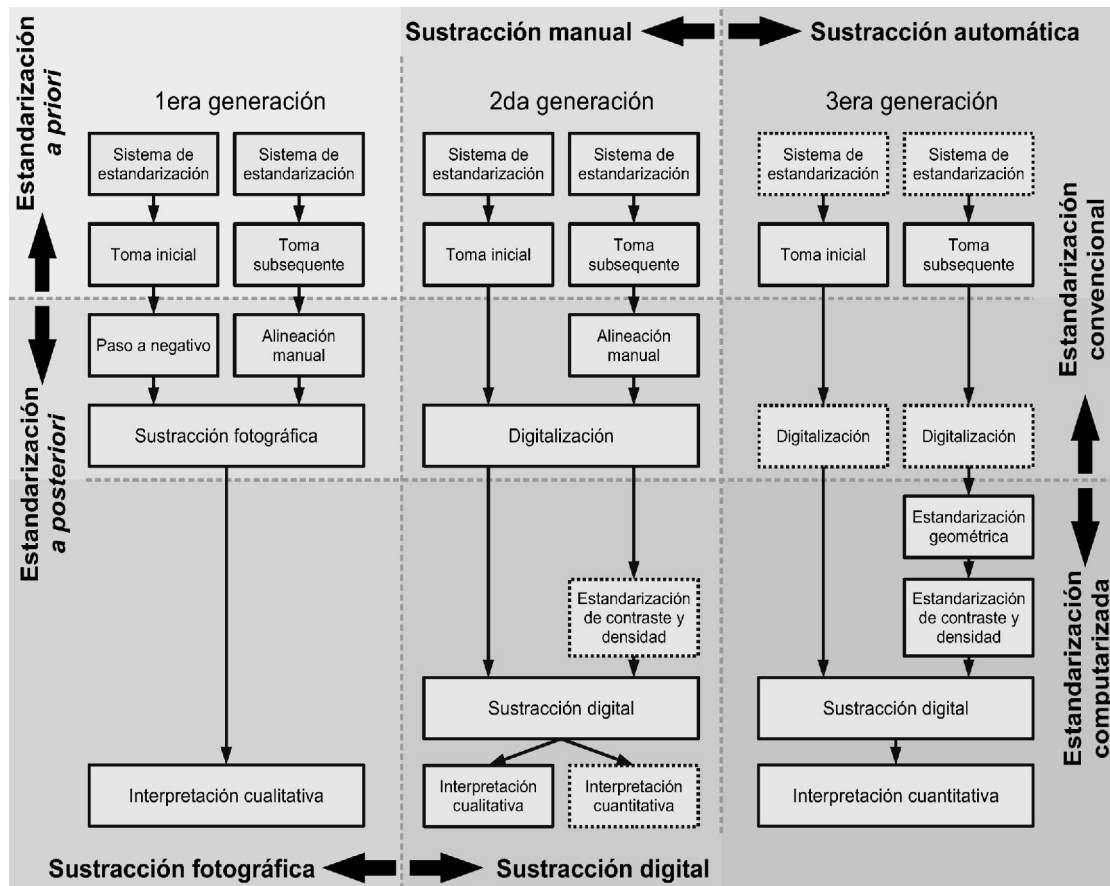


Fig. 8 Clasificación de los métodos de sustracción. Las cajas punteadas indican algoritmos opcionales. Tomado de Lehmann 2000.

Similar a la primera generación, todos los sistemas de segunda generación están basados en la estabilización mecánica de la geometría de la imagen, principalmente, lo relativo a la posición del sujeto a la película y al rayo. La

alineación de la película se hace manualmente durante el proceso de digitalización para asegurar que la cuadrícula de píxeles se correspondan en ambas radiografías. Si se realiza interpretación cuantitativa, las imágenes digitalizadas son corregidas por diferencia de contraste antes de la sustracción.¹⁵

Los sistemas de tercera generación basados en radiografía digital directa, fueron introducidos a finales de los años ochenta. Aun cuando la geometría de la imagen es controlada mecánicamente, el procedimiento de alineación, al menos para la compensación de la transformación rígida planar (por ejemplo, traslación y rotación) se realiza después de la digitalización de las radiografías convencionales o la adquisición digital de las radiografías.²⁸ Por lo tanto, todos los sistemas de tercera generación realizan la estandarización *a posteriori* por medio de programas de computación. Novedosas propuestas para la aplicación de la tercera generación están basados en modelos más sofisticados, tales como geometría proyectiva, de tal manera que se pueda compensar la geometría de la imagen menos estandarizada. En otras palabras, la estandarización *a priori* (mecánica) es reemplazado por estandarización *a posteriori* (procesamiento de la imagen).²⁸

2.3 Principios teóricos en los que se basa la técnica de sustracción digital

La palabra digital en el nombre de esta técnica se refiere al uso de una computadora para manipular la imagen; la imagen de una película radiográfica se considera analógica, en el sentido de que tiene una resolución casi continua en la escala espacial y de grises. Este tipo de información no puede evaluarse con facilidad ni manipularse en una computadora sin ser previamente digitalizada.³⁰

A través del proceso de digitalización se convierte la imagen radiográfica convencional analógica en una imagen digital, consistente en una serie discreta de números que corresponden a tonos de gris en la radiografía original.³⁰

El primer paso para la sustracción es la digitalización, la cual convierte la información contenida en la radiografía a un formato comprensible para la computadora, la cual la analiza y posteriormente muestra la información.²

Para digitalizar una radiografía, inicialmente se tomaba una foto de la misma usando una videocámara en blanco y negro. La computadora automáticamente superpone una cuadrícula sobre la radiografía original y en cada cuadro de dicha cuadrícula, convierte el nivel promedio de gris de la

radiografía en un número, usualmente desde el cero (negro) hasta el doscientos cincuenta y cinco (blanco). La fineza de la cuadrícula determina la resolución espacial de la imagen digitalizada. Hoy en día la digitalización es llevada a cabo con escáneres. Es importante tener claro que la digitalización *per sé* no aumenta el contenido de información de la radiografía y que la física del proceso introduce cierto ruido. Si bien, la digitalización disminuye la cantidad de información de la radiografía original, una vez digitalizada la misma es susceptible a diversas operaciones para el realce, o la extracción de las características buscadas.^{2, 30, 32} (Fig. 9)

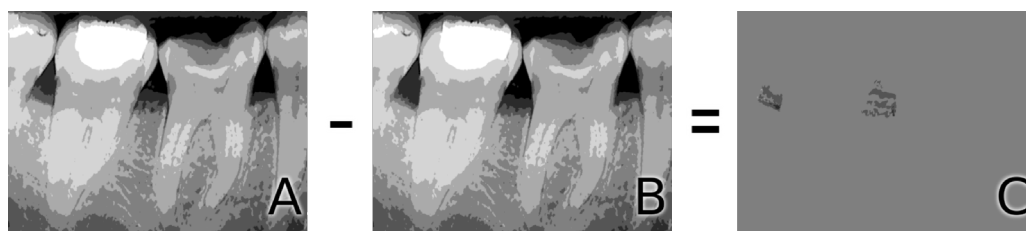


Fig. 9 Representación esquemática de la sustracción digital.

Por definición, la imagen por sustracción requiere que las dos imágenes originales tengan una geometría y contraste radiográfico casi idénticos. Aun cuando la computadora que procesa la imagen puede utilizar algoritmos para manipular la imagen y corregir, en parte, discrepancias entre pares de imágenes siempre es recomendable utilizar películas o sensores de alta calidad, con una geometría de proyección casi idéntica.³⁰

La geometría de proyección está definida por las posiciones y orientaciones relativas entre el rayo, el objeto y la película. Si la proyección geométrica usada en la imagen subsecuente es diferente a la empleada en la imagen original, la imagen sustraída mostrará esas diferencias y éstas pueden ser difíciles de distinguir de los cambios patológicos en el paciente o pueden enmascarar los mismos. La reproducción perfecta de la proyección geométrica sería ideal, pero es virtualmente imposible de lograr. Sin embargo, no todos los cambios en la geometría de proyección son igualmente adversos. La mayoría pueden ser revertidos mediante un procesamiento de la imagen. Hay sólo dos cambios en la proyección geométrica que no pueden ser revertidos: diferencias en los ángulos horizontal y vertical del rayo con respecto al sujeto.^{4, 25} Los errores

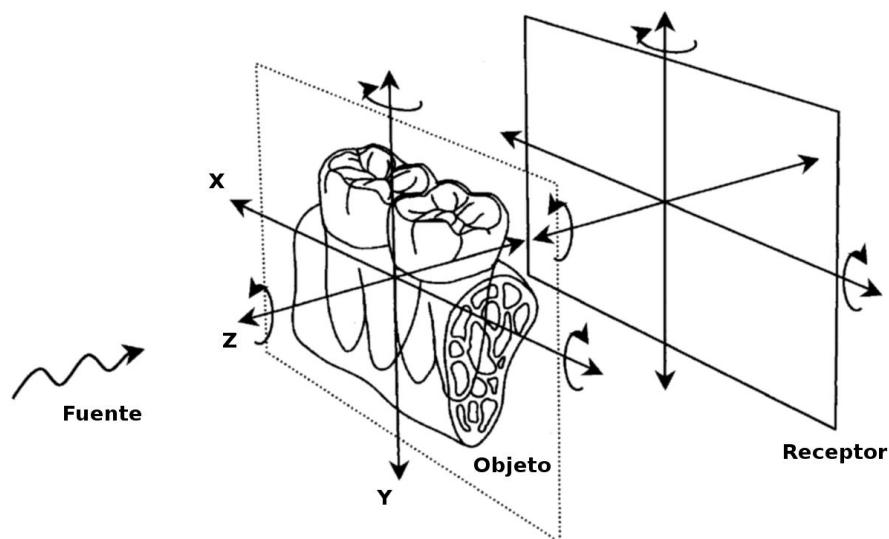


Fig. 10 Geometría de proyección entre la imagen original y la subsecuente. La rotación del objeto alrededor del eje X o Y origina errores irreversibles en la proyección. Tomado de Mol A, 2003.

reversibles ocurren si la película rota o se traslada en relación al objeto; cuando el objeto se traslada en relación al rayo; o cuando el objeto rota alrededor del eje Z en relación al rayo (paralelo al mismo) . La rotación del objeto alrededor del eje X o Y en relación al rayo – por ejemplo, angulación vertical y horizontal – produce errores irreversibles, por lo tanto no pueden ser recuperados por técnicas de transformación geométrica (Fig. 10).²⁵ Los errores irreversibles en la proyección plantean el mayor reto para la aplicación clínica de la radiografía por sustracción digital.^{25, 33}

Una sustracción entre imágenes perfectamente estandarizadas, tendrá un valor de cero (negro) en todas las localizaciones de píxeles sin cambio, valores positivos para las regiones con ganancia de hueso y no habría manera de representar las regiones con pérdida, para ello se suma a cada píxel 128 que es el valor central de gris, las regiones con pérdida se verán más oscuras que ese tono central y las regiones con ganancia más claras.^{2, 30}

2.4 Técnicas de estandarización para la sustracción digital

El uso de la estandarización mecánica usualmente reduce la tarea de registro de la imagen para corregir la

traslación y rotación de la película en relación al objeto o para registrar las películas antes de la digitalización. Recientemente, las técnicas de imagen digital han desarrollado métodos para reconstruir la geometría de la imagen después de la adquisición de las mismas. Algunos investigadores se han enfocado en la corrección de los errores reversibles, pero otros han probado algoritmos de estandarización, permitiendo la presencia de limitados errores irreversibles.^{25, 34}

2.4.1 Estandarización *a priori*

Al principio las técnicas de sustracción solamente estaban basadas en la estandarización *a priori* para garantizar de esta manera la adecuada alineación entre las radiografías.³⁵ Para lograrlo se han desarrollado muchos métodos que han permitido estabilizar la proyección geométrica antes de la adquisición de la imagen.^{13, 36}

Hausmann *et al*,¹³ proponen un sistema que incluye una varilla de metal la cual encaja el colimador del tubo de rayos X a un dispositivo de acrílico que es colocado en la boca del paciente, el mismo tiene unos topes oclusales que proveen una mayor estabilidad al momento de tomar las radiografías. La película se coloca y se fija en el dispositivo de acrílico. Los resultados preliminares sugirieron que se incrementaba la reproducibilidad de la interpretación de las imágenes por

sustracción con el uso de este sistema. Sin embargo, su uso está limitado por cambios leves en la disposición de los dientes.

Otro método propuesto ha sido el uso de un aparato cefalométrico (que permite colocar la cabeza en una posición determinada), combinado con el aumento de la distancia focal. Sin embargo, este método no es viable en la práctica dental convencional debido a los requerimientos del equipo especializado.³⁶

Schmidt *et al*,³ emplean un dispositivo que puede acoplarse mecánicamente al aparato de rayos X, a la película y al diente al mismo tiempo, y así producir múltiples registros geoméricamente estandarizados. Los resultados de su estudio demostraron que el 89% de los pares de imágenes comparados fueron exitosamente sustraídos y analizados en la computadora. Sin embargo, esta reproducción en el tiempo se perdió después de un período de dos años o más debido al deterioro del material de impresión, al movimiento dentario, a la colocación de restauraciones y a la pérdida de dientes. (Fig. 11)

El acoplamiento mecánico del tubo de rayos X y la película se ha logrado con el uso de dispositivos auxiliares individuales, tales como, registros de mordida³³, cefalostatatos³⁶ o con el uso combinado de portapelículas y

manipuladores del haz de rayos X.³⁷ Estos sistemas se han ido perfeccionando con la localización automática del tubo de rayos X con un brazo robótico.³⁸ Sin embargo, a pesar de todos los esfuerzos para mejorar la metodología, la obtención de la estandarización *a priori* es muy costosa, su uso en la clínica es muy engorroso y su precisión es limitada.³⁰



Fig. 11 Aparato para estandarización. Tomado de Schmidt, 1988.

Por otro lado, mientras los errores de alineación para las radiografías coronales usando aparatos de posicionamiento desacoplados o tacos de mordida individualizados han demostrado ser menores de 2°, 2.5° ó 3° en circunstancias clínicas, éstas pequeñas discrepancias angulares tienen un efecto significativo sobre la interpretación de la sustracción digital.²⁸

Rudolph *et al*³³ realizan un estudio donde evalúan la influencia de los cambios de angulación entre el rayo y el

objeto sobre la calidad de la imagen por sustracción; estudiaron la sensibilidad de la sustracción digital pero no la especificidad de la misma. Tomaron veinte pares de imágenes con distorsiones geométricas en un rango de cero a nueve grados horizontal y vertical. Los resultados muestran que la reducción de la distorsión angular incrementa la sensibilidad de la radiografía por sustracción digital. La calidad de la imagen por sustracción disminuyó a medida que se incrementaba la desviación angular entre los pares de radiografías. Con el aumento de la angulación hay un incremento progresivo del ruido estructural y de los artefactos sobre la imagen por sustracción.

2.4.2 Estandarización *a posteriori*

Durante la última década, las técnicas de estandarización *a posteriori* han ido incrementando su importancia, desarrollándose métodos que han permitido la alineación de las imágenes posteriores a su alineación y de esta manera corregir los errores reversibles, así como también, se han probado algoritmos de estandarización que permiten la presencia de limitados errores irreversibles en la imagen.^{25, 30, 34}

Existe gran variedad de técnicas para la estandarización geométrica *a posteriori*, para distinguirlas y clasificarlas se

usan criterios como la dimensión, el tipo de transformación y la interactividad, los cuales se explican a continuación:²⁸

La dimensión: puede verse generalmente como el número de variables de las que depende un problema, por ejemplo, para estandarizar geométricamente dos imágenes se toman las coordenadas de cada punto (X, Y) y se calcula un par nuevo de éstas, es decir, que la transformación depende en este caso, de dos variables (X e Y) y se dice que es 2D o de dimensión 2. Las técnicas de estandarización pueden tener desde una hasta muchas dimensiones, generalmente la dimensión de la transformación coincide con la del objeto a transformar, por ejemplo, para estandarizar volúmenes de información se suele usar una transformación de tres dimensiones.²⁸

El tipo de transformación usada: la estandarización geométrica puede estar basada en un modelo con grados de libertad fijos o ser completamente elástica (infinitos grados de libertad); además, la estandarización puede realizarse sobre la imagen completa o sobre sub-imágenes. Por lo tanto, las técnicas de estandarización geométrica *a posteriori* se caracterizan por su elasticidad, dominio y las estrategias de búsqueda empleadas para la determinación de sus parámetros. A continuación se explican cada uno de ellos:²⁸

1. La elasticidad de la transformación está catalogada en orden de complejidad ascendente en: traslación, “cuerpo rígido” (traslación y rotación), RST (traslación, rotación y escalamiento), “afín” (RST, reflexión regular y en cizalla) con dos, tres, cuatro y seis parámetros respectivamente. Una transformación es llamada afín si cualquier línea recta en la primera imagen es mapeada en una línea recta en la segunda imagen, preservando el paralelismo entre cualquier par de líneas, por ejemplo, la imagen de rayos X con una distancia infinita entre el tubo y el sujeto causa que los rayos sean cada vez más paralelos entre sí.²⁸
2. El dominio de la transformación es el que mapea la imagen subsecuente al sistema de coordenadas de referencia y éste puede ser tanto local como global. Es global, si el cambio en cualquiera de los parámetros afecta por completo la imagen. La transformación local puede variar en la granularidad desde el tamaño del píxel hasta el tamaño del volumen o región.²⁸
3. Estrategias de búsqueda, la determinación de los parámetros del modelo de transformación para la estandarización geométrica puede ser directa o iterativa. La determinación directa está basada en las características no variantes de la imagen, tales como, paralelismo de las líneas por las transformaciones afines o menos complejas. Las características que no varían permiten el cálculo directo de los parámetros de

transformación. Los enfoques orientados a la búsqueda parten de una o más asunciones e intentan encontrar una solución óptima en cierto número de iteraciones.²⁸

La cantidad de interacción es importante para las aplicaciones clínicas pero es difícil de medir. Van den Elsen *et al*³⁹ distinguen los algoritmos en manual, semi-automático y automático con respecto a los requerimientos de la interacción usada para la determinación de la transformación, selección de las propiedades de la imagen o ninguna. En contraste, Lehmann *et al*²⁸ definen que el método es manual si requiere de la interacción en ambas imágenes. Por ejemplo, un método basado en puntos que deben marcarse interactivamente en ambas imágenes es llamado manual. Si las referencias se determinan en una sola imagen, mientras los puntos correspondientes a la imagen subsecuente son localizados automáticamente, el método es semi-automático. Los métodos automáticos no requieren involucrarse ni en la imagen de referencia ni en la imagen subsecuente.

La estandarización proyectiva es un proceso mediante el cual se reconstruye la geometría en una película con respecto a la geometría de otra película usando el modelo de formación proyectiva de la imagen.^{25, 34} Este método permite una mayor flexibilidad en los procedimientos clínicos radiográficos y elimina algunas de las desventajas inherentes a los procesos de estandarización mecánica.²⁵

Uno de los mayores retos en la aplicación clínica de la radiografía por sustracción es controlar el efecto del error irreversible en la proyección. Mol y Dunn²⁵ emplearon en un estudio la estandarización proyectiva para el registro de la imagen. En éste, la estimación de los cambios óseos observados en la imagen se correlacionó con el cambio mineral real en presencia hasta de 6° de errores irreversibles en la proyección. Esos resultados sólo representan la correlación de los datos, no incluyen la verdadera variación cuantitativa de los cambios minerales basados en las medidas de sustracción digital.

Es importante aclarar que el uso de las referencias anatómicas, como punto de referencia es cuestionable. Primero, las referencias anatómicas no siempre son fáciles de identificar en la imagen radiográfica y pueden causar variabilidad en la detección. Segundo, la asunción de que las estructuras representadas por esas referencias radiográficas estén en el mismo plano no siempre es verdadera. Finalmente, las características radiográficas de las estructuras anatómicas pueden oscurecerse cuando se introducen errores irreversibles de proyección. Esto puede limitar la habilidad del operador para establecer la correspondencia entre los pares de imágenes.²⁵

2.4.3 Ajustes en densidad y contraste

Otro reto de particular importancia en la imagenología bucal es el cambio en la densidad y en el contraste que se presenta en las radiografías seriadas. Estos cambios pueden resultar de la variación en la exposición y procesamiento de la película. Ya que la evaluación del hueso alveolar ganado o perdido se hace por sustracción de niveles de gris de dos imágenes para aislar los cambios ocurridos, el método de sustracción requiere que dichas imágenes tengan densidad y contraste casi idénticos.³⁰

Existen algunas propuestas para tratar con las diferencias de densidad y contraste. Por ejemplo, el uso de una cuña de aluminio como referencia, permite ajustar la intensidad de la imagen inicial de acuerdo a la intensidad de la imagen subsecuente.^{4, 40, 41}

Por otro lado se han desarrollado algoritmos que pueden corregir la variación en cuanto a densidad y contraste en las radiografías.^{2, 15} Los programas de computadora igualan la distribución de gradaciones de gris de las imágenes ulteriores, con las que se encuentran en la imagen de referencia original; de esta manera, es posible corregir en retrospectiva pequeños cambios en la densidad y en el contraste. La aplicación de tales algoritmos no están limitados a la sustracción radiográfica, también pueden aplicarse a radiografías convencionales o a radiografías

digitales directas. Así, el contraste y la densidad de dos evaluaciones se pueden igualar, y de esta manera facilitar la detección del cambio óseo al interpretar, medir o procesar la imagen.²

2.5 Análisis cualitativo y cuantitativo de la imagen por sustracción digital

2.5.1 Análisis cualitativo de la imagen por sustracción digital

Una vez que la imagen es almacenada en la computadora como un conjunto de datos numéricos, los cuales, son proporcionales a la densidad de cada sitio en particular en la radiografía original, la imagen digital se observa en una escala de grises.² Sin embargo, la calidad visual de ésta puede realizarse con el uso de programas para la manipulación de la imagen; esto involucra la manipulación matemática de los valores de los píxeles, lo cual incrementa la legibilidad de la imagen.³²

El pseudocolor es un método que permite la asignación selectiva de un color diferente a cada sombra de gris presente. De esta manera las características en una imagen que pueden diferir por sutiles sombras se hacen más

visibles al presentarse las mismas con un contraste de colores más vivos. Ésta es una herramienta útil para la visualización y detección de la información contenida en una imagen compuesta por doscientas cincuenta y seis sombras de grises, ya que el ojo humano sólo es capaz de detectar un poco más de treinta diferentes niveles de gris.³²

La principal ventaja de la radiografía por sustracción digital con el realce adicional de la imagen, es que se incrementa la detección de las áreas con cambios óseos. La reducción del ruido estructural de fondo en las sustracciones no realizadas juega un papel importante en el incremento de la visibilidad de las lesiones y el uso del color lo aumenta. El color no añade nueva información a la imagen, sino que facilita la percepción de la información que ya está en ella al presentarla en un formato más legible.³²

En las imágenes coloreadas, la ganancia ósea puede, por ejemplo, aparecer como sombras de color verde y la pérdida ósea como sombras de color rojo.^{2, 32}

Reddy *et al*³² realizaron un estudio en el cual se probaron y desarrollaron dos técnicas de realce de imagen. La metodología consistió en la colocación de dientes extraídos en bloques de yeso mezclado con aserrín para simular el hueso trabecular; experimentalmente hicieron defectos óseos. Establecieron un grupo control (sin realce

de imagen) y dos grupos a los cuales las imágenes sustraídas fueron gráficamente realzadas de dos maneras con el uso del pseudocolor; en el primer realce se coloreó totalmente la imagen, trayendo como consecuencia la coloración del defecto (si estaba presente) y algo del ruido; en el segundo realce, las áreas interproximales que podían contener un defecto fueron delineadas con el cursor del ratón delimitando un área de interés o área de estudio, resultando en la coloración del hueso interproximal crestal y subcrestal. Encontraron que las lesiones inducidas experimentalmente fueron más detectables por el clínico promedio en ambos tipos de imagen por sustracción realzada. Además, ambas técnicas son de gran valor diagnóstico para lesiones menores de 1 mm. La aplicación del realce del área de interés permitió detectar con más facilidad zonas con una mínima pérdida ósea en comparación a las imágenes no realzadas.

En otro estudio Brägger *et al*,⁴² demostraron que se obtenían mejores resultados con la sustracción digital realzada con color, que con aquellas sin realce. Evaluaron también la aplicación clínica de esta técnica obteniendo diez imágenes con realce y sin realce, el promedio observado con sustracción digital fue del 96.8% y 68.9% respectivamente. La realización de un correcto diagnóstico fue 2.3 veces más con las imágenes realzadas. Otra observación fue el hecho que el diagnóstico de la imagen coloreada estuvo menos influenciada por el conocimiento del procedimiento clínico comparado con otros métodos.

El código de color es otro método que ofrece la posibilidad de evaluar cualquier cambio radiográfico que pueda presentarse a lo largo del tiempo, por ejemplo, aposición o resorción ósea, y progresión o involución de procesos patológicos. En esta técnica tres radiografías son registradas en una secuencia, posteriormente son transformadas cada una en imágenes monocromáticas rojo, azul y verde respectivamente, y luego sumadas, esto permite que todos los detalles comunes a las tres imágenes sean visualizados como en una radiografía normal, por ejemplo, en blanco y negro, cualquier diferencia se observa en color en vez de niveles de gris.^{43, 44}

Los diferentes colores indican diferentes procesos, tales como ganancia o pérdida ósea. Usando las imágenes monocromáticas rojo, azul y verde (en esa misma secuencia), los siguientes colores pueden indicar procesos específicos: verde y cian indican ganancia ósea, mientras que rojo y magenta indicarían pérdida ósea; si la pérdida es seguida por ganancia ósea la diferencia podría observarse en amarillo; por el contrario, si la ganancia es seguida por pérdida ósea ésta podría observarse en azul.⁴⁴ (Fig. 12)

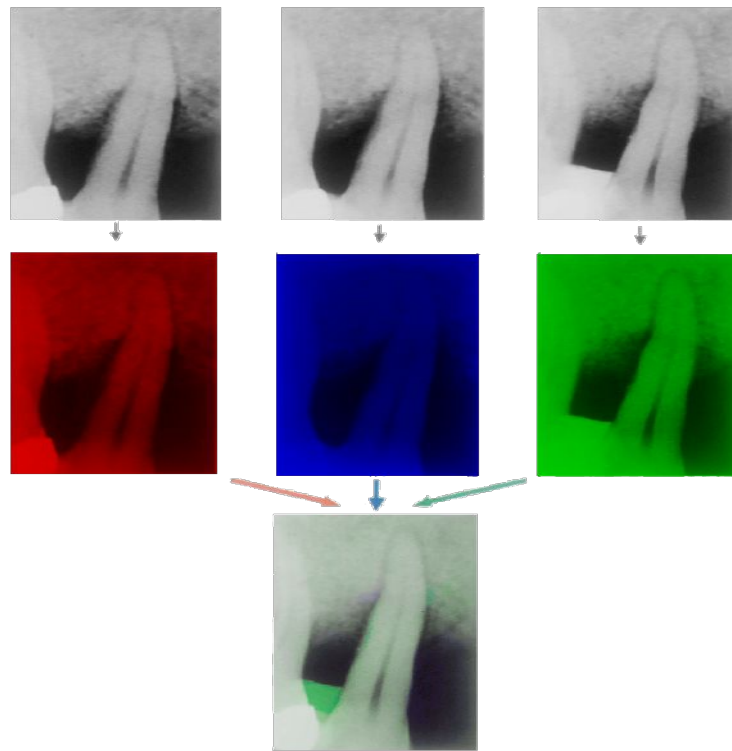


Fig. 12 Técnica de adición del color, tres radiografías secuenciales obtenidas al momento, al mes y a los tres meses después del tratamiento (arriba) son transformadas en imágenes monocromáticas (centro). Después se suman esas imágenes, cualquier diferencia aparece en color (abajo). Así la coloración magenta en la porción mesial de la cresta alveolar indica pérdida ósea mientras que la coloración amarillo-verde distalmente es un signo de nueva formación ósea. Tomado de Shi, 1999.

La adición del código de color tiene dos ventajas con respecto a la sustracción digital sola: Primero, toda la información radiográfica en las regiones donde las radiografías originales son iguales, pueden mantenerse en blanco y negro, mientras que cualquier diferencia aparece coloreada y realzada. Segundo, las diferencias entre tres radiografías sucesivas en una secuencia, pueden estudiarse en una sola imagen. Esto facilita la interpretación de los cambios que ocurren en el tiempo y son registrados en tres exámenes radiográficos sucesivos. La técnica de sustracción

por sí sola realza las diferencias sólo entre dos radiografías, eliminando la información radiográfica en aquellas zonas donde las dos imágenes son iguales.^{43, 44} Un pre-requisito para el código de color por medio de la adición de imágenes es el mismo que para la técnica de sustracción digital, es decir, que para poder añadir las radiografía, éstas deben estar estandarizadas. Además los niveles de grises y el contraste deben estar satisfactoriamente igualados entre las imágenes.⁴⁴

Shi *et al*,⁴⁴ investigaron el potencial uso de la técnica del código de color en la evaluación de la respuesta del hueso alveolar al tratamiento periodontal. Tomaron radiografías directas secuenciales de treinta y seis sitios en dieciocho pacientes (dos sitios por cada paciente) con evidencia clínica de periodontitis. Determinaron que esta técnica es tan confiable como la sustracción digital sola, sin embargo, con ésta última toda la información común a dos radiografías es eliminada y sólo se muestran las diferencias en la tercera imagen; mientras que las radiografías con adición del código de color no sólo realza las diferencias entre las originales también retiene información que es común a ambas. Esto es una ventaja de la adición del código de color sobre la sustracción sola, por lo tanto los autores la recomiendan para la evaluación de los cambios del hueso alveolar. (Fig. 12)

Esta técnica puede ser útil, ya que los dientes son casi invisibles en la imagen por sustracción y los clínicos necesitan conocer cuales sitios están experimentando ganancia o pérdida ósea y de esta manera, planificar el tratamiento o correlacionar los resultados del examen radiográfico con el sondaje periodontal o con otras pruebas que evalúen la actividad de la enfermedad periodontal.²

Por otro lado, con respecto a la imagen digital directa, ésta simplifica el procedimiento técnico involucrado en la producción de la imagen por sustracción. Sin embargo, mientras la corrección del contraste no es tan necesaria, el problema de la estandarización se mantiene. La efectividad del diagnóstico con la sustracción digital, es mayor sobre todo en la detección de pequeñas lesiones óseas como lo demuestra Stassinakis⁴⁵ en un estudio donde compara la efectividad de la imagen digital directa convencional y la imagen digital directa con sustracción, en la cual detecta lesiones pequeñas con un volumen de 0.065 mm² con una sensibilidad del 9% al 12% para la imagen convencional y de 25% al 35% con sustracción.

2.5.2 Análisis cuantitativo de la imagen por sustracción digital

La imagen por sustracción permite la detección de cambios en el mineral óseo tan pequeños como del 5%.

Además de la detección inicial de los cambios, también se puede realizar un cierto número de medidas cuantitativas, tales como: medidas lineales, de densidad, de un área o de un perímetro. Todas pueden ser útiles en la cuantificación de las variaciones del mineral óseo en un sitio específico, dando la oportunidad de evaluar precozmente el curso de la enfermedad. Se han reportado varias propuestas para la detección y cuantificación de los cambios, mientras algunas dependen de la interpretación visual y de mediciones manuales, otros emplean alguna forma de análisis automatizado de la imagen.⁴

Existen métodos para la estimación cuantitativa de la masa o del volumen de la lesión usando sustracción digital. Esas técnicas han sido clasificadas en dos categorías que incluyen mediciones absolutas y mediciones relativas del cambio óseo. Los métodos absolutos requieren el uso de una cuña de referencia para estimar los cambios en términos de volumen o de masa.⁴⁶ Los métodos relativos no requieren necesariamente una cuña de referencia y usan el cambio observado en niveles de gris sobre la imagen sustraída como la base para calcular los cambios óseos en unidades especialmente definidas, como las unidades CADIA.²

Métodos absolutos:

La imagen por sustracción puede usarse para hacer medidas directas del cambio óseo a lo largo de la superficie radicular en milímetros; también se puede calcular la masa de la región donde ha ocurrido el cambio al incorporar una cuña de referencia en la imagen radiográfica inicial. Los programas permiten cuantificar la pérdida o ganancia de hueso real en miligramos.²

Muchos han sido los métodos propuestos para el análisis de la imagen, entre éstos tenemos:

La identificación del contorno de una cuña de hueso, el cual ha sido un criterio cuantitativo para la evaluación de la imagen por sustracción.³³ Bajo óptimas condiciones (sin distorsión), fácilmente se puede observar un cambio en el espesor del hueso cortical de sólo 0,12 mm. En comparación, la evaluación radiográfica convencional no es sensible a los cambios óseos de 0,85 mm aun bajo óptimas condiciones. Bajo circunstancias similares a las clínicas (tres grados de desalineación), un cambio en el espesor de 0,35 mm puede detectarse con un 50% de precisión, mientras que una variación en el espesor de 0,42 mm se puede detectar con 100% de precisión.³³

El modelo del “chip” de hueso es otro método muy útil, ya que puede controlarse exactamente la cantidad de pérdida ósea y fácilmente puede medirse. Aunque este modelo no simula el desarrollo de un defecto periodontal, la disponibilidad de un estándar de oro, es una ventaja importante al compararlo con modelos que usan la inducción mecánica o química de lesiones.⁴⁷

En la radiografía por sustracción digital la orientación espacial de los “chips” de hueso no tienen un significativo impacto sobre las estimaciones cuantitativas de cambios en la masa ósea. Esos resultados se obtuvieron de un estudio en el cual colocaron arbitrariamente veinte chips de hueso (con un peso en seco entre 1mg – 10 mg) individualmente en la porción superior lingual de la cresta alveolar de una hemimandíbula seca dentada. Después de la adquisición de la imagen inicial, cada chip se rotó en 90° y se tomó la segunda imagen. Las imágenes siguientes se tomaron sin el chip pero con una variación en la rotación de la mandíbula hasta de 6° alrededor del eje vertical. Estas imágenes se registraron y fueron geométricamente estandarizadas usando la estandarización proyectiva.⁴⁷

Jeffcoat *et al*²⁷ desarrollaron una técnica de sustracción digital para evaluar los cambios óseos alrededor de los implantes. El método empleó la sustracción digital para realzar la visualización del área de cambio que ha ocurrido entre los exámenes radiográficos y superponer esta área

sobre las radiografías iniciales. Además, utilizaron una cuña de referencia que permitió calcular la masa de la lesión. El método fue validado al usar veintiún chips pequeños de hueso colocados en tres cráneos secos previos a la primera radiografía. Se removieron los chips, se tomó la segunda radiografía y luego se hizo la sustracción. Se empleó el método morfológico para aislar la lesión y calcular el cambio en la masa ósea.²⁷

Las ventajas de la técnica fueron las siguientes: primero, el método permite la visualización y localización del área de cambio sobre la radiografía inicial. Segundo, el método permite medir la masa del área de cambio. Tercero, el método no requiere previa definición de la presunta localización del cambio. Más bien, el tamaño de la lesión se calcula después que es aislada del ruido de fondo de la imagen. La calibración *in vitro* indicó que el método cuantitativo es capaz de medir la masa de una lesión artificial con una alta correlación entre la masa de la lesión calculada y la real.²⁷

La utilidad de este método de sustracción cuantitativa fue demostrada usando un caso clínico de implante que fracasó. El caso no representaba los resultados de un tratamiento con implante, pero fue seleccionado para demostrar la efectividad de la técnica antes descrita. El sitio quirúrgico del implante cicatrizó sin mayores inconvenientes. Para el momento de la carga, el implante estaba inmóvil. Se

hizo sustracción radiográfica tres meses después, la cual reveló una pérdida ósea que se extendía alrededor del implante; a pesar de estar inmóvil, el análisis cuantitativo de la sustracción radiográfica reveló pérdida de 202 mg de hueso. A los nueve meses el implante tenía movilidad clínica y fracasó.²⁷

La cuantificación volumétrica de los cambios óseos observados a través de la radiografía por sustracción digital puede lograrse al utilizar una cuña de aluminio de referencia y de esta manera calcular la densidad promedio de la imagen.⁴⁸ Jeffcoat y Reddy⁴⁹ introdujeron esta técnica para la evaluación cuantitativa de los cambios óseos alrededor de los implantes y de los cambios óseos de la cresta alveolar en respuesta al enjuague con ketorolac, un inhibidor de la ciclooxigenasa (la cual produce prostaglandina E_2 asociada al mecanismo de resorción ósea). La diferencia de imagen de la cuña en la sustracción se empleó para calcular el cambio en la densidad ósea en las áreas donde hubo variación.⁴⁹

Es importante señalar que los algoritmos para análisis de imagen diseñados para distinguir automáticamente entre los cambios óseos reales y el ruido de fondo se basan fundamentalmente en la selección de umbrales con respecto a las características de las señales radiográficas de cambio óseo y las características de ruido de fondo. Es común que tales algoritmos muestren un alto nivel de automatización o

una gran adaptabilidad al problema, sin embargo, la ganancia en automatización requiere mayor especificidad y viceversa. Las técnicas automatizadas para análisis de imagen sólo pueden tener una alta precisión si los signos radiográficos del cambio óseo pueden ser unívocamente caracterizados. Esta caracterización es complicada por el comportamiento impredecible del ruido introducido por la estandarización de la imagen imperfecta. Por lo tanto, una estandarización óptima de la imagen usualmente conlleva a una estimación más precisa del cambio óseo real.⁴

Young *et al*⁵⁰ realizaron un estudio cuantitativo para evaluar los defectos periodontales producidos en un cadáver usando imágenes por sustracción obtenidas con un aparato de imagen digital directa (radiovisiógrafo, RVG). El análisis, usando la radiovisiografía fue comparado con los cambios en altura y volumen determinado por medidas físicas. Estudiaron cuatro defectos periodontales: de dos y de tres paredes, cráteres y furcas. Los defectos se realizaron en los dientes posteriores y se hicieron progresivamente más grandes con un incremento de 1mm aproximadamente, lo que permitió evaluarlos en un rango de 1mm hasta 5mm. Las imágenes radiográficas antes y después de cada paso se obtuvieron con un sistema de radiovisiografía y luego se hizo la sustracción.

Cuando la pérdida ósea calculada se comparó con la pérdida ósea real, fue evidente que el método de

sustracción frecuentemente, pero no siempre, subestimaba el tamaño de la lesión. La mayor subestimación se observó en las lesiones de furca en un 67%. Con los otros tipos de lesiones la subestimación fue más pequeña. Cuando los cambios con un incremento de 1 mm fueron examinados individualmente, se encontraron varios sitios donde la sustracción radiográfica produjo una sobreestimación de la pérdida ósea. Por lo tanto, el sistema de imagen por radiovisiografía combinado con el programa para análisis de imagen por sustracción, no es lo suficientemente preciso para calcular una cantidad “absoluta” de pérdida ósea, sin embargo, puede ser clínicamente útil en la evaluación longitudinal de cambios relativos de pérdida o ganancia de hueso después del tratamiento periodontal.⁵⁰

Métodos relativos:

Brägger *et al*,⁵¹ describieron un sistema de análisis densitométrico de imágenes basado en video y asistido por computadora (CADIA por sus siglas en inglés Computer Assisted Densitometric Image Analysis) para la cuantificación de los cambios de densidad del hueso alveolar en imágenes sustraídas digitalmente.

En el análisis densitométrico de imágenes asistido por computadora (CADIA), no siempre se visualizan las imágenes, pero los valores numéricos después de la

sustracción en las áreas de interés son analizados para detectar los cambios óseos.²

El CADIA designa la intensidad de la imagen como verdadero cambio sólo después de la comparación con la intensidad de la imagen en un área de referencia sin cambio.⁵¹

El CADIA ha demostrado tener una gran sensibilidad en la detección de cambios en la densidad ósea con respecto a la radiografía convencional. CADIA puede medir cambios en la densidad ósea tan pequeños como del 5%.⁵²

En un estudio *in vivo*, con el método CADIA se logró identificar la pérdida ósea inducida quirúrgicamente con una sensibilidad del 82%, una especificidad del 88% y una efectividad diagnóstica del 87%. En el sistema se obtuvo una correlación alta entre la masa ósea real y el valor de CADIA, concluyendo que este sistema cuantitativo es un método objetivo que puede ser útil en la detección de pequeños cambios óseos y es un método muy sensible al compararlo con sólo sustracción digital y radiografías convencionales.⁵³

Existen tres métodos por los cuales el análisis con CADIA puede ser empleado para eliminar falsos cambios positivos en la densidad:⁵⁴

El primer método es aceptar el umbral de los niveles de grises como un cambio verdadero. Si se escoge el umbral bajo, la sensibilidad puede incrementarse pero la especificidad puede ser muy baja. Si el umbral es muy alto, se puede reducir la habilidad para detectar los cambios pero la especificidad aumenta.

El segundo método para eliminar los cambios falsos-positivos en la densidad es aceptar un cierto umbral después de haber calculado el valor CADIA y fijar un valor CADIA específico el cual debe sobrepasarse de tal manera que represente el verdadero cambio en la densidad del tejido.

El tercer método para eliminar los cambios falsos positivos en la densidad, es incluir las medidas en la región de interés (ROI) inicial, las cuales son similares en tamaño a la región de interés subsecuente y que estén localizadas fuera del área usada para la corrección del nivel de gris en cada imagen. Se puede asumir que la suma de los errores metodológicos va a afectar los números CADIA medidos en las zonas originales y subsecuentes en una magnitud similar. Por lo tanto, sustrayendo el cambio de las áreas de

interés original del cambio observado en las áreas de interés subsecuente, se hace posible aplicar una corrección usando una referencia interna.

2.6 Usos y aplicaciones generales de la técnica de sustracción digital

2.6.1 Usos y aplicaciones de la técnica de sustracción digital en medicina

En medicina, la radiografía por sustracción digital es aplicada ampliamente para ayudar a los clínicos a detectar cambios, una lesión patológica u observar la cicatrización de lesiones. Los estudios han documentado que el diagnóstico puede mejorarse con la ayuda de la sustracción digital comparado con la interpretación radiográfica convencional, especialmente cuando se usa el realce del contraste o la adición del código de color en las imágenes.^{42, 54}

La sustracción de imagen se aplicó originalmente en la radiología médica por la necesidad de idear métodos de opacificación no invasivos. El uso de la radiografía por sustracción facilita la observación de pequeños vasos

calcificados que se enmascaran por el tejido blando y duro superficial en las radiografías convencionales.³⁰

La radiografía digital, bajo la forma de angiografía por sustracción digital , ha hallado una consideración especial en la imagenología médica como medio auxiliar de diagnóstico. En este método, la imagen es producida de forma convencional en un sistema de intensificador de imagen-televisión; la señal de video (analógica) así obtenida se envía al sistema digital propiamente dicho y se digitaliza la imagen punto por punto. Estas señales digitales se encuentran entonces disponibles para la elaboración de la angiografía por sustracción, la cual tiene las siguientes ventajas sobre otros métodos corrientes de sustracción:

- Ofrece una imagen instantánea y la posibilidad de la integración de imágenes.
- Permite un almacenamiento y procesado de señales totalmente reproducibles y de exactitud predecibles.

En el sistema de angiografía por sustracción digital se pueden almacenar 2 imágenes, o sea, una imagen de máscara o sin contraste y una imagen con contraste; mediante la sustracción de estas 2 imágenes, resulta como diferencia la imagen vascular deseada, o imagen de

sustracción. La ventaja de esta técnica es la excelente sustracción de estructuras altamente contrastadas y su principal desventaja son los artefactos debidos a su elevada sensibilidad al movimiento.⁵⁵

Recientemente, se ha desarrollado la angiografía por resonancia magnética con sustracción digital, la cual tiene un valor limitado para mostrar detalles anatómicos en casos de meningiomas y otros tumores. Sin embargo, la técnica permite una fácil visualización de la hemodinámica tumoral, lo que es importante para la caracterización y diagnóstico diferencial de los tumores intracraneales, del mismo modo que la angiografía convencional, que es mucho más invasiva. La angiografía por resonancia magnética con sustracción digital, es útil como método auxiliar de la imagenología por resonancia magnética convencional para el diagnóstico de meningiomas y otros tumores intracraneales.⁵⁶



Fig. 13 Angiografía por sustracción digital en un paciente con hipertensión arterial secundaria vásculo-renal. (A) Se observa estenosis de la arteria renal derecha.(B) Obsérvese la diferente captación de contraste de ambos riñones al comienzo y al final de la secuencia (C). Tomado de www.elmedico.net

El éxito inicial de la angiografía con sustracción digital en la imagen de los vasos ha extendido la aplicación de esta tecnología a otros sitios anatómicos. El interés se ha enfocado en la circulación renal, evaluación de enfermedad vascular periférica y angiografía abdominal. La radiografía por sustracción digital se ha utilizado para evaluar la anatomía y función de la uretra (Fig. 13), así como de la laringe, del sistema óseo y en lesiones reumatoides de las manos.³⁰

2.6.2 Usos y aplicaciones de la técnica de sustracción digital en odontología

Los avances en la radiografía por sustracción en odontología, en parte, son paralelos a los de medicina. Los primeros estudios utilizaron sustracción fotográfica para evaluar la vasculatura arterial de la mandíbula; el diagnóstico en la angiografía, a menudo se ve limitado por el hecho que varias estructuras calcificadas se superponen a la imagen de los vasos.³⁰

En endodoncia

Para hacer el diagnóstico endodóntico más confiable y para detectar cambios sutiles en el contenido mineral del

área periapical, se ha probado la sensibilidad de la técnica de sustracción digital en la mejora de la detección de las lesiones periapicales. La investigación se ha enfocado principalmente a la aplicación de esta técnica en la evaluación de los cambios óseos periapicales.

Kullendorf *et al*⁵⁷ evaluaron el potencial de diagnóstico de la radiografía por sustracción comparado con la radiografía convencional para examinar las lesiones óseas periapicales. Examinaron radiográficamente la región periapical de las mandíbulas secas de cadáveres antes y después de la creación artificial de los defectos óseos. Con la sustracción digital hubo una mayor precisión en el diagnóstico. En lesiones con una profundidad menor a 2 mm de hueso compacto, las técnicas se diferenciaban significativamente, pero a medida que las lesiones eran más profundas la técnica convencional mejoraba su precisión. La radiografía por sustracción digital fue superior para las lesiones confinadas al hueso medular. Por lo tanto, ellos concluyeron que la sustracción radiográfica mejora la detección de pequeñas lesiones óseas en el área periapical.

Clínicamente con la técnica de sustracción digital se pueden detectar cambios óseos asociados con la patología pulpar en etapas más tempranas; esto puede tener implicaciones en el tratamiento y/o en el pronóstico endodóntico. Hay otras situaciones en endodoncia en las cuales esta técnica puede ser útil, como lo son: el monitoreo

de la cicatrización ósea, la evaluación de la resorción interna y externa y la evaluación de las cicatrices periapicales, presentes años después del éxito clínico de la terapia endodóntica.⁵⁸

Avendaño *et al*,⁵⁹ observaron la evolución en el proceso de cicatrización de las lesiones periapicales utilizando la técnica de sustracción digital después de un procedimiento quirúrgico convencional. Realizaron el seguimiento de dos casos clínicos que habían sido tratados con endodoncias convencionales que no fueron exitosas. Posteriormente, estos casos fueron re-tratados y controlados clínica y radiográficamente en un período de 6 meses. Debido a la persistencia de los síntomas, los casos fueron manejados con el procedimiento quirúrgico convencional. Los pacientes fueron controlados en períodos de una semana, uno, tres, seis, nueve y doce meses. Al primer mes de realizada la cirugía, la sintomatología clínica había desaparecido y radiográficamente el tamaño de la lesión no había disminuido significativamente. Al tercer mes, observaron una disminución aproximada de un 20%, a los 6 meses 45%, a los 9 meses 70% con la técnica de sustracción digital.

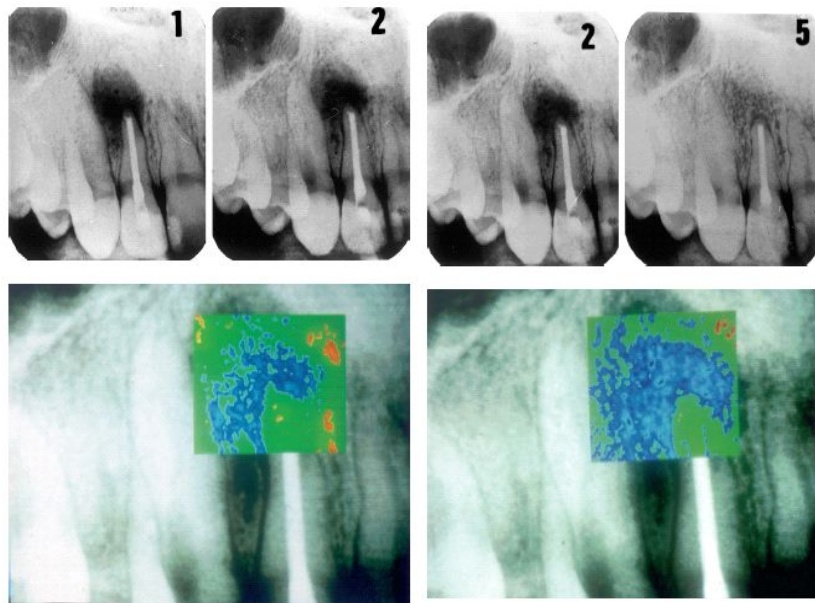


Fig. 14 Izq. Radiografía periapical inmediatamente postoperatoria y a los tres meses. Imagen correspondiente a la sustracción. La región de interés coloreada muestra el incremento de la densidad ósea después de tres meses. Der. Radiografía periapical a los tres meses y a los doce meses. Imagen correspondiente a la sustracción. La región de interés coloreada muestra el incremento de la densidad ósea a los doce meses en relación a la radiografía de tres meses. Tomado de Nicopoulou-Karayianni, 2002.

Nicopoulou *et al*,⁵⁸ realizaron un estudio para evaluar el efecto del tratamiento del sistema de conductos radiculares sobre las lesiones periapicales por radiografía convencional y radiografía con sustracción digital en casos clínicos. Las radiografías se obtuvieron inmediatamente después de la realización del tratamiento y a los tres, seis, nueve y doce meses de postoperatorio. Mantuvieron la misma exposición geométrica y concluyeron que la evaluación de los resultados del tratamiento del sistema de conductos radiculares sobre las lesiones periapicales, se podían monitorear en poco tiempo con la técnica de sustracción digital con respecto a la radiografía convencional (Fig. 14).

La sensibilidad de la técnica de sustracción digital para la observación de cambios en el tejido periapical después de la obturación de los conductos radiculares, ha sido también evaluada por Mikrogeorgis *et al*⁶⁰ en nueve casos de dientes que presentaban periodontitis apical crónica. Las observaciones se hicieron a los quince y cuarenta y cinco días, tres, seis y doce meses posteriores a la obturación, detectándose cambios durante esos intervalos de tiempo.

La resorción apical radicular es una lesión usualmente diagnosticada en base a las diferencias observadas entre estudios radiográficos secuenciales. Sin embargo, la comparación visual tiene algunas limitaciones tales como: discrepancia en la interpretación entre diferentes evaluadores y en un mismo evaluador; por otro lado, el lento progreso de la resorción apical no permite cuantitativamente evaluarla en radiografías obtenidas secuencialmente y por último el ruido estructural produce confusión visual y limita la detección de pequeñas lesiones.⁶¹ En un estudio realizado por Heo *et al*,⁶¹ evalúan la sensibilidad de la sustracción digital para el diagnóstico cuantitativo de resorciones apicales creadas artificialmente, comparando esta técnica con la interpretación realizada con radiografías convencionales. Concluyeron que con la técnica de sustracción digital, puede medirse una resorción de 0.5 mm y el efecto de la variación de la angulación vertical y horizontal fue insignificante, ya que usaron un programa que automáticamente corrige cualquier error geométrico hecho durante la sustracción.⁶²

Por otro lado, la imagen por sustracción puede ofrecer la mejor detección de la resorción interna al eliminar el ruido anatómico y al emplear el método del realce y la manipulación de la imagen.⁶²

Holmes *et al*,⁶² comparan la precisión del diagnóstico de la radiografía convencional con la radiografía por sustracción digital en la detección de resorción interna creada artificialmente. Realizaron cavidades con fresas redondas de tamaño secuencial en la pared vestibular del tercio coronal o apical de la cámara pulpar de los incisivos superiores de dos cadáveres y determinaron que la radiografía por sustracción digital, puede ser una herramienta de gran valor para la detección y monitoreo de la resorción interna, particularmente de las lesiones en el tercio coronal radicular y así poder establecer los lineamientos para su intervención.(Fig. 15)

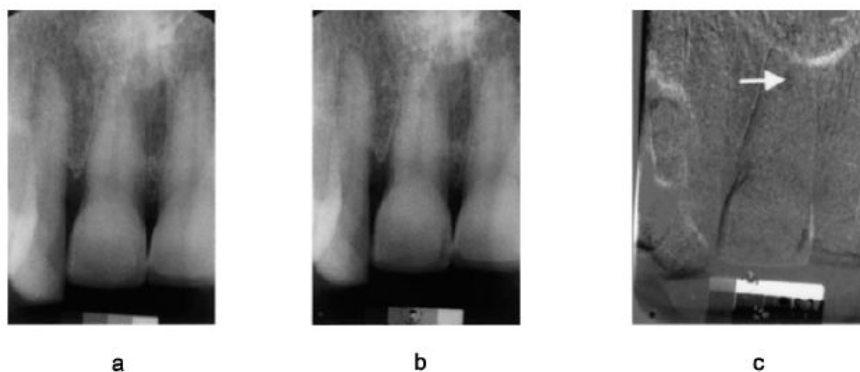


Fig. 15 Lesión apical creada con una fresa nº 5. (a) Rx inicial; (b) 2da Rx; (c) Imagen de sustracción digital (la flecha indica el defecto). Tomado de Holmes, 2001.

Pocos estudios han demostrado la superioridad de la técnica de sustracción digital en la detección de la resorción externa. Kravitz *et al*,⁶³ evaluaron *in vitro* la sensibilidad de la técnica para detectar y cuantificar experimentalmente defectos que simulaban una resorción radicular externa. Para explorar el potencial cuantitativo de la evaluación con la sustracción digital, las imágenes las tomaron después de una desmineralización secuencial con ácido clorhídrico. Sin embargo, los bordes de los defectos son definidos en comparación a los bordes difusos que podrían originarse biológicamente; ésto podría desmejorar la interpretación radiográfica *in vivo*. Concluyen que la radiografía por sustracción digital es una técnica que puede aplicarse a situaciones clínicas y así mejorar la detectabilidad visual de los cambios sutiles, sin exponer al paciente a una radiación o discomfort adicional.



Fig. 16 Caso de dientes 11 y 12. (a) Imagen inicial inmediatamente después de la obturación del conducto radicular. (b) Imagen a los 14 días. (c) A los 98 días. (d) A los 552 días. (e) Imagen de sustracción (b-a). (f) Imagen de sustracción (c-a). (g) Imagen de sustracción (d-a). (h) Seis regiones de interés en la imagen de sustracción g. Tomado de Yoshioka, 2002

Yoshioka *et al*⁶⁴ evaluaron la eficacia de la radiografía por sustracción digital empleando un sistema de imagen digital directa (RVG) en el seguimiento del estudio de dientes tratados endodónticamente. Obtuvieron imágenes geométricamente estandarizadas. En la región de interés (a nivel de la lesión periapical) los valores de los píxeles cambiaron inmediatamente después del comienzo del tratamiento endodóntico y ese cambio se continuó observando durante los quinientos cuarenta y cinco días del estudio. Para ellos, el método de sustracción con radiografía digital directa, es una herramienta útil para evaluar los procesos de cicatrización en los tratamientos endodónticos. (Fig. 16)

Lucas *et al*,⁶⁵ evaluaron radiográficamente el efecto del hidróxido de calcio y Vitremer®, como materiales de terapia pulpar indirecta, sobre el tejido dentinario en caries profundas en cuarenta y un molares deciduos; tomaron radiografías coroneales estandarizadas y las evaluaron luego del tratamiento (día 0) y a los tres, seis y doce meses. Con la técnica de sustracción digital, no observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio, sin embargo, la tendencia de los materiales fue la de producir un aumento en el espesor y cambios en la densidad del tejido dentinario a nivel del piso cavitario y del techo de la cámara pulpar. Los valores CADIA demostraron correspondencia con el contenido mineral de los tejidos dentinarios, es decir que al aumentar estos valores aumenta la densidad en contenido mineral de los tejidos.

Para la evaluación de la ATM

La evaluación de la articulación temporomandibular (ATM) incluye el estudio estructural de los cambios tanto en el tejido duro como en el tejido blando, así como, el estudio de la relación espacial entre los componentes de la articulación (cóndilo, fosa, eminencia y menisco). Prapanpoch *et al*,⁶⁶ compararon (en cráneos secos) la sensibilidad de tres métodos de imagenología para la detección de lesiones óseas a nivel de la ATM. Los métodos evaluados fueron: tomogramas convencionales, tomogramas digitalizados y tomogramas con sustracción. Concluyeron que para estudios longitudinales, la tomografía de la ATM con sustracción, era una alternativa que permitía evaluar con mayor precisión (en comparación con los otros métodos) los cambios en el tejido óseo.

Para estos autores, la tomografía de la ATM con sustracción digital, es una herramienta útil para la evaluación de la articulación, ya que los pacientes son colocados en una posición anatómicamente definida con la ayuda de un cefalostato que va unido a la máquina y los errores asociados con la desalineación vertical, se pueden evitar colocando un aparato que oriente la cara del paciente al mismo nivel durante cada sesión radiográfica; por lo tanto se puede emplear en estudios longitudinales.⁶⁶

Los cambios en la posición del cóndilo pueden evaluarse con la técnica de sustracción digital. Tyndal *et al* encontraron que la sustracción de radiografías transcraneales en un modelo de estudio fue efectivo en la detección de los movimientos posteriores del cóndilo.⁶⁷

Los cambios cuantitativos en la posición del cóndilo, han sido evaluados en vivo e *in vitro* en tomografías laterales por Sato *et al*,⁶⁸ a las cuales le hicieron sustracción digital. Determinaron que el promedio del error en la cuantificación de tomogramas seriados era menor con respecto a la radiografía transcraneal y a la tomografía tridimensional.

Ekberg *et al*,⁶⁷ realizaron un estudio para comparar la evaluación visual convencional con la radiografía por sustracción digital, para la detección de cambios de posición del cóndilo en radiografías de ATM. Tomaron radiografías transcraneales oblicuas laterales bilateralmente en veinte pacientes. Todas las radiografías las evaluaron tanto convencionalmente como después de realizarles sustracción digital. No hubo diferencias estadísticamente significativas intra e inter observadores entre las dos técnicas, por lo tanto, los autores recomiendan el procedimiento que sea más fácil, accesible y económico, tanto para el paciente como para el clínico.

Otros

Con la sustracción digital se puede monitorear (con una alta sensibilidad) la progresión de la caries, ya que detecta los cambios de desmineralización más temprano que una radiografía convencional. Clínicamente la progresión de la caries puede detectarse como muy temprano después de diez meses; esto corresponde a una progresión de la caries un cuarto del espesor del esmalte aproximadamente 0.3 mm. Sin embargo, a pesar de facilitar la detección y documentación longitudinal de la caries interproximal, se necesitan más estudios que determinen su aplicación en la clínica.⁶⁹

Wenzel *et al*,⁷⁰ comparan la sensibilidad de la técnica de sustracción digital con las radiografías convencionales en la evaluación de la progresión de lesiones cariogénicas en noventa y siete pares de radiografías coronales. El intervalo de tiempo entre las radiografías, estuvo entre uno y dos años. El método de sustracción digital demostró ser estadísticamente más sensible para detectar los cambios a nivel de esmalte y de dentina que las radiografías convencionales.

En ortodoncia se ha aplicado la sustracción digital en conjunto con el código de realce del color para estudiar los cambios que se dan durante el tratamiento. Esto involucra el

desarrollo de procesos así como de condiciones patológicas. También se ha aplicado en los casos que han sido tratados con transplante de premolares para evaluar los resultados de este tratamiento.⁴³

3 SUSTRACCIÓN DIGITAL EN PERIODONCIA

3.1 Aplicaciones de la técnica de sustracción digital en periodoncia

A lo largo del tiempo el método auxiliar para la evaluación clínica de la severidad, progresión y cicatrización de la enfermedad periodontal ha sido la estimación de la cantidad de hueso alveolar a través de la evaluación de las radiografías periapicales.¹³

La sustracción digital es una técnica sensible y efectiva para identificar cambios en la cresta alveolar, porque permite detectar un cambio en la masa ósea hasta del 5%.¹³ Esta técnica ha demostrado ser de gran valor para la evaluación de la historia natural de la enfermedad periodontal;⁵ en la determinación de la eficacia de los métodos de tratamiento periodontal^{13, 29, 71, 72} y en la evaluación del éxito o del fracaso a largo plazo de los implantes endoóseos en estudios longitudinales.² Aunque se

ha empleado la técnica de sustracción digital en la detección de cambios en la progresión de la caries, no se ha encontrado tanta aceptación en cariología como en periodontología.⁷³

El ruido anatómico es el factor limitante que predomina en el diagnóstico de los pequeños cambios en los tejidos duros dentarios, y su remoción, al emplear sustracción digital, mejora significativamente el diagnóstico al compararlo con una radiografía convencional.^{26, 73}

3.1.1 Para la evaluación de la progresión de la enfermedad periodontal

El hecho de que la radiografía por sustracción digital puede detectar cambios óseos sutiles está adicionalmente soportado por los estudios que usan esta técnica para evaluar la respuesta a la terapia periodontal. Rosling *et al*⁷⁴ demostraron un incremento de la radiodensidad de la cresta alveolar después de tres meses de iniciada la terapia periodontal, y Rethman *et al*⁷⁵, observaron un incremento de la radiodensidad de la cresta después de cuatro semanas de terapia periodontal no quirúrgica. Esos estudios sugieren que la sustracción digital puede ser una herramienta útil para el monitoreo no invasivo de los cambios en el tejido no detectables por radiografía convencional.

Jeffcoat *et al*,⁵ realizaron un estudio para comparar la efectividad de la radiografía por sustracción digital y la de una sonda automática para detectar en los mismos sitios actividad periodontal. Estudiaron treinta pacientes con periodontitis y ocho pacientes sin periodontitis (grupo control) en un período de seis meses. Los resultados indicaron que cuando se usaron esos dos métodos sensibles para la evaluación de la progresión de la periodontitis, hubo concordancia entre la presencia o ausencia de pérdida de inserción al sondaje y pérdida ósea en el 82.1% de los sitios evaluados. La población de pacientes estudiados fueron pacientes sin tratamiento periodontal previo.

La utilidad clínica de esta técnica fue puesta en evidencia con un caso de un paciente masculino de 25 años de edad que presentaba sacos periodontales de 5 y 7 mm; le realizaron un tratamiento inicial de raspado y alisado radicular para la reevaluación hubo una disminución en la profundidad de los sacos y deciden reevaluar el caso seis meses después. Para este momento toman radiografías coronales verticales y no observaron diferencias en la altura ósea al examen en el negatoscopio; sin embargo cuando aplicaron la sustracción digital pudieron detectar la continuación de la destrucción periodontal.³⁰

La sensibilidad de la sustracción digital para monitorear los cambios en la densidad ósea proximal, ha sido demostrada con el uso del sistema radiográfico para

adquisición de imágenes directas (Digora), en un grupo de cincuenta y siete adolescentes (trece y catorce años), a los cuales le hicieron un seguimiento clínico y radiográfico durante veintiún meses en las superficies interproximales vestibulares de los primeros molares superiores. Hubo una pérdida de inserción en el 17% de los sitios evaluados y de éstos, se observaron cambios en la densidad de la cresta ósea en el 70.6% de los sitios. Los autores sugieren que con la técnica de radiografía por sustracción digital se puede hacer un monitoreo de los cambios de la densidad ósea en adolescentes con una dentición en desarrollo.⁷⁶

Rosa *et al*⁷⁷ evaluaron radiográficamente la altura del hueso alveolar en fumadores jóvenes (ochenta y un estudiantes). Midieron la distancia del límite amelocementario a la cresta ósea alveolar (LAC-COA) en mm, en proximal de molares, premolares e incisivos centrales utilizando el método “side by side”. El análisis densitométrico de imágenes asistido por computadora (CADIA) fue realizado en 6 sitios por cada radiografía coronal vertical.

En los resultados se observaron diferencias significativas entre los grupos de fumadores y no fumadores a lo largo de los 18 meses de seguimiento; presentando los fumadores una mayor distancia LAC-COA, menor densidad ósea CADIA y mayor número de sitios con pérdida de densidad ósea mediante radiografía por sustracción digital.

También, se encontraron diferencias significativas dentro del grupo de fumadores, los que aumentaron la distancia LAC-COA, disminuyeron la densidad ósea CADIA y aumentaron el número de sitios con pérdida ósea mediante radiografía por sustracción digital a lo largo de los 18 meses de estudio.⁷⁷

3.1.2 Para la evaluación de los resultados de la terapia de regeneración tisular guiada (RTG)

La evaluación radiográfica de la formación ósea después de los procedimientos de regeneración tisular guiada, tradicionalmente, se ha realizado por comparación directa entre radiografías convencionales pre y post operatorias. Sin embargo, la sustracción digital ha introducido una técnica de diagnóstico adicional. Se ha demostrado tanto en huesos secos como en animales de laboratorio que esta técnica es superior a la radiografía convencional en la detección cualitativa²⁶ y cuantitativa⁷⁸ de los cambios óseos. En estudios clínicos se ha observado que los cambios observados por sustracción digital han estado correlacionados con las medidas clínicas^{13 , 79}

Wenzel *et al*,⁷⁹ evaluaron los cambios óseos en defectos periodontales, después de la terapia de regeneración tisular guiada (RTG). Estudiaron diecinueve pacientes con un total de veintitrés defectos verticales a los cuales les colocaron

una membrana de Gore Tex®. Esta membrana se removió en una segunda cirugía en un período entre cuatro y seis semanas. La ganancia de inserción clínica la observaron en el 78% de los dientes después de seis meses y en el 70% después de un año. Registraron una ganancia ósea en un 56% y 22% después de seis meses y en un 44% y 66% después de doce meses de realizado el tratamiento por radiografía convencional y radiografía por sustracción digital, respectivamente.

En ese mismo estudio observaron que cuando se evalúa el nivel del margen óseo por radiografía convencional, el mismo, a los doce meses, no difiere significativamente del observado después de seis meses. Cuando evaluaron con sustracción digital cinco de los dientes tratados mostraron ganancia ósea después de seis meses, mientras que doce dientes incluyendo los cinco anteriores mostraron ganancia ósea después de un año. En este estudio, la ganancia de densidad ósea fue evaluada después de un año en más dientes con sustracción digital que con radiografía convencional. Esto indica que las imágenes por sustracción no sólo reflejan cambios en la altura del hueso alveolar, sino también el relleno de los defectos óseos verticales interproximales. Por lo tanto, hay mejor correlación de los cambios posteriores a una terapia regenerativa entre la radiografía por sustracción digital y las medidas de ganancia de inserción clínica, que entre estas últimas con las radiografías convencionales.⁷⁹

Posteriormente Christgau *et al*⁸⁰ evaluaron los cambios cuantitativos en la densidad ósea en treinta defectos verticales y dieciséis defectos en furcas después de una terapia periodontal con regeneración tisular guiada. El examen clínico y radiográfico se realizó antes y luego de cinco y trece meses después de la cirugía. La radiografía por sustracción digital reveló significativos cambios en relación a la ganancia de densidad ósea después de la terapia. Los autores observaron un continuo incremento de la densidad después del período de estudio en los defectos verticales, mientras que en los defectos de furcas, la mayoría de los cambios ocurrieron entre el período de cinco y trece meses.

Eickholz y Hausmann⁸¹ estudiaron veintiún pacientes con periodontitis severa con compromisos de furcas clase 2 y clase 3 (21 y 18 dientes respectivamente). Los dividieron en dos grupos de estudio, a un grupo le colocaron membranas de politetrafluoretileno expandida y al otro, membranas biorreabsorbibles. Los parámetros clínicos los evaluaron antes y seis meses después de la cirugía. Tomaron treinta y cinco pares de radiografías coronales estandarizadas de las cuales dieciocho pares tenían suficiente precisión geométrica para un análisis por sustracción. Después de seis meses observaron ganancia ósea, la cual estuvo en correlación con la ganancia clínica de inserción tanto horizontal como vertical.

Estos mismos autores continúan el estudio y la observación la hacen veinticuatro meses después de la terapia de regeneración tisular guiada. La ganancia ósea observada en el análisis por sustracción se correspondió con la ganancia del nivel de inserción clínica vertical en el área interproximal y en la reducción de la profundidad al sondaje.⁸² (Fig. 17)



Fig. 17: a) Radiografía prequirúrgica; b) A los 60 meses; c) Imagen por sustracción donde se observa incremento de la densidad ósea en las furcas de 46 y 47. Tomado de Eickholz, 2002

Toback *et al*,⁵² realizan un estudio para determinar un método no invasivo que permitiera la evaluación post-tratamiento de la terapia regenerativa. Evaluaron cuarenta y cinco defectos verticales en quince pacientes tratados con debridamiento a colgajo abierto, injerto alográfico de hueso seco desmineralizado (DFDBA) y una combinación de este

último con tetraciclina. Obtuvieron radiografías estandarizadas iniciales y al año de la cirugía. Encontraron que la sustracción digital más la aplicación del CADIA tenía la más alta correlación con el relleno clínico, cuando se examinó la región de interés en el tercio medio del defecto; este procedimiento maximizó tanto la sensibilidad de la sustracción digital, como la información clínicamente dada por las medidas radiográficas lineales.



Fig. 18 Resultados radiográficos de la cicatrización de un defecto vertical en el 22 tratado con membrana PDS: (a) defecto vertical inicial (flechas); (b) después de doce meses; (c) después de veinticuatro meses; (d) imagen de sustracción (veinticuatro meses – inicial) las sombras grises (flechas) indican la ganancia ósea. Tomado de Christgau, 2002

En un estudio prospectivo de boca dividida realizado por Christgau *et al*⁸³ evaluaron los resultados de la terapia de regeneración tisular guiada con dos membranas biorreabsorbibles después de seis, doce y veinticuatro meses del tratamiento y observaron una ganancia en la densidad ósea estadísticamente significativa en los sitios tratados después de los doce y veinticuatro meses. (Fig. 18)

3.1.3 Para la evaluación de la efectividad de agentes quimioterapéuticos

Jeffcoat *et al*,²⁹ evaluaron el efecto de un AINEs, el naproxen, en la reducción de la actividad de la enfermedad periodontal en quince pacientes con periodontitis agresiva. A todos los pacientes le hicieron tartrectomía, raspado y alisado radicular. Siete pacientes recibieron 500 mg de naproxen por tres meses y ocho pacientes recibieron un placebo. La actividad de la enfermedad se determinó evaluando la altura del hueso alveolar con radiografías estandarizadas y finalmente la pérdida o ganancia ósea, se detectó usando radiografía por sustracción digital.

En este estudio las imágenes por sustracción se procesaron para aislar el área de cambio y superponerlo a la radiografía original. Esto permitió la determinación tanto de la dirección como de la localización del cambio óseo. El grupo con naproxen, mostró una pequeña pero medible ganancia durante el período de estudio, la cual se observó en la base de los defectos verticales.²⁹

La efectividad de un gel de clorhexidina liberado subgingivalmente como coadyuvante de la terapia mecánica inicial periodontal, fue evaluada por Jeffcoat *et al*¹¹ en un período de nueve meses. Estudiaron cuarenta y cinco pacientes con periodontitis crónica localizada y sacos

periodontales entre 5 y 8 mm. Hubo tres grupos en los cuales a uno le hicieron sólo raspado y alisado radicular, al otro, ese mismo procedimiento más la colocación de un "chip" placebo y el tercero se diferenció del anterior porque colocaron un "chip" de clorhexidina en gel. Tomaron radiografías estandarizadas al inicio del estudio y después de nueve meses de tratamiento.

El objetivo del estudio era evaluar los resultados con sustracción digital para determinar si la mejora en la profundidad al sondaje y en el nivel de inserción clínica estaba asociada con una baja prevalencia de pérdida ósea. El porcentaje de sitios que presentó cambios en la altura del hueso alveolar determinados con la radiografía por sustracción digital fue: 15% de los sitios en el grupo para el grupo de raspado y alisado radicular y 11% de los sitios en el grupo con el "chip" placebo experimentaron pérdida ósea en esos nueve meses; mientras que el grupo al cual se le colocó el "chip" de la clorhexidina en gel, en conjunto con el raspado y alisado radicular, no presentó pérdida ósea. Hubo una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo que recibió la clorhexidina y el grupo que fue tratado sólo con raspado y alisado radicular, aunque estas diferencias fueron muy pequeñas para ser clínicamente significativas, demuestran que la radiografía por sustracción digital, es una técnica altamente sensible y específica para la detección de pequeños cambios óseos.¹¹ (Fig. 19).

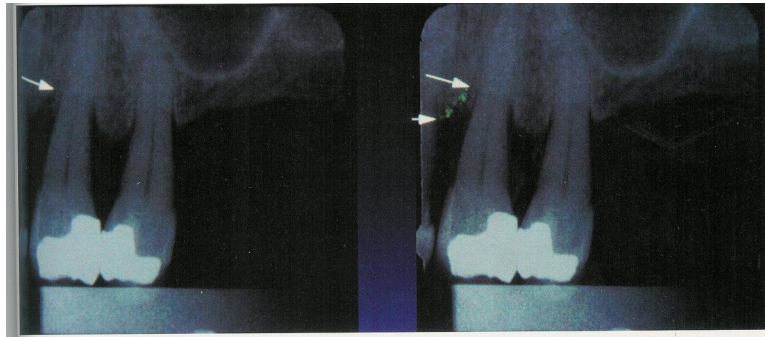


Fig. 19 Der. Con la sustracción digital se demuestra la ganancia ósea en el sitio tratado (en verde) con raspado y alisado radicular más el *chip* de clorhexidina (mesial del 12). Izq. Rx de pretratamiento. Tomado de Jeffcoat, 2000.

3.1.4 Para la evaluación de los implantes

La técnica de radiografía por sustracción digital se ha usado para evaluar los cambios óseos alrededor de los implantes como lo demostraron Jeffcoat *et al*²⁷ en el estudio de un caso clínico a través del cual, con esta técnica, tres meses después de cargar el implante, observaron una pérdida ósea que se extendía a lo largo del mismo y clínicamente estaba inmóvil. El análisis por sustracción reveló una pérdida de 202 mg de hueso. A los nueve meses el implante presentó movilidad y el mismo fracasó.

Con la técnica de sustracción digital se ha confirmado cuantitativamente la ganancia ósea después de la colocación de membranas de politetrafluoretileno y partículas de injerto de hueso autógeno en el tratamiento de la peri-implantitis. El estudio se hizo en ocho monos de la

especie *Macaca fascicularis*, a los cuales se les colocó un total de sesenta y cuatro implantes de titanio. Después de un período de cicatrización de tres meses se les indujo una peri-implantitis y posteriormente fueron tratados y evaluados. A través de la técnica de sustracción digital se confirmó la ganancia ósea en los defectos tratados con las distintas técnicas de injerto óseo (Fig. 20).⁸⁴

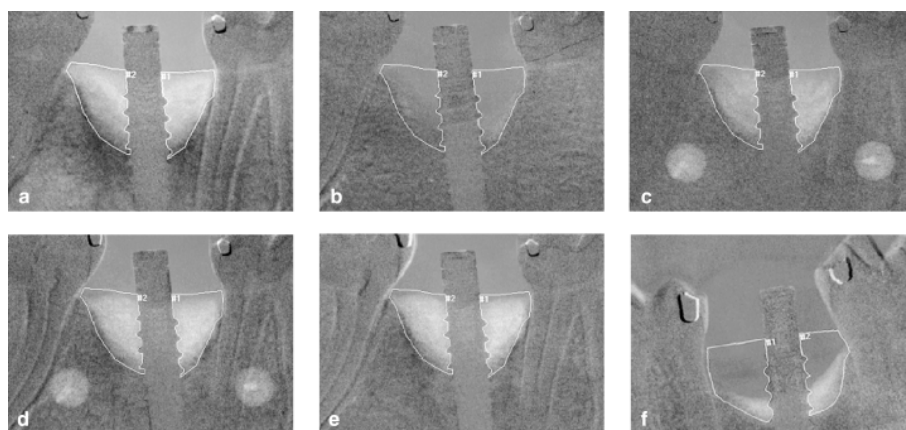


Fig. 20 Imágenes por sustracción de defectos tratados con membrana más injerto autógeno de hueso antes de la colocación de la ligadura (a) Antes del tratamiento (b) Después del tratamiento (c) Remoción de la membrana (d) Sacrificio (e) Control del defecto en el sacrificio. Tomado de Schou 2003.

Appleton *et al*⁸⁵, realizan un estudio clínico para determinar la efectividad de los procedimientos de carga progresiva en la preservación de la altura de la cresta ósea, así como, observar la densidad ósea alrededor de los implantes maxilares restaurados con coronas unitarias, a través, de una técnica de valoración radiográfica longitudinal precisa. Colocaron veintitrés implantes endoóseos, cubiertos de hidroxiapatita en veinte pacientes.

Después del período de cicatrización, los implantes del grupo control se restauraron con coronas de metal-cerámica y los implantes del grupo experimental fueron sometidos a un protocolo de carga progresiva. Tomaron radiografías de cada implante en el momento de la restauración, después de 2, 4, 6, 9 y 12 meses en función. Emplearon la técnica de sustracción digital para el análisis radiográfico y concluyeron que hubo menor pérdida de hueso crestral en los implantes con carga progresiva (0,2 mm) en comparación con los colocados en forma convencional donde la pérdida fue de 0,6 mm y la medición de la densidad ósea alrededor de los implantes cargados progresivamente mostraban un incremento continuo a lo largo del tiempo.⁸⁵

3.2 Ventajas, desventajas y limitaciones de la técnica de sustracción digital en periodoncia

3.2.1 Ventajas

La técnica de sustracción digital es un método que permite monitorear los cambios en el tejido óseo no detectables por radiografía convencional.^{10, 53, 71, 74}

La técnica de sustracción digital es un método no invasivo para la evaluación de cambios cuantitativos en el

hueso alveolar, que puede ser usada para visualizar pequeñas diferencias en la densidad y volumen del hueso.³⁵ En condiciones óptimas, es decir, sin distorsión de geometría ni de contraste, se puede detectar en el hueso un cambio de grosor mínimo de 0,12 mm.³³

La sensibilidad de la técnica o capacidad para detectar una lesión cuando está presente es del 90% en una pérdida ósea de apenas el 5% y la especificidad de la misma es superior al 95%.^{13, 46, 78, 86}

La imagen por sustracción puede usarse para hacer medidas directas del cambio óseo a lo largo de la superficie radicular en milímetros, además con la aplicación de programas específicos se puede cuantificar la pérdida o ganancia ósea real en miligramos.²

La visualización de los cambios con la técnica de sustracción digital mejora con el uso de programas para el realce del contraste y la adición del código de color.⁸⁷

La técnica de sustracción digital es un método no invasivo que permite observar el progreso de la enfermedad periodontal, así como, evaluar a corto plazo los resultados de la terapia instaurada, por ejemplo, provee información de los cambios en la densidad ósea en los defectos verticales y de los compromisos de furca tratados con RTG.^{30, 80}

3.2.2 Desventajas

Es difícil alcanzar la alta estandarización requerida por la sustracción digital en el proceso radiográfico de rutina , es decir, en la proyección geométrica, las condiciones de exposición y el procesamiento de la película.⁸⁷

La estandarización de la geometría *a priori* es costosa y engorrosa para el uso clínico y la selección de una técnica apropiada se dificulta por la falta de comparabilidad.⁴

Las comparaciones densitométricas de radiografías seriadas pueden traer como consecuencia un cierto número de falsos positivos y falsos negativos debido a errores metodológicos con el uso de la técnica de sustracción digital.⁵⁴

El tiempo y el esfuerzo empleado en la producción de la imagen por sustracción con una alta calidad de diagnóstico resulta muy costoso en la práctica clínica, por lo tanto no es un procedimiento que se realice rutinariamente⁴

3.2.3 Limitaciones

La imagen por sustracción digital requiere la reproducción de la misma proyección geométrica, contraste y densidad de la radiografía inicial en las radiografías subsecuentes, este requerimiento es el que asegura la comparación exitosa de las radiografía seriadas.²⁵

Las variaciones en la posición de los dientes y la presencia de nuevas restauraciones inducen a la pérdida de estandarización en las radiografías subsecuentes y las guías oclusales tienen una duración de 2 a 3 años aproximadamente².

30

4 PRUEBA PILOTO SOBRE SUSTRACCIÓN DIGITAL EN LA REGIÓN DENTO-ALVEOLAR

La técnica de sustracción digital ha demostrado ser un método sensible para la visualización de los cambios óseos (ganancia o pérdida), sin embargo, en el país el uso de esta técnica está limitada al campo médico, específicamente a la angiografía por sustracción digital. Al parecer en el campo odontológico la demanda es casi nula, por un lado por desconocimiento de la técnica y por el otro por la falsa creencia que para realizarla se necesita *hardware* y *software* muy costosos. Es por esto que se decide realizar

una prueba piloto que permita demostrar que la técnica de sustracción digital es una idea relativamente sencilla de implementar, siempre y cuando se puedan prevenir los errores irreversibles.

Para esto se diseñó una prueba piloto donde se utilizó una mandíbula fresca de cerdo (sin piel) a la cual se le crearon defectos artificiales que simulan una pérdida ósea y posteriormente algunos defectos fueron rellenados con hueso molido para simular la ganancia de hueso. Se tomaron las respectivas radiografías y posteriormente las mismas fueron digitalizadas y manipuladas con un programa genérico para edición de imágenes, de obtención gratuita en Internet.

4.1 MATERIALES Y EQUIPOS

1. Una mandíbula de cerdo fresca, sin piel.
2. Equipo de rayos X marca max-F de miliamperaje y kilovotaje fijos (10 mA y 59,8 Kvp respectivamente).
3. Radiografías periapicales N° 2 marca Kodak.

4. Sistema de estandarización para la toma de las radiografías:



Fig. 21 Parte de los materiales y equipos del experimento.

- Equipo para realización de técnica paralela (XCP marca Rinn, Fig. 21).
- Taco de mordida con una guía oclusal de acrílico (Fig. 21).

4.Dremel y fresas para dremel (Fig. 21).

5.Sonda periodontal (Fig. 21).

6. Escáner para digitalización de radiografías periapicales (modelo HP 3625)

7. Programa de computación GIMP (GNU Image Manipulation Program) para la manipulación de las imágenes. Dicho programa es de dominio público y de obtención gratuita en Internet <http://www.gimp.org>

4.2 METODOLOGÍA

4.2.1 Adquisición



Fig. 22 Vista de la zona a evaluar



Fig. 23 Levantamiento del colgajo mucoperióstico

1. Se determinó que la evaluación se haría sobre la zona pósterio-inferior izquierda (Fig. 22). Se levantó un colgajo mucoperióstico para exponer la zona donde se crearán los defectos (Fig. 23).

2. Se realizó la estandarización *a priori* de la técnica, lo cual se logró con el uso del equipo para técnica paralela (Fig. 24 y Fig. 25) y la realización de una guía oclusal de acrílico en el taco de mordida, este material ofrece estabilidad dimensional y rigidez adecuada, además es radiolúcido. Se aplicó vaselina a los dientes para facilitar la remoción de la guía entre cada toma radiográfica. La radiografía se colocó a 5 mm de los bordes laterales del dispositivo. Se procuró mantener la misma angulación horizontal y vertical para todas las exposiciones y los factores radiográficos fueron los que estaban determinados por el fabricante para la zona de premolares.



Fig. 24: Haciendo la guía oclusal en la mandíbula

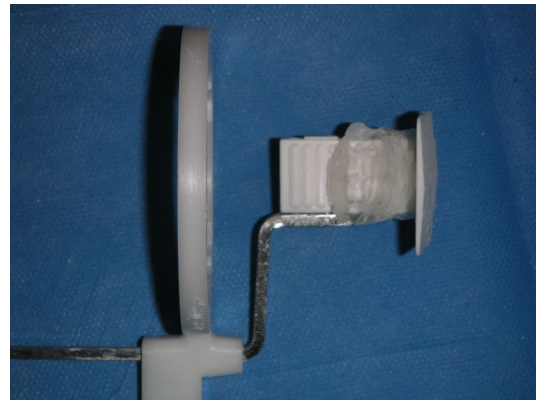


Fig. 25: Vista de la guía oclusal

3. Se tomó la radiografía inicial de la zona a evaluar (Fig. 26 y Fig. 29).

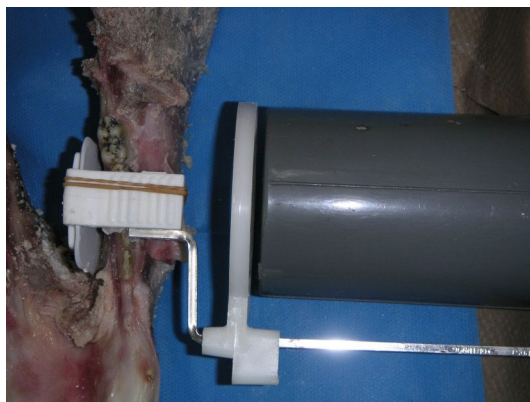


Fig. 26: Aparato colocado en la mandíbula

4. Se realizaron defectos artificiales en el tejido óseo (Fig. 27), estos defectos se hicieron a diferentes profundidades en la porción vestibular:

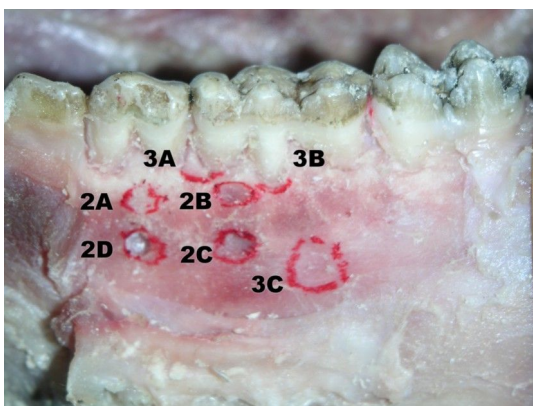


Fig. 27 Defectos creados en el área a evaluar

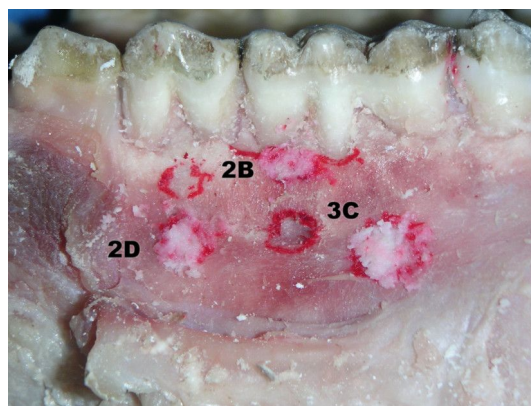


Fig. 28 Rellenos de hueso molido mezclado con agua aplicados en 2B, 2D y 3C

1. Radiografía N° 2: Cuatro defectos circulares dispuestos a nivel del molar siguiendo el sentido de las agujas del reloj con las siguientes profundidades: 2a) -0,5 mm de profundidad y 3 mm de diámetro; 2b) 0,5 mm de

profundidad y 3,5 mm de diámetro; 2c) 1 mm de profundidad y 3 mm de diámetro; 2d) 2 mm de profundidad y 4 mm de diámetro (Fig. 27). Se tomó la radiografía tratando de mantener las mismas condiciones de estandarización (Fig. 29).

2. Radiografía N° 3: 3a) defecto entre el molar de dos raíces y el molar de tres raíces, reducción de altura y de profundidad de 1,5 mm. 3b) defecto a nivel de la raíz central del molar de tres raíces, reducción de altura y de profundidad de 1 mm. 3c) desgaste superficial de 5 mm de diámetro en la porción apical entre la raíz central y distal del molar de tres raíces (Fig. 27). Se tomó la radiografía tratando de mantener las mismas condiciones de estandarización (Fig. 29)

3. Radiografía N° 4: Se seleccionaron tres defectos (2b, 2d y 3c) y se rellenaron con una pasta de hueso molido mezclado con agua (Fig. 28). Se tomó la radiografía tratando de mantener las mismas condiciones de estandarización (Fig. 29).

5. Se colocaron todas las radiografías en el mismo gancho. Se estandarizó la temperatura y concentración de los líquidos y el tiempo de las radiografías en los líquidos fue medido con cronómetro.

4.2.2 Digitalización

Se escanearon las radiografías a 600 DPI, en escala de grises, se almacenaron en formato TIFF sin compresión. (Fig. 29)

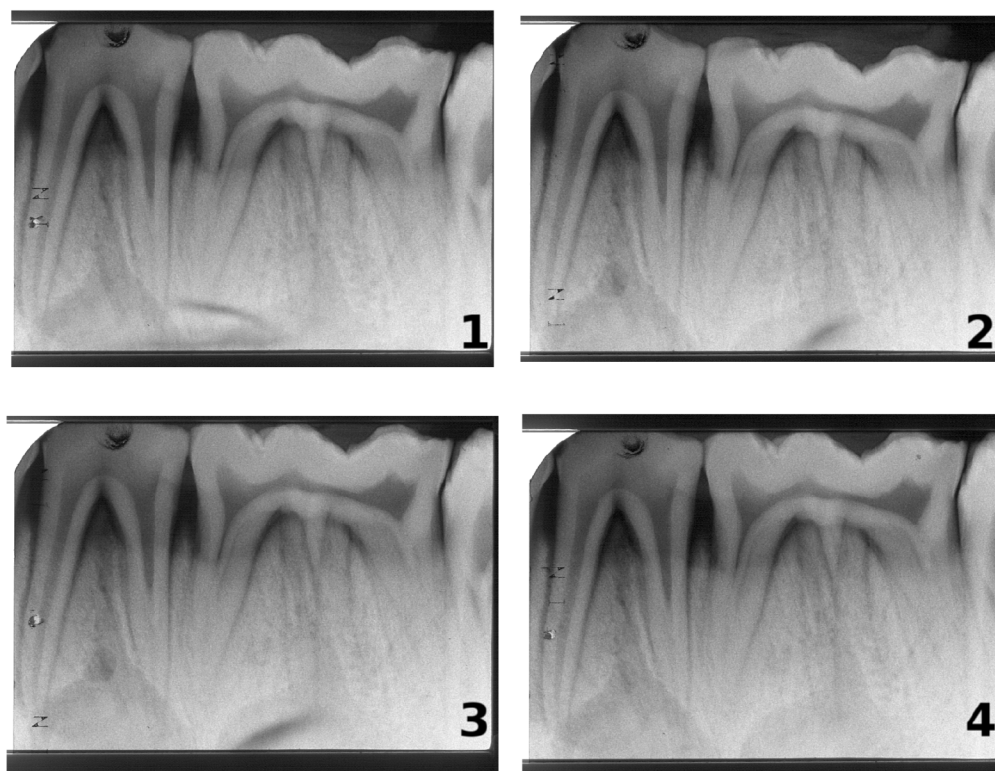


Fig. 29 1: Radiografía inicial. 2: Después de realizar defectos 2a, 2b, 2c y 2d. 3: Después de realizar defectos 3a, 3b y 3c. 4: Después de rellenar defectos 2b, 2d y 3c

4.2.3 Estandarización *a posteriori*

1. En cada caso se estandarizó la imagen subsecuente (S) con respecto al histograma de la imagen inicial (I) para colocarlas en los mismos rangos de valores de grises. Es importante hacer notar que la estandarización de los tonos de gris se hizo relativamente a la imagen inicial, y que no existió una referencia absoluta (como una cuña de aluminio) por lo cual los resultados obtenidos son más apropiados para análisis cualitativo que cuantitativo.
2. Se creó una imagen de dos capas, siendo cada una de ellas las imágenes inicial y subsecuente respectivamente.
3. Se añadió una capa cuyos píxeles tenían todos el valor 127 el cual es el tono central de una escala de grises de 0 a 255.
4. Se desplazó, rotó y deformó la imagen subsecuente (transformación afín) para hacerla coincidir con la imagen inicial al máximo alcanzable por el operador (Fig. 30).

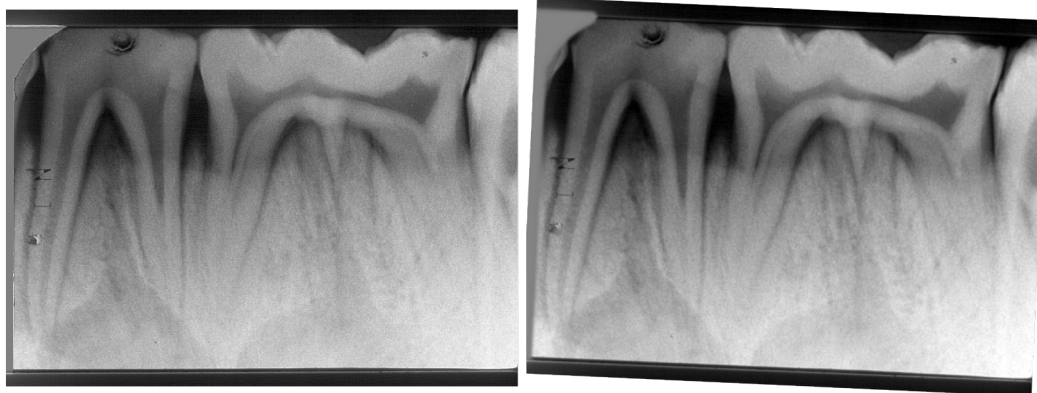


Fig. 30 Radiografía 4 antes y después de transformada para su correcta alineación con la radiografía 3

4.2.4 Sustracción digital

1. Se duplicaron las capas correspondientes a las imágenes, teniendo ahora dos de cada una.

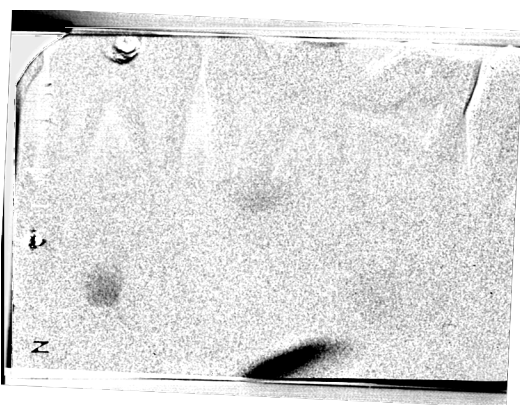


Fig. 31 "Sustracción" de la radiografía subsecuente menos la inicial (ganancia de hueso), las zonas sin cambio y las zonas de pérdida se ven todas como cero. La imagen se invirtió a efectos de impresión.

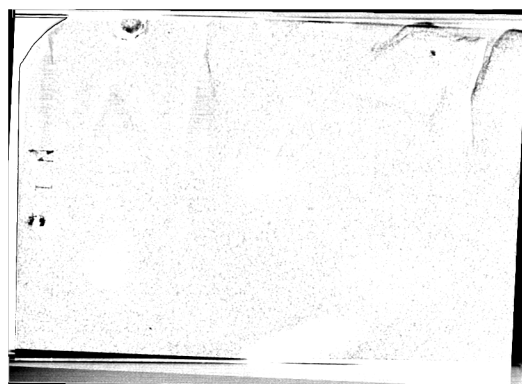


Fig. 32 "Sustracción" de la radiografía inicial menos la subsecuente (pérdida de hueso), las zonas sin cambio y las zonas de ganancia se ven todas como cero. La imagen se invirtió a efectos de impresión.

2. Se realizó la *mezcla* de la imagen subsecuente con la imagen inicial donde el resultado era $S-I$ donde el valor del píxel en S fuera mayor que el correspondiente en I y cero en el resto de la imagen (Fig. 31). De igual manera se hizo con las copias, pero esta vez el resultado fue $I_{\text{copia}} - S_{\text{copia}}$ donde $I_{\text{copia}} > S_{\text{copia}}$ y cero en el resto de la imagen (Fig. 32). Esto se hizo de esta manera, porque la sustracción de imágenes no contempla números negativos y en su lugar coloca ceros. Por esta razón hay que hacer una sustracción para evaluar la ganancia y otra separada para la pérdida.

3. Se *mezclaron* la imagen de valor constante (C) con el primer resultado del paso anterior de manera aditiva obteniendo $C+S-I$. Esto a su vez se *mezcló* con la imagen $I_{\text{copia}} - S_{\text{copia}}$ para obtener finalmente $C + S-I - (I_{\text{copia}} - S_{\text{copia}})$. Lo cual es la imagen por sustracción digital (Fig. 34).

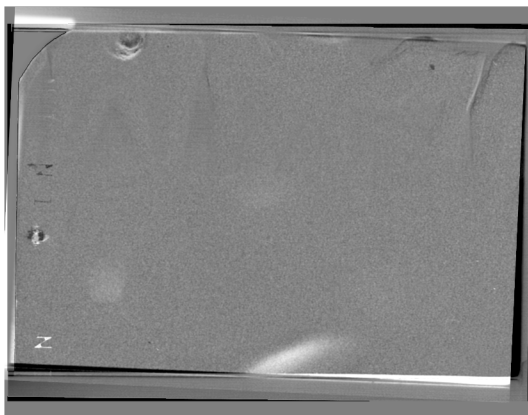


Fig. 34 Imagen por sustracción digital

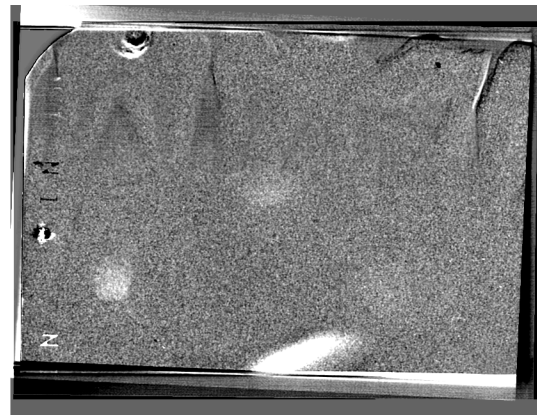


Fig. 33 Imagen por sustracción digital después de la normalización

4.2.5 Normalización

Dado que los valores de la imagen por sustracción se agrupan en la cercanía del valor central de 127, los mismos caen dentro de una gama de grises muy pequeña y difícil de distinguir para el ojo humano, se procedió a distribuir esos valores en la escala completa de 0 a 255 aumentando de esa manera la diferencia visual entre los distintos valores producto de la sustracción (Fig. 33).

Después de realizados todos los pasos anteriormente descritos se obtuvieron las siguientes imágenes:

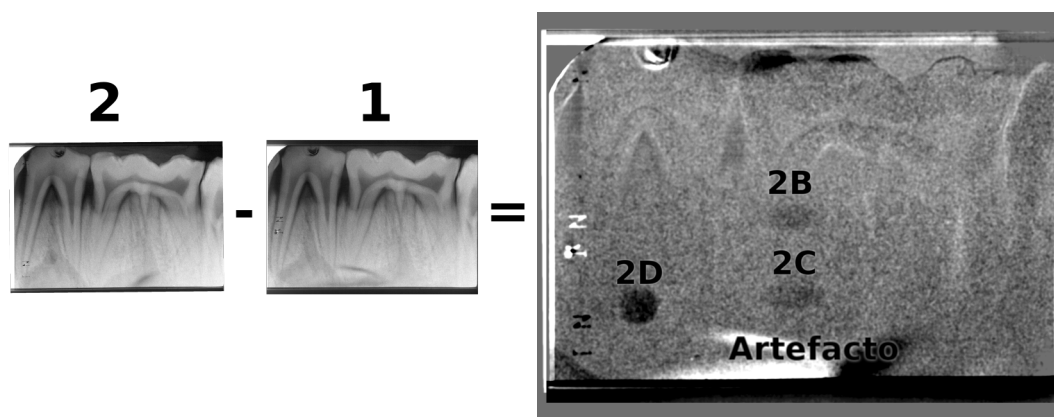


Fig. 35 Sustracción digital Rx2 - Rx1

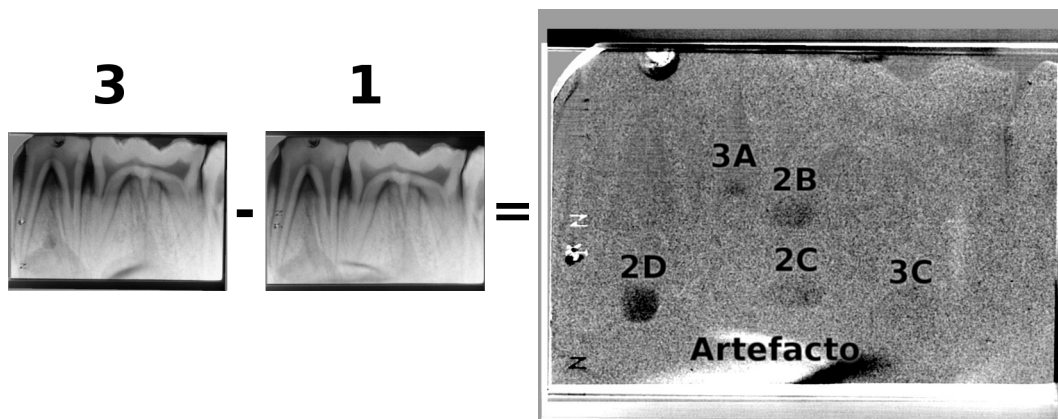


Fig. 36 Sustracción digital Rx3- Rx1

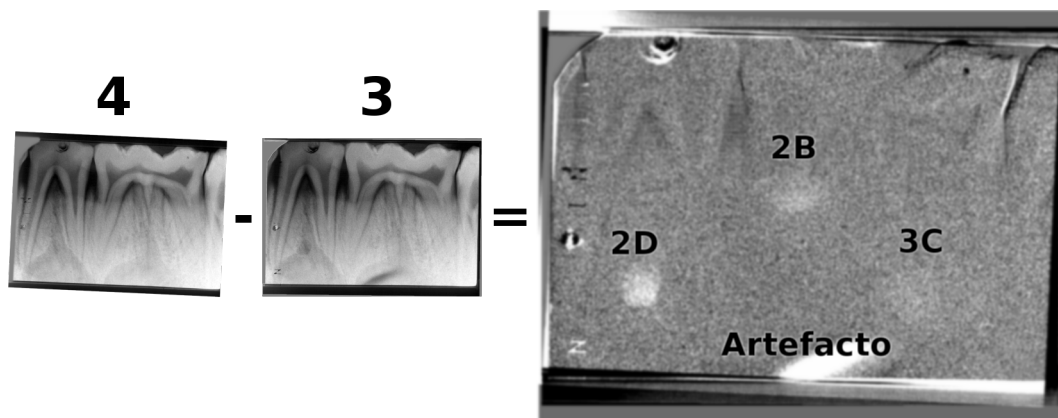


Fig. 37 Sustracción digital Rx4 - Rx3

4.2.6 Evaluación

Se escogió a dos profesores de la cátedra de radiología como observadores, ambos expertos en la evaluación de radiografías convencionales pero sin experiencia en la detección de lesiones en imágenes por sustracción. Ninguno

de ellos tenía conocimiento de las zonas donde se hicieron los defectos y rellenos, y a ambos se les hizo la acotación de la presencia de áreas oscuras en diferentes posiciones en el tercio inferior de las películas (artefactos), posiblemente debidas a un mal manejo de las mismas durante el revelado.

Todas las radiografías obtenidas en la prueba fueron mostradas a ambos observadores para que identificaran las diferencias que observaban en la radiografía nº 2 con respecto a la nº 1, en la radiografía nº 3 también en relación a la nº 1 y entre la radiografía nº 4 con respecto a la radiografía nº 3. Luego se les mostró las imágenes obtenidas de la sustracción de Rx2-Rx1, Rx3-Rx1 y Rx4-Rx3 para que identificaran las lesiones presentes.

4.3 RESULTADOS

En las radiografías los observadores coincidieron e identificaron las siguientes lesiones:

Radiografía nº 2: Imágenes radiolúcidas compatibles con los defectos 2c y 2d

Radiografía nº 3: Imágenes radiolúcidas compatibles con los defectos 2c y 2d.

Radiografía nº 4: Cambios en la densidad (aumento) en defecto 2d e imagen radiolúcida correspondiente a el defecto 2c.

Sustracción digital Rx2 – Rx1: Identificaron las imágenes oscuras correspondientes a los defectos 2b, 2c y 2d (Fig. 35).

Sustracción digital Rx3 – Rx1: Además de las imágenes oscuras anteriores identificaron las imágenes oscuras correspondientes a los defectos 3a y 3c (Fig. 36).

Sustracción digital Rx4 – Rx3: Identificaron las imágenes claras correspondientes al relleno de los defectos 2b, 2d y 3c (Fig. 37).

Por lo tanto, en las radiografías de los siete defectos creados sólo pudieron ser detectados visualmente 2c y 2d (28,5%) y en las imágenes por sustracción se identificaron cinco de los siete defectos (71,5%).

Con respecto a las zonas de relleno, en la radiografía los observadores apreciaron el cambio de la densidad ósea sólo en el defecto 2d (33,3%) y en la imagen por sustracción observaron el relleno de los tres defectos 2b, 2d y 3c (100%).

4.4 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

En la prueba, cuando se comparan los resultados obtenidos con la técnica de sustracción digital con respecto a los de la radiografía convencional se determina que la primera es un método más sensible para la detección de los cambios óseos, sin embargo, los defectos no pudieron ser visualizados en un 100%, a pesar de estar dentro del rango de sensibilidad de la sustracción digital reportado en la literatura.^{13, 78} Dentro de las posibles razones para esto podemos nombrar las siguientes.

- Errores irreversibles creados durante la adquisición debido a que el cono de rayos X no tenía acoplamiento mecánico con el equipo de técnica paralela.
- Insuficiente precisión en la estandarización geométrica *a posteriori*.

- El alto nivel de ruido mencionado previamente en esta sección.
- Y por último, como hipótesis más fuerte, está el hecho de que los defectos no detectados, pueden haber sido enmascarados por la radiopacidad del tronco radicular, que bloqueó completamente el paso de los rayos independientemente de la presencia o ausencia de un defecto.

Por otro lado, la calidad de la digitalización no fue óptima, a pesar de usar equipos de marca reconocida, las imágenes resultaron ruidosas. Se tomó una región que debía ser de tono constante (negro) y se observó que sus valores variaban hasta en un 15% con respecto a la escala total (0-255). Se asume que toda la imagen tiene un nivel de ruido similar y que el mismo impacta desfavorablemente los resultados de las sustracciones.

A pesar de que un único experimento no permite hacer generalizaciones, es importante destacar que aunque hubo pérdidas óseas que no fueron detectados, todas las áreas con relleno fueron reconocidas en la sustracción, así mismo, no se reportó ningún falso relleno ni ninguna falsa pérdida lo que nos hace pensar que la técnica, si bien es sensible, no lo es en demasía.

4.4.1 Beneficios de la técnica

Recordando que este ejercicio se presenta como una “prueba de concepto”, y no se está proponiendo esta metodología para sustituir productos comerciales especializados, se enumeran algunos beneficios derivados de la realización del mismo.

- El programa utilizado es de obtención gratuita en internet, el cual se emplea para la manipulación de imágenes en general.
- La obtención de las radiografías se realiza con un equipo de rayos X convencional y la individualización del taco de mordida (para lograr la misma proyección geométrica en todas las imágenes) se hace con acrílico autocurable.
- En la digitalización de las imágenes se emplea un escáner convencional para diapositivas.
- Para la manipulación de las imágenes se utiliza un computador personal estándar, sin requerimientos especiales de memoria, capacidad gráfica o de procesador.

4.4.2 Dificultad de la técnica

La única dificultad real encontrada para la aplicación de esta técnica de sustracción digital “casera” estuvo en la parte de la estandarización tanto de geometría como de densidad y contraste radiográfico, las cuales fueron complicadas de lograr, consumieron mucho tiempo y estuvieron basadas principalmente en ensayo y error, sin un enfoque sistemático debido a las limitaciones de las herramientas, pues las mismas son de uso general y no especializadas en sustracción digital radiográfica. Sin embargo, incluso con herramientas especializadas la estandarización es un procedimiento delicado, en este experimento se observó que muy pequeños desplazamientos y/o deformaciones (inclusive menores al tamaño del píxel) tenían grandes efectos en el resultado final.

4.5 CONCLUSIONES DE LA PRUEBA

La sustracción digital demostró ser una técnica más sensible que la radiografía convencional. Incluso al ser realizada con herramientas rudimentarias, y emplear personal no entrenado tanto en su manufactura, como en su análisis.

La estandarización geométrica representó una dificultad importante para la adecuada alineación de las imágenes *a posteriori*, y consecuentemente para la calidad de final de la sustracción.

III DISCUSIÓN

Se hizo una prueba piloto cuyo objetivo principal fue mostrar una alternativa para realizar la sustracción digital en el país. El sistema desarrollado fue bien económico, en relación al costo y ofrece una reproducibilidad geométrica aceptable con la realización de la guía oclusal de acrílico en el taco de mordida del equipo de técnica paralela XCP, este equipo de estandarización es similar al empleado por Schmidt³.

Con esta prueba se confirmó que la sustracción digital es un método sensible para la detección de lesiones menores de 1 mm de profundidad, las cuales en el examen radiográfico convencional no fueron observadas por los dos odontólogos encargados de la detección visual de las lesiones. Esto está en concordancia con los estudios de Gröndahl y Gröndahl²⁶ y de Hausmann *et al.*¹³ quienes observaron cambios en las imágenes por sustracción en lesiones inducidas artificialmente en cadáveres. En otros experimentos los investigadores han identificado lesiones en las cuales se ha removido el 5% del hueso en un 90% de las ocasiones.^{13, 78} Se ha detectado también con la sustracción digital la presencia de lesiones artificiales con una sensibilidad del 91.3% y una especificidad del 95.7%.⁵ Mediante el análisis por sustracción digital, se ha registrado con una precisión casi exacta lesiones de 0.49 mm de profundidad, en tanto que una lesión debe ser por lo menos

tres veces mayor, específicamente se tiene que perder más del 30% de la masa ósea, para que sea detectable con la técnica radiográfica convencional.¹³

Esta técnica facilita la visualización, tanto cualitativa como cuantitativa de cambios mínimos en la densidad ósea, ya que elimina de la imagen las estructuras anatómicas sin cambios. Como consecuencia los cambios reales de densidad en los tejidos se realzan dramáticamente, mejorando significativamente la sensibilidad en la evaluación imagenológica.

Reddy en 1991 realiza un estudio y determina que las lesiones menores de 1 mm eran más fácilmente detectables por el clínico cuando las imágenes sustraídas eran realizadas con algún programa para adición de color. Estos hallazgos están en concordancia con los estudios de Brägger *et al*,⁴² para quienes las imágenes con sustracción realizadas con color mejoran la precisión del diagnóstico 2.3 veces con respecto a la sustracción sola.

El éxito de la sustracción digital depende directamente de la reproducibilidad de la imagen radiográfica. La misma está asociada con el contraste, densidad y distorsión geométrica. Se ha demostrado que las distorsiones en las dos primeras pueden corregirse con la aplicación de ciertos programas diseñados específicamente para esto.¹⁵ Sin

embargo, aunque se han creado programas para corregir la distorsión geométrica, sólo están limitados a los errores reversibles de proyección.^{4, 25, 28, 88}

En la prueba a pesar de todas las consideraciones clínicas para la estandarización *a priori*, la reproducibilidad no fue muy buena, por lo cual fue necesario la corrección geométrica *a posteriori*. Sin embargo, también hubo dificultad para la estandarización *a posteriori* de las imágenes, notándose la presencia significativa de ruido estructural, debido presuntamente a las pequeñas variaciones de angulación tanto horizontal como vertical durante la toma de las radiografías; esto está en concordancia con los estudios de Rudolph *et al*³³, quienes evaluaron en veinte pares de imágenes con distorsiones geométricas entre cero y nueve grados horizontal y vertical, la influencia de los cambios de angulación entre el rayo y el objeto; determinaron que con el aumento de la angulación hay un incremento progresivo del ruido estructural y de los artefactos en la imagen por sustracción.

La principal dificultad asociada con el uso de esta técnica es reproducir la misma geometría de proyección durante la exposición de las radiografías sucesivas, lo que hace que este método sea poco práctico en el entorno clínico; aunque por sus posibilidades diagnósticas es una técnica que hay

que considerar en el trabajo clínico debido a la disponibilidad de equipos para la obtención, digitalización y manipulación de las imágenes, como fue demostrado en la prueba piloto.

IV CONCLUSIONES

1. La técnica de sustracción digital es un método que permite la detección de cambios en el hueso alveolar hasta 6 veces más pequeños que los detectables con radiografía convencional.
2. Es una técnica que tiene aplicaciones tanto en el campo de la medicina como en diferentes ramas de la odontología: en endodoncia, cariología, periodoncia.
3. En periodoncia puede emplearse para el monitoreo del curso de la enfermedad periodontal, así como para evaluar los resultados de la terapia instaurada (raspado y alisado radicular, RTG, efectividad de agentes quimioterapéuticos) y así tomar decisiones tempranas y más apropiadas con respecto al tratamiento de los pacientes.
4. El éxito de la sustracción digital depende directamente de la reproducibilidad de la imagen radiográfica.
5. La dificultad para reproducir la misma geometría de exposición en todas las radiografías es la principal limitación de la sustracción digital.

6. La sustracción digital demostró dar resultados de calidad incluso al ser realizada rudimentariamente con equipos y aplicaciones no especializadas, lo que la convierte en una técnica accesible para el clínico promedio. Sin embargo es razonable esperar que con equipos y aplicaciones especializadas, los resultados sean aún mejores y más sencillos de obtener.

V REFERENCIAS

1. Los rayos X en Odontología. Eastman Kodak Company. 1988.
2. Jeffcoat M, Chung Wang I, Reddy M. Radiographic diagnosis in periodontics. Periodontology 2000. 1995;7:54-68.
3. Schmidt EF, Webber R, Ruttimann U and Loesche W. Effect of periodontal therapy on alveolar bone as measured by subtraction radiography. Journal of Periodontology. 1988;59:633-638.
4. Mol A. Imaging methods in periodontology. Periodontology 2000. 2004;34:34-48.
5. Jeffcoat MK. Radiographic methods for the detection of progressive alveolar bone loss. Journal of Periodontology. 1992;63(Suppl):367-372.
6. Goaz P, White S. Radiología oral: principios e interpretación. 3ra Edición. Mosby, Madrid.1995.
7. Hausmann E, Allen K, Christersson L, Genco RJ. Effect of X ray beam vertical angulation on radiographic alveolar crest level measurement. Journal of Periodontal Research. 1989;24:8-19.
8. Hausmann E, Dunford R, Wikesjö U, Christersson L, McHenry K. Progression of untreated periodontitis as assessed by subtraction radiography. Journal of Periodontal Research. 1986;21:716-721.

9. Hausmann E, Allen K, Carpio L, Christersson L, Clerehugh V. Computerized methodology for detection of alveolar crest bone loss from serial intraoral radiographs. *Journal of Periodontology*. 1992;63:657-662.
10. Hausmann E. A contemporary perspective on techniques for the clinical assessment of alveolar bone. *Journal of Periodontology*. 1990;61:149-156.
11. Jeffcoat M, Palcanis K, Weatherford T, Reese M, Geurs N, Flashner M. Use of a biodegradable chlorhexidine chip in the treatment of adult periodontitis: clinical and radiographic findings. *Journal of Periodontology*. 2000;71:256-262.
12. Hausmann E, Ortman L, Mc Henry K, Fallon J. Relationship between alveolar bone measured by 125I absorptiometry with analysis of standardized radiographs. *Journal of Periodontology*. 1982;may:307-310.
13. Hausmann E, Christersson L, Dunford R, Wikesjo U, Phyo J, Genco RJ. Usefulness of subtraction radiography in the evaluation of periodontal therapy. *Journal of Periodontology*. 1985;special issue:4-7.
14. Wenzel A, Sewerin I. Source of noise in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1991;71:503-508.
15. Ruttimann UE, Webber R, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *Journal of Periodontal Research*. 1986;21:486-495.

16. Eley B, Cox S. Advances in periodontal diagnosis 1. British Dental Journal. 1998;184:12-16.
17. Pasler F. Atlas de radiología odontológica. Editorial Salvat.
18. De Freitas A, Rosa J, Faria e Souza I. Radiología odontológica. Artes Médicas, São Paulo. 2002.
19. Lasala A. Endodoncia. 4ta Edición. Editorial Salvat. Barcelona. 1992.
20. Katsanular T, Lambrianidis T. Xeroradiography and its application to dentistry. Endodontic Dental Traumatology. 1989;54:207-212.
21. Naito T, Hosokawa R, Yokota M. Three-dimensional alveolar bone morphology analysis using computed tomography. Journal of Periodontology. 1998;69:584-589.
22. Webber R, Horton R, Tyndall D, Ludlow J. Tuned aperture computed tomography (TACT™). Theory and application for three-dimensional dento-alveolar imaging. Dentomaxillofacial Radiology. 1997;26:53-62.
23. Liang H, Tyndall D, Ludlow J, Lang L. Cross-sectional presurgical implant imaging using tuned aperture computed tomography (TACT). Dentomaxillofacial Radiology. 1999;28:232-237.

24. Webber R, Messura J. An vivo comparison of diagnostic information obtained from tuned-aperture computed tomography an conventional dental radiographic imaging modalities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999;88:239-247.
25. Mol A, Dunn S. The perfomance of projective standarization for digital subtration radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;96:373-382.
26. Gröndahl H-G, Gröndahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. Oral Surgery. 1983;55:208-213.
27. Jeffcoat M, Reddy M, van der Berg HR, Bertens E. Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. Clinical Oral Implant Research. 1992;3:22-27.
28. Lehmann TM, Gröndahl H-G, Benn DK. Review: computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. Dentomaxillofacial Radiology. 2000;29:323-346.
29. Jeffcoat M, Reddy M, Wannawisute A, Waite P, Palcanis K, Cogen R et al. Use of digital radiography to demonstrate the potential of naproxen as an adjunct in the treatment of rapidly progressive periodontitis. Journal of Periodontal Research. 1991;26:415-421.
30. Reddy M, Jeffcoat M. Radiografía por sustracción digital. Clínicas Odontológicas de Norteamérica. 1993;58:565-577.

31. Gröndahl H-G, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. Oral Surgery. 1983;55:96-102.
32. Reddy MS, Bruch JM, Jeffcoat MK, Williams RC. Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991;71:763-769.
33. Rudolph DJ, White SC, Mankovich NJ. Influence of geometric distortion and exposure parameters on sensitivity of digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1987;64:631-637.
34. Dunn S.M., Van Der Stelt P.F, Ponce A, Fenesy K, Satish Shah. Comparing registration techniques for digital subtraction radiography. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1992;14:1101-1102.
35. Hausmann E. Digital subtraction radiography: then (1983) and now (1998). Journal Dental Research. 1999;78:7-10.
36. Jeffcoat MK, Reddy MS, Webber RL, Williams RC, Rüttimann UE. Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography. Journal of Periodontal Research. 1987;22:396-402.
37. Zappa U, Simona C, Graf H, van Aken J. In vivo determination of radiographic projection errors produced by a novel filmholder and an X-ray beam manipulator. Journal of Periodontology. 1991;62:674-683.

38. Burdea G, Dunn M, Immendorf C, Mallik M. Real-time sensing of tooth position for dental digital subtraction radiography. IEEE Trans Biomedical Engineering. 1991;38:366-378.
39. van den Elsen P, Pol E, Viergever M. Medical image matching: a review with classification. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1993;12:26-39.
40. Jeffcoat MK, Reddy M, Magnusson I, Johnson B, Meredith MP, Cavanaugh Jr *et al*. Efficacy of quantitative digital subtraction radiography using radiographs exposed in an multicenter trial. Journal of Periodontal Research. 1996;31:157-160.
41. Rawlinson A, Ellwood RP, Davies RM. An in vitro evaluation of a dental subtraction radiography system using bone chips on dried human mandibles. Journal of Clinical Periodontology. 1999;26:138-142.
42. Brägger U, Burgin W, Marconi M, Hasler RU, Lang NP. Influence of contrast enhancement and pseudocolor transformation on the diagnosis with digital subtraction images (DSI). Journal of Periodontal Research. 1994;29:95-102.
43. Papika S, Paulsen HU, Shi X-Q, Welander U, Linder-Aronson S. Orthodontic application of color image addition to visualize differences between sequential radiographs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115:488-493.
44. Shi X-Q, Eklund I, Tronje G, Welander U, Stamatakis HC, Engström P-E, Engström GN. Comparison of observer reliability in assessing alveolar bone changes from color with subtraction radiographs. Dentomaxillofacial Radiology. 1999;28:31-36.

45. Stassinakis A, Brägger U, Stojanovic M, Burgin W, Lussi A, Lang NP. Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtracted direct digital imaging. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1995;24:232-7.
46. Webber RL, Ruttiman, VE, Heaven TJ. Calibration errors in digital subtraction radiography. *Journal of Periodontology Research*. 1990;25:268-275.
47. Mol A, Dunn SM. Effect of bone chip orientation on quantitative estimates of changes in bone mass using digital subtraction radiography. *Journal Periodontal Research*. 2003;38:296-302.
48. Allen KM, Hausmann E. Analytical methodology in quantitative digital subtraction radiography: analyses of the aluminum reference wedge. *Journal of Periodontology*. 1996;67:1317-21.
49. Jeffcoat MK, Reddy MS, Haigh S, Buchanan W, Doyle MJ, Meredith MP et al. A comparison of topical ketorolac, systemic flurbiprofen, and placebo for the inhibition of bone loss in adult periodontitis. *Journal of Periodontology* . 1995;66:329-338.
50. Young S, Chaibi M, Graves D, Majzoub Z, Boustany F, Cochran D, Nummikoski P. Quantitative analysis of periodontal defects in a skull model by subtraction radiography using a digital imaging device. *Journal of Periodontology*. 1996;67:763-769.
51. Brägger U, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. *Journal of Clinical Periodontology*. 1988;15:473-478.

52. Toback G, Brunsvold M, Nummikoski P, Masters L, Mellonig J, Cochran D. The accuracy of radiographic methods in assessing the outcome of periodontal regenerative therapy. *Journal of Periodontology*. 1999;70:1479-1489.
53. Woo BM, Zee KY, Chan FH, Corbet EF. In vitro calibration and validation of a digital subtraction radiography system using scanned images. *Journal of Clinical Periodontology*. 2003;30:114-118.
54. Brägger U, Burgin W, Fourmouis I, Schmid G, Schild U, Lang NP. Computer-assisted densitometric image analysis of digital subtraction images: in vivo error of the method and effect of thresholding. *Journal of Periodontology*. 1998;69:967-74.
55. <http://www.sheringlatina.com>
56. Tsuchiya K, Katase S, Yoshino A, Hachiya I. MR digital subtraction angiography in the diagnosis of meningiomas. *European Journal of Radiology*. 2003;46:130-138.
57. Kullendorff B, Petersson K, Rohlin M. Direct digital radiography for the detection of periapical bone lesions: a clinical study. *Endodontic Dental Traumatology*. 1997;13:183-189.
58. Nicopoulou-Karayianni K, Brägger U, Patrikiou A, Stassinakis A, Lang NP. Image processing for enhanced observer agreement in the evaluation of periapical bone changes. *International Endodontic Journal*. 2002;35:615-622.

59. Avendaño J, Londoño I, Serpa M, Bermúdez E. Evaluación de la cicatrización de las lesiones periapicales mediante la técnica de sustracción digital de la radiografía periapical. Reporte de dos casos. Revista de la Federación Odontológica Colombiana. 1998;194.
60. Mikrogeorgis G, Lyroudia K, Molyvdas I, Nikolaidis N, Pitas I. Digital radiograph registration and subtraction: a useful tool for the evaluation of the progress of chronic apical periodontitis. Journal of Endodontics. 2004;30:513-517.
61. Heo M-S, Lee S-S, Lee K-H, Choi H-M, Choi S-Ch, Park T-W. Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol endod. 2001;91:369-373.
62. Holmes JP, Gulabivala K, van der Stelt PF. Detection of simulated internal tooth resorption using conventional radiography and subtraction imaging. Dentomaxillofacial Radiology. 2001;30:249-254.
63. Kravitz L, Tyndall D, Bagnell C, Dove S. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. Journal of Endodontics. 1992;18:275-284.
64. Yosioka T, Kobayashi Ch, Sud H, Sasaki T. An observation of the healing process of periapical lesions by digital subtraction radiography. Journal of Endodontics. 2000;28:589-591.

65. Lucas G, Elizondo M, Rosa G. Estudio radiográfico de los cambios dentinarios producidos por el hidróxido de calcio y vitremer® en el tratamiento de caries en molares temporarios. Comunicaciones Científicas y Tecnológicas de la Universidad Nacional del Nordeste de Argentina. 2003;:.
66. Prapanpoch S, Langlais RP, Dove SB, Prihoda TJ, McDavid WD, Nummikoski PV, *et al*. Digital subtraction temporomandibular joint tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1993;75:122-34.
67. Ekberg Ec, Petersson A, Nilner M. An evaluation of digital subtraction radiography for assessment of changes in position of the mandibular condyle. Dentomaxillofacial Radiology. 1998;27:230-235.
68. Sato H, Ohki M, Kitamori H. A method for quantifying positional change of the condyle on lateral tomograms by means of digital subtraction. Journal of Oral Rehabilitation. 1998;25:448-455.
69. Eberhard J, Hartman B, Lenhard M, Mayer T, Kocher T, Eickholz P. Digital subtraction radiography for monitoring dental demineralization. Caries Research. 2000;34:219-224.
70. Wenzel A, Anthonisen P, Juul M. Reproducibility in the assessment of caries lesion behaviour: a comparison between conventional film and subtraction radiography. Caries Research. 2000;34:214-218.
71. Bragger U, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS. Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. Journal of Clinical Periodontology. 1988;15:473-478.

72. Eickholz P, Hausmann E. Evidence for healing of periodontal defects 5 years after conventional and regenerative therapy: digital subtraction and bone level measurements. *Journal of Clinical Periodontology*. 2002;29:922-928.
73. Brettle DS, Ellwood R, Davies R. Determination of the optimal conditions for dental subtraction radiography using a storage system. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1999;28:1-5.
74. Rosling B, Slots J, Webber R, et al. Microbiological and clinical effects of topical subgingival antimicrobial treatment on human periodontal disease. *Journal of Clinical Periodontology*. 1983;10:487.
75. Rethman M, O'Neal R, Woodyard S, et al. Subtraction radiographic change following periodontal therapy in a Rhesus monkey. *Journal of Dental Research*. 1985;64:209.
76. Ellwood R, Horner K, Alexander S, Davies R. A digital investigation of upper first molar proximal bone density changes in adolescents. *Journal of Periodontal Research*. 1998;33:172-177.
77. Rosa G, Lucas G, Lucas O. Estudio del hueso alveolar en fumadores jóvenes con radiografías digitalizadas. *Comunicaciones Científicas y Tecnológicas de la Universidad Nacional del Nordeste de Argentina*. 2003.
78. Ortman L, Dunford R, McHenry K, Hausmann E. Subtraction radiographic and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs. *Journal of Periodontal Research*. 1985;20:644-651.

79. Wenzel A, Warrer K, Karring T. Digital subtraction radiography in assessing bone changes in periodontal defects following guided tissue regeneration. *Journal of Clinical Periodontology*. 1992;19:208-213.
80. Christgau M, Wenzel A, Hiller KA, Schmalz G. Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1996;25:25-33.
81. Eickholz P, Hausmann E. Evidence for healing of class II and III furcations after GTR therapy: digital subtraction and clinical measurements. *Journal of Periodontology*. 1997;68:636-44.
82. Eickholz P, Hausmann E. Evidence for healing of Class II and Class III furcations 24 months after guided tissue regeneration therapy: digital subtraction and clinical measurements. *Journal of Periodontology*. 1999;70:1490-1500.
83. Christgau M, Bader N, Felden A, Gradl J, Wenzel A, Schmalz G. Guided tissue regeneration in intrabony defects using an experimental bioresorbable polidioxanon (PDS) membrane. A 24-month split-mouth study. *Journal of Clinical Periodontology*. 2002;29:710-723.
84. Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, Wenzel A. Autogenous bone graft and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis. I. Clinical and radiographic observations in cynomolgus monkeys. *Clinical Oral Implants Research*. 2003;14:391-403.

85. Appleton R, Pirkka N, Pigno M, Cronin R, Chung K-H. A radiographic assessment of progressive loading on bone osseointegrated implants in the posterior maxilla. Clinical Oral Implants Research. Accepted 25 february 2004:1-6.
86. Jeffcoat M, Reddy M, Jeffcoat R. A morphologically aided technique for quantitative subtraction of dental radiographic images. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1990;;2068-2070.
87. Fidler A, Likar B, Pernus F, Skaleric U. Influence of developer exhaustion on accuracy of quantitative digital subtraction radiography: an in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000;90:233-9.
88. Lehmann TM, Troeltsch E, Spitzer K. Technical report. Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. Dentomaxillofacial Radiology. 2002;31:264-272.