

**TESIS DOCTORAL.**

El Pseudocolor en la Imagen Radiográfica digital. Aportes al Diagnóstico de la Desmineralización de los Tejidos Calcificados dentarios.

UNIVERSIDAD NACIONAL DE ROSARIO
Facultad de Odontología | Cátedra de Radiología



Doctorando: Od. María Rosa Moyano
Directora: Prof. Dra. Martha Siragusa

AÑO 2012

Recibido: Mayo 2012 | Aceptado: Sep. 2012

INDICE

Introducción	1439
Objetivos	
General	1458
Particulares	1458
Hipótesis	1458
Materiales y Métodos	1459
Pueba 1	1459
Prueba 2	1460
Prueba 3	1460
Prueba 4	1461
Prueba 5	1461
Observación de las imágenes	1462
Resultados	1463
Análisis estadístico	1470
Discusión	1473
Conclusiones	1480
Referencias bibliográficas	1481

INTRODUCCIÓN

En Odontología, las alteraciones de la salud que en un sentido amplio abarcan trastornos del desarrollo, discapacidades funcionales y enfermedades en general del sistema masticatorio, requieren de un tratamiento cuya primera etapa fundamental es el Diagnóstico ^(Pasler, 1992).

La tarea diagnóstica está basada fundamentalmente en la evaluación clínica del paciente. El diagnóstico de certeza exigirá la confirmación de los datos clínicos a través de la interpretación y análisis de métodos complementarios, dentro de los cuales las imágenes diagnósticas, con la información que brindan, resultan imprescindibles en la mayoría de los casos.

La utilización de las Imágenes para el Diagnóstico en general y de las Radiografías en particular, es parte de una estrategia exploradora creativa para realizar un diagnóstico lo más perfecto posible y una planificación del tratamiento oral integral, como así también evaluar la presencia y extensión de los procesos patológicos, su evolución durante el tratamiento y los efectos terapéuticos logrados ^(Pasler, 1992, p9).

El criterio profesional expresado en conocimientos teóricos y experiencia práctica resulta decisivo para seleccionar dentro del amplio espectro de técnicas para la obtención de imágenes la más conveniente para cada caso en particular, teniendo siempre presente la relación riesgo / beneficio implícita en el uso de radiaciones ionizantes.

La definición de imagen varía según los distintos puntos de vista desde donde se estructure el concepto; por ejemplo desde la física, una imagen es la reproducción de la figura de un objeto formada por la reflexión o refracción de la luz que de él dimana, pudiendo ser imagen real cuando es formada en el punto donde convergen los rayos reflejados o refractados (observación directa, fotografías, radiografías), o virtual, la que se ve detrás de un espejo o lente, en el punto donde se encuentran las prolongaciones de los rayos divergentes que llegan al ojo del observador (observación con espejo, microscopio) ^(Siragusa y Mc Donnell, 1999).

También el término imagen se refiere a una función bidimensional de intensidad de luz expresada como $f(x,y)$, donde x e y representan las coordenadas espaciales y el valor de f en un punto cualquiera (x,y) es proporcional al brillo de la imagen en ese punto ^(González y Wood, 1996).

Desde el punto de vista del observador, la imagen es la condensación o resumen de la información del objeto que representa. En este caso la interpretación del contenido de la información de la imagen pasa a ser un acto cognoscitivo no implícito en la imagen misma, sino totalmente dependiente del observador, sus capacidades y sus objetivos ^(Siragusa y Mc Donnell, 1999, p 4).

La aplicación de la imagen constituye una dimensión muy importante dentro de la estructura de su concepto, e implica una multitud de enfoques específicos que hay que tener en cuenta. Así, la imagen radiográfica responde a objetivos específicos de diagnóstico, no son imágenes artísticas sino que deben reproducir fielmente el objeto observado, por lo tanto, su modo de representación o soporte debe responder a estándares o condiciones mínimas necesarias de representación del objeto para que la interpretación sea dependiente sólo de las capacidades del observador.

Las imágenes para el diagnóstico usadas en medicina y odontología tienen poca similitud o relación con las imágenes visuales de escenas naturales donde sutiles características son reveladas como diferencias en brillo, iluminación y reflectancia. Las características de la imagen diagnóstica revelan principalmente diferencias en la transmisión de rayos X (radiografías, fluoroscopías, tomografías), en reflectancia de ultrasonido (ecografías), concentración de radioisótopos (medicina nuclear) o emisión de señales de radiofrecuencia (resonancia magnética). Estas características requieren un aprendizaje para adquirir una base de datos adecuada para su interpretación ^(Hendee, 1993).

Para realizar la interpretación de las imágenes el observador humano aplica un proceso de percepción visual que, aunque extraordinariamente complejo se ha convertido en implícito y subconsciente ^(Mol, 2000).

La percepción podemos definirla como el acto de adquirir conocimiento, interactuar y tener experiencias con el medio ambiente que nos rodea, mediante la estimulación de nuestros sentidos. Los sentidos recogen información del mundo exterior y del interior de nuestro organismo. Esta información llega al cerebro donde es transformada, obteniéndose nuestra experiencia inmediata del mundo. Este procesamiento en el encéfalo se verá influido por nuestras experiencias pasadas y el contexto en el que se percibe ^(Vergés Roger, 2002).

Actuales teorías de la percepción visual sugieren que la detección y reconocimiento de los objetos comprende un continuo intercambio de percepción y comprensión del mundo exterior. Habría pues una constante interacción entre percepción y cognición más bien que un simple paso en el cual las señales neuronales son integradas dentro de la imagen visual en algún lugar de la corteza visual.

Por lo tanto ya no es posible separar por más tiempo los mecanismos de detección, reconocimiento e interpretación de las imágenes visuales, en su lugar, este proceso puede ser considerado como una singular interacción en la cual la adquisición de la información visual está integrada con reconocimiento e interpretación y hasta conocimiento ^(Hendee, 1993, p199).

Cómo vemos y cómo reconocemos e interpretamos lo que vemos son misterios que han desafiado a científicos y filósofos por centurias.

La experiencia visual comienza cuando abrimos los ojos y tenemos la experiencia de percibir cómo la luz se refleja en los objetos del medio físico objetivo. Para que se produzca la visión necesitamos un emisor de luz y, un detector de esa luz. El detector es el ojo y el emisor o distribuidor óptico ambiente, es cualquier punto del espacio emisor de luz, directa, puntual o, secundaria por reflejo de un foco primario ^(Vergés Roger, 2002, p).

La luz es lo único que podemos ver, es un fenómeno electromagnético, y es sólo una parte diminuta de una amplia gama de ondas electromagnéticas llamada espectro electromagnético ^(Hewitt, 2007).

Estamos rodeados por un campo o estado de energía llamada energía electromagnética, de la que existe una amplia gama de magnitudes conocida como continuo o secuencia ordenada de energía. El sistema visual humano sólo percibe un segmento muy pequeño del continuo de energía electromagnética, la parte de luz visible ^(Bushong, 1993).

Los antiguos griegos reconocieron la naturaleza única de la luz. Ellos llamaron fotón al átomo de luz. El fotón es la cantidad más pequeña de cualquier tipo de radiación electromagnética, al igual que el átomo es la cantidad más pequeña de un elemento. El fotón puede representarse como un pequeño haz de energía, llamado cuántum, que recorre el espacio a la velocidad de la luz. Actualmente conocemos muchos tipos de radiación electromagnética, además de la luz visible. Hablamos de fotones de rayos X y fotones de luz, y nos referimos a otros tipos de radiación electromagnética como radiación fotónica ^(Bushong, 1993, p56).

El modelo de onda sinusoidal de la radiación electromagnética describe las variaciones de los campos eléctrico y magnético durante el viaje del fotón a la velocidad de la luz. Dada la constancia de la velocidad, las propiedades importantes de este modelo son: la frecuencia expresada como oscilaciones o ciclos por segundo, y cuya unidad de medición es el hertzio (Hz), siendo un Hz igual a un ciclo por segundo y la longitud de onda o distancia desde cualquier punto de la onda sinusoidal al mismo punto de la onda siguiente, teniendo como unidad de medición el metro. Conformando el espectro electromagnético, las radiaciones que conocemos oscilan entre frecuencias que van aproximadamente desde 10Hz hasta 1024 Hz, y longitudes de onda desde 107 hasta 10-16m respectivamente ^(Bushong, 1993, p61).

Las radiaciones emitidas por las fuentes de luz se cuantifican con las magnitudes radiométricas, mientras que si queremos cuantificar solamente la radiación a la que es sensible el ojo humano usamos las magnitudes fotométricas.

El flujo radiante o radiancia es la magnitud radiométrica que expresa la cantidad de energía emitida por unidad de tiempo y se mide en watt (W).

La luminancia definida como cantidad de energía que el observador percibe en lúmenes (lm), es una magnitud fotométrica de excepcional importancia por ser la variable que aprecia el ojo ^(Colombo y O'Donnell, 2006).

Es importante destacar que las cantidades fotométricas, como la luminancia, no tienen en cuenta la composición espectral de la luz. Así, dos campos con igual luminancia pero diferentes combinaciones de longitud de onda se diferencian por su color ^(Colombo y O'Donnell, 2006, p9).

La luz entra al ojo por la cubierta transparente llamada córnea, donde se refracta (70% de desviación necesaria de la luz) antes de pasar por la pupila, abertura del iris que se dilata y se contrae regulando el tamaño de la misma, admitiendo más o menos luz conforme cambie la intensidad de ésta. A continuación la luz pasa por una lente, el cristalino, en el cual sufre la desviación adicional para que las imágenes queden enfocadas en la retina ^(Hewitt, 2007, p506).

La visión del objeto se debe a una distribución en la superficie de la retina de los fotorreceptores. Hay dos clases de receptores de luz: 6 o 7 millones de conos sensibles al color, localizados en la región central de la retina, llamada fovea, y 75 a 150 millones de bastones sensibles al nivel de iluminación, pero no al color, repartidos en toda la retina ^(Siragusa y Mc Donnell, 1999, p5).

Los bastones son extraordinariamente sensibles a intensidades de luz muy baja, colaborando a la visión en semioscuridad denominada visión nocturna o escotópica, pero no intervienen en condiciones normales de iluminación. Los conos son tres tipos de células que intervienen en la visión normal diurna o fotópica ^(Millán, 2007).

La capacidad de los bastones para apreciar detalles pequeños (agudeza visual) es mucho menor que la de los conos. Los conos también tienen mayor capacidad que los bastones para detectar diferencias de brillo (percepción de contraste) Aún más, los conos son sensibles a una gama mucho mayor de longitudes de onda y perciben los colores, mientras que los bastones son prácticamente ciegos a ellos ^(Bushong, 1993, p64)

Además de los fotorreceptores la retina tiene cuatro grupos de células dentro de los cuales se encuentran las células ganglionares, cuyos axones forman el nervio óptico. La función de esas células intermedias es la de preprocesar la información por convergencia de señales desde los 120 millones de bastones hacia aproximadamente 1 millón de células ganglionares específicas. La gran proporción de bastones (fotorreceptores) con respecto a las células ganglionares facilita la visión en condiciones de muy baja iluminación. En contraste, cada cono en la fóvea se asocia con una sola célula ganglionar, lo que explica la alta resolución espacial del sistema visual bajo condiciones brillantes de iluminación. Las células intermedias sirven también para refinar la señal desde específicas células ganglionares para añadir información sobre movimiento, dirección y configuración. ^(Hendee, 1993, p200)

El ojo es capaz de suministrar información al más alto valor que pueda ser transmitido por el nervio óptico. Por lo tanto una considerable compresión de datos tiene que ser empleada si la información es importante y ésta ser preservada.

Podemos decir que a través de las interconexiones de los receptores visuales y las células intermedias, cierta cantidad de información es "digerida" en la retina. De esta forma la señal luminosa es preprocesada antes de ir al nervio óptico y luego al cerebro. "Así, algo del funcionamiento cerebral se lleva a cabo en el ojo mismo" ^(Hewitt, 2007, p508)

Los axones de las células ganglionares salen del ojo como nervio óptico. Ambos nervios ópticos se encuentran en el quiasma óptico y la porción nasal del axón de cada ojo cruza dentro de su contralateral tracto óptico. El tracto óptico termina en el núcleo genicular lateral localizado en el tálamo. Desde allí se irradia pasando a través del lóbulo parietal y temporal y termina en el estrato de la corteza visual primaria, conocida como área V1, en el lóbulo occipital. Existe un pre-estrato en la corteza llamado V2 que junto con el V1 sirven como "post-office" para fraccionar señales. El pre-estrato de la corteza visual consiste en varias regiones que favorece la discriminación de señales visuales. Por ejemplo todas las células en la región V5 del pre-estrato de la corteza son responsables del movimiento, siendo más sensibles a la direccionalidad del mismo y no influenciadas por el color de un objeto móvil. Otras células del área V4 son selectivas para longitudes de onda (color) y las de V3 para la orientación pero no para el color. A través de este análisis de la especialización funcional de las distintas regiones de la corteza visual aparece que las propiedades como movimiento, color, forma y otros posibles atributos del estímulo visual, son procesadas separadamente en las diferentes regiones del pre-estrato de la corteza visual ^(Hendee, 1993, p204)

Las áreas especializadas en el pre-estrato se conectan, para la asociación con la corteza visual, en las áreas parieto-occipital y ténporo-occipital de la corteza cerebral. Por ejemplo, V4 y V5 se proyectan al surco intraparietal del lóbulo parietal donde la posición y el movimiento del objeto son reconocidos.

Existen complejas interconexiones entre áreas en la pre-corteza y entre la pre y la asociada corteza visual. Estas interconexiones producen una multitud de circuitos cerrados e intercambios de rutas que hacen que el proceso de "ver", su estímulo, reconocimiento e interpretación sea aún muy difícil de desentrañar. (Hendee, 1993, p203)

Desde el punto de vista de un observador que está interpretando imágenes documentales, más específicamente imágenes radiográficas, es fundamental la comprensión de algunos aspectos del rendimiento del sistema visual humano:

- **Sensibilidad al contraste:** referida en relación a la frecuencia espacial, en general se puede decir que el sistema visual es más sensible al contraste para frecuencias espaciales de alrededor de 2 ciclos/grado. La sensibilidad al contraste decae fuertemente tanto en altas como en bajas frecuencias espaciales. Debemos decir también que cuando aumenta la luminancia de adaptación desde condiciones escotópicas a fotópicas, aumenta igualmente la sensibilidad al contraste para todas las frecuencias espaciales, aumentando también la frecuencia espacial a la cual se presenta el pico de sensibilidad al contraste y la frecuencia espacial más alta a la cual puede ser detectada (Colombo y O'Donnell, 2006, p29; Hendee, 1993, p203)
- **Adaptación a la iluminación:** el sistema visual puede operar sobre un rango de niveles de iluminación cercano a 12 unidades logarítmicas, desde el umbral escotópico al límite de deslumbramiento (en visión fotópica exclusivamente hay 5 a 6 órdenes de magnitud) (Jain, 1989).

Esta impresionante adaptación o rango dinámico es entendible si se tiene en cuenta que el sistema visual no puede operar en todo el rango simultáneamente. El rango total de niveles de iluminación que puede discriminar simultáneamente es bastante pequeño (2 o 3 unidades logarítmicas de luminancia) comparado con el rango total de adaptación. El rango de iluminación subjetiva, bastante restringido, que el ojo puede percibir cuando está adaptado a un nivel se denomina nivel de adaptación a la iluminación. (González y Wood, 1996, p 27)

Para cada nivel específico de adaptación el ojo humano tiene capacidad de discriminar cambios de iluminación. La discriminación es pobre para niveles de iluminación bajos y mejora según crece la iluminación de fondo (González y Wood, 1996, p 29).

Muchas evidencias experimentales indican que la iluminación subjetiva (la percibida por el sistema visual humano) es una función logarítmica de la intensidad de la luz incidente sobre el ojo (luminosidad real). Esto significa, por ejemplo, que la luminosidad aparente de un objeto que tenga el 50% de la luminosidad real de otro, no se percibe como la mitad de luminoso. Bastaría una reducción del 18% de la luminosidad entre dos objetos para que la percepción de luminosidad de uno pareciera la mitad del otro (Millán, 2007, p 4)

Existen dos fenómenos que demuestran claramente que la iluminación percibida no es una simple función de la intensidad. El primero está basado en el hecho que el sistema visual tiende a sobrevalorar o infravalorar la intensidad cerca de los límites de dos regiones con intensidades distintas. Este fenómeno conocido como patrón de bandas de Mach, demuestra que, aunque la intensidad de las franjas es constante, realmente se percibe un patrón de iluminación fuertemente escalonado, sobre todo cerca de los bordes entre franjas (González y Wood, 1996, p30)

El segundo fenómeno denominado contraste simultáneo está relacionado con el hecho de que la iluminación percibida de un área no depende únicamente de su intensidad, sino también de la intensidad de las áreas limítrofes.

Bajo condiciones fijas de iluminación y con un órgano de la vista adaptado, una misma prueba de intensidad lumínica puede mostrar cambios en la percepción de la misma, según la iluminación del entorno. Por ejemplo, un mismo gris claro aparece más oscuro sobre fondo blanco que sobre fondo negro (contraste acromático), o una muestra de color cambia su aspecto por la influencia de colores limítrofes (contraste cromático) (Küppers, 1992).

- **Discriminación de texturas:** El sistema visual es capaz, casi instantáneamente, de detectar inconsistencias internas o configuraciones inapropiadas en una escena.. La habilidad del sistema visual para reconocer casi instantáneamente características de una imagen es llamada "early warning", aviso temprano, que es una fase global de preatención del mecanismo de respuesta visual. Este proceso de registro global implica un acoplamiento de elementos similares de manera que elementos disímiles puedan ser identificados casi instantáneamente (< a 150 ms). Dentro de la fase de preatención hay una fase local de "visión atenta" que requiere mayor lentitud y más atento análisis de la escena visual. Durante la visión atenta la información es procesada por un área que va más allá de la fovea, llamada campo funcional de la visión. Los radiólogos usan estas dos fases del proceso para detectar anomalías en el diagnóstico por imágenes y luego identificarlas e interpretarlas por atención visual directa (Hendee, 1993, p 205)
- **Discriminación del color:** es posible gracias a la sensibilidad del sistema visual humano a las frecuencias comprendidas en el espectro de luz visible. "A lo largo de la historia de la humanidad, el color ha sido utilizado por el hombre para manifestar ya sea su interpretación de la realidad que lo rodea, su vocación artística o su sentido estético". (Lozano, 1978)

Fueron los pintores, por razones de oficio seguramente, los primeros en establecer las reglas empíricas que rigen las mezclas de los colores. Los primeros escritos sobre el tema datan del siglo XVI. Fue durante el siglo posterior que el genio de Newton brindaría descubrimientos y una teoría físico-matemática que explicaría la naturaleza de los colores (Lozano, 1978, p20)

En la búsqueda de respuestas sobre el fenómeno de la visión de los colores, Isaac Newton realizó la primera contribución importante hace unos 300 años, cuando descubrió el espectro de los colores. Observó que la luz del sol, se descomponía en una secuencia continua de colores al ser refractada por un prisma de cristal. Observó también que, en cada ángulo de refracción, la luz presentaba un color característico, desde el rojo en el caso de los rayos con un menor grado de refracción, hasta el naranja, amarillo, verde, azul y violeta para los que sufrían un grado de refracción progresivamente mayor. Hoy sabemos que cada ángulo de refracción y, por lo tanto, cada color puro, corresponde a la luz de distinta longitud de onda (Nathans, 2005).

Newton observó también que el ojo humano suele ser incapaz de distinguir colores formados por combinaciones muy diferentes de luces. Encontró, por ejemplo, que ciertos pares de luces con distinto ángulo de refracción, como las rojas y verdes, podían producir, al mezclarse, una sensación de color indistinguible de la producida por una tercera luz pura, la amarilla en este caso, con un ángulo de refracción intermedio entre los de las luces originales (Nathans, 2005, p20).

En 1802, pensando en el descubrimiento de Newton, el físico Thomas Young concluyó que la retina de ninguna manera podía tener un receptor diferente para cada una de estas longitudes de onda, las cuales cruzan todo el espectro de colores, que va desde el violeta al rojo. En cambio, propuso que los colores que uno ve están determinados por el grado relativo de excitación de tres tipos de sensores. ^(Nathans, 2005, p20)

En oposición al concepto puramente físico de Newton, Goethe, el célebre escritor y poeta alemán, propuso la subjetividad de las impresiones visuales de color. Aunque sus teorías nunca fueron usadas en la práctica, se le reconoce a Goethe el mérito de haber planteado la contradicción entre una teoría puramente física frente a una concepción psíquica y subjetiva ^(Lozano, 1978, p25)

Actualmente se acepta que una comprensión integral de la luz y el color implica, además de una aproximación desde la física, la consideración de la respuesta tanto fisiológica como psicológica del ser humano. ^(Colombo y O'Donnell, 2002, p2)

Tal como lo propusiera Young, hoy se sabe que la visión de los colores, en gran medida, tiene que ver con tres tipos de células coniformes sensibles al color presentes en la retina. Dichas células, según contengan pigmentos rojos, verdes o azules, responden de forma distinta a la luz reflejada por un objeto coloreado. Los pigmentos, proteínas que absorben luz, son especialmente sensibles a las regiones de longitud de onda larga (rojo), media (verde) o corta (azul) del espectro de luz visible.

Las cantidades relativas de luz absorbidas por cada tipo de cono se traducen en señales eléctricas por los nervios de la retina y se transmiten después al cerebro, donde el conjunto de estímulos provoca la sensación de un color específico ^(Nathans, 2005, p20)

Aproximadamente el 80% de todas las informaciones que recibimos son, por regla general, de naturaleza óptica. Puesto que las informaciones visuales por principio se componen simultáneamente de datos sobre forma y color (incluido el blanco y negro), cabe suponer que el 40% de todas las informaciones que el hombre recibe normalmente se refieren al color. ^(Küppers, 1992, p20)

La luz visible ocupa el segmento más pequeño del espectro y es la única porción que podemos detectar directamente. El sistema visual humano responde a longitudes de onda entre 400 y 700 nm (nm = nanometro; 1 nm = 10^{-9} m), encima y por debajo están respectivamente las radiaciones infrarrojas y ultravioletas que formando parte de la luz solar son invisibles para el ojo humano.

El color depende de la distribución espectral de la luz. Si prevalecen longitudes de ondas largas del espectro visible, la luz se percibirá roja, si prevalecen las del medio la luz se percibirá amarilla/verde o si está concentrado en las bajas longitudes de onda del espectro visible se percibirá como azul. Si se combinan todas las longitudes de onda del espectro visible en cantidades iguales, el ojo percibe una luz color blanca. ^(Colombo y O'Donnell, 2002, p9)

La sensibilidad espectral relativa del sistema visual humano, basada en diferencias individuales, condiciones experimentales, y especialmente en el nivel de iluminación, determinaron acuerdos internacionales, canalizados por la Comisión Internacional de Iluminación (CIE), para adoptar dos curvas de sensibilidad espectral relativa, para el observador estándar, en condiciones fotópica (nivel de iluminación alto), en 1924 y en

1445

condiciones escotópicas (niveles bajos) en 1951. Esto determinó dos curvas que muestran que el ojo humano tiene su máxima sensibilidad para una longitud de onda de 555nm en condiciones fotópica, mientras que el máximo para las condiciones escotópicas se desplaza hacia los 507nm. (Colombo y O'Donnell, 2006, p 3)

Estas consideraciones en la práctica significa que si bien el ojo humano puede discriminar miles y miles de colores, es más sensible a la luz verde/amarilla que a los rojos y azules. Se dice por ello que el azul tiene una pequeña contribución a la sensación de brillo mientras que el amarillo la tiene alta. Pero, por otra parte, el ojo humano tiene más capacidad de distinguir matices en los colores extremos del espectro (rojos, azules y morados) que en los amarillos. (Millán, 2007, p3)

Debido a la estructura del ojo humano todos los colores se ven como una combinación variable de los llamados colores primarios rojo, verde y azul. Para normalizar la interpretación de estos tres colores, en 1931 la Comisión Internacionale de l'Eclairage (CIE) definió las siguientes longitudes de onda para cada uno (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p23)

Azul = 435.8 nm

Verde = 546.1 nm

Rojo = 700 nm

Si bien los tres colores primarios constituyen la mejor elección de un conjunto de tres colores para obtener físicamente la mayor cantidad de colores, conviene aclarar que con ellos no se pueden igualar todos los colores espectrales; sin embargo para la mayoría de los propósitos esto no es importante debido a que en la naturaleza un gran porcentaje de colores son no saturados (Colombo y O'Donnell, 2002, p17)

A partir de los tres colores primarios, la CIE ⁽¹⁹⁷¹⁾ ha desarrollado el sistema colorimétrico basado en los llamados valores triestímulos, que se indican como X, Y y Z, en lugar del rojo, verde y azul respectivamente. Con este sistema un color queda definido por sus coeficientes tricromáticos. (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p24)

Los colores primarios de luz pueden sumarse dando los colores secundarios de luz, que son:

Magenta = rojo + azul

Cián = verde + azul

Amarillo = rojo + verde

La mezcla de los tres colores primarios o la de un secundario con su primario opuesto en proporciones adecuadas resulta en color blanco.

Para los pigmentos o colorantes, el color es el resultado de la absorción de los colores de luz. Un color primario es pues, el que absorbe o sustrae un color primario de luz y refleja o trasmite los otros dos, de manera tal que, serán primarios el magenta, cián y amarillo y secundarios el rojo, verde y azul. La combinación de los tres pigmentos primarios o de un pigmento secundario con su primario opuesto produce el negro (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p249)

Los valores de color pueden ser cuantificados de acuerdo a diferentes modelos de color. Los dos modelos principales son conocidos como el sistema aditivo y el sustractivo. En el sistema aditivo los colores se mezclan como luces, pudiéndose obtener gran variedad de colores mezclando las cantidades adecuadas de luz Roja, Verde y Azul. Este modelo es relevante para la presentación en la pantalla de los monitores, se lo conoce comúnmente como el modelo RGB (red, green, blue)

En el sistema sustractivo los colores se obtienen combinando los pigmentos Cian, Amarillo y Magenta. Se lo refiere a menudo como modelo CYMK (cyan, yellow, magenta y black) y es utilizado como modelo de color nativo para la separación de colores en la reproducción impresa. (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p25-26)

Hay otro modelo que generalmente se lo conoce como HSL o HSB que especifica los colores por sus valores de Tono o Matiz (Hue), Saturación (Saturation) y Luminosidad (Luminosity) definido también como Intensdad (Intensity) y Brillo (Brightness). Este modelo se basa en los atributos para percibir o diferenciar un color de otro, que son:

- ⊕ **Brillo:** relacionado a la noción cromática de intensidad
- ⊕ **Tono:** atributo asociado a la longitud de onda dominante de la mezcla de ondas luminosas
- ⊕ **Saturación:** referida a la pureza relativa o cantidad de luz blanca mezclada con un tono (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p239)

Dentro de las teorías actuales de la visión de los colores, la teoría "Retinex", surgida desde los experimentos de Kohler en 1951, Land en 1959 y Land y Mc Cann en 1971, produjo en su momento un gran impacto en el mundo de la ciencia del color (Lozano, 1978, p479)

La teoría de la visión del color de Land, "Retinex", es el modelo matemático de un proceso de comparación que tiene como finalidad la constancia del color.

El ver un color implica hacer comparaciones. Este proceso comienza en la retina, la cual tiene tres capas de células. Las señales de los conos rojos y verdes de la primera capa son comparadas por las de células rojas y verdes "antagonistas", presentes en la segunda capa, quienes computan el balance entre la luz roja y verde que viene de una parte determinada del campo visual. Otras células antagonistas comparan señales de los conos azules con las señales combinadas de los conos rojos y verdes.

Estas comparaciones a nivel celular, en una escala más amplia, guían nuestra extraordinaria habilidad para ver los colores como constantes, en un mundo en constante cambio. La clave de la constancia del color es que no determinamos el color de un objeto aislado. Por el contrario, el color de un objeto se deriva de una comparación de las longitudes de onda reflejadas desde el objeto y de sus alrededores. Así, al comparar las porciones vecinas de una imagen, o una porción de color con la región coloreada que la rodea, el cerebro es capaz de descontar la longitud de onda de la luz que la ilumina y reconstruir el color real (Howard Hughes Medical Institute, 2008).

Para la teoría psicológica del color, la señal transmitida por el nervio óptico no dependería del número de fotones de diferentes frecuencias que alcanzan los conos de la retina sino, más bien, de la relación entre esas cantidades. De esta manera el ojo no codificaría la luminancia sino el contraste, por lo cual, la sensación de realidad de una imagen será más influenciada por una adecuada gradación de tonos o matices de colores. (Millán, 2007, p 4)

El diagnóstico de las desmineralizaciones producidas por la caries dental en las distintas etapas de la evolución del proceso, ha sido preocupación constante de la Clínica y la Radiología Odontológica.

La colaboración de ambas disciplinas ha resuelto la mayor parte del problema diagnóstico, siendo en los primeros estadios del desarrollo de la enfermedad donde las limitaciones se hacen más evidentes, debido a la escasa cuantía de la pérdida de mineral dental.

Las imágenes radiográficas permiten detectar la caries dental debido a que el proceso carioso provoca una desmineralización del diente. La zona desmineralizada del diente, que permite un mayor paso de los rayos X, se ve más oscura (radiotransparente) que la zona intacta, pudiendo detectarse en las radiografías por diferencias de densidades ópticas (contraste). (Goaz y White, 1995, p311)

La caries dental es considerada una enfermedad infecciosa y multifactorial. Implica una interacción entre los dientes, la saliva y la microflora oral como factores del huésped y la dieta como factor externo. (Sapp, 2003)

Acorde al modelo de medio ambiente-huésped-agente de Keyes las causas necesarias incluyen susceptibilidad dentaria, microflora cariogénica (streptococo mutans y lactobacilos), y dieta de carbohidratos fermentables. (Nikiforuk, 1985)

El efecto conjunto de los factores involucrados produce una desmineralización del esmalte a partir de un descenso del PH de la placa bacteriana por debajo de 5,5 (Basrani, 2003). Los ciclos repetitivos de producción de ácidos pueden producir una lesión cariosa precoz. Ella consiste en un punto parduzco o blanquecino en el esmalte dentario, por debajo de la placa bacteriana. (Goaz y White, 1995, p311)

Clínicamente la primera manifestación de la caries de esmalte se denomina mancha blanca. Esta mancha es opaca, el esmalte pierde brillo tornándose ligeramente poroso y áspero, pero no presenta cavitación (Barrancos Money, 2002). En algunas situaciones, si el PH puede estabilizarse en un margen normal, el proceso global puede detenerse o incluso invertirse, lo cual se designa como "caries detenida". (Sapp, 2003, p179)

Debajo de la superficie lesionada una aparente capa intacta puede tener hasta un 50% de pérdida de mineral original.

Por largo tiempo el concepto de caries ha sido pensado como una permanente pérdida de sustancia dentaria y eventualmente con desarrollo de una cavidad. Pero el actual concepto respecto a la cariogénesis es que la lesión de caries es la acumulación de numerosos episodios de des- remineralización, más bien que un proceso unidireccional de desmineralización. (Larsen y Fejerskov, 1989)

Remineralización es el proceso por el cual partículas de cristales disueltos son inducidas a producir por agregación de iones comunes desde la solución, por lo tanto esa remineralización en un importante proceso de reparación natural contrarrestando los desafíos cariogénicos para el balance entre pérdida y ganancia de minerales dentales que tiene lugar en la interfase diente-biofilm-saliva. (Aoba, 2004)

Las caries incipientes que se pueden observar en las superficies proximales dentarias, son pequeñas áreas radiolúcidas que no parecen penetrar más de la mitad del espesor del esmalte. El aspecto radiológico general de una lesión incipiente es el de una "muesca" radiolúcida en la superficie externa del diente. (Goaz y White, 1995, p313)

La visualización en la imagen del proceso cariante precoz va a depender de que se produzca una diferencia de densidad óptica (contraste) suficiente entre la zona desmineralizada y la conservada para que el observador pueda detectar diferencias en la gama de grises, representativos de los distintos grados de calcificación.

El contraste de la zona bajo estudio estará determinado fundamentalmente por:

- ⊕ Cantidad de sustancia mineral perdida (densidad)
- ⊕ Espesor de los tejidos conservados adyacentes a la lesión e interpuestos en la dirección del haz de rayos X.

Es por lo expresado anteriormente que en las superficies proximales de las piezas dentarias posteriores, debido al mayor espesor del esmalte dentario que debe ser atravesado por la radiación, se considera necesaria una desmineralización del 40% del volumen de la lesión para que una caries se pueda visualizar en una imagen radiográfica convencional. (Goaz y White, 1995, p317; Basrani, 2003, p79)

De igual manera, las caries incipientes oclusales (de fosas y fisuras), no suelen ser visibles en las radiografías, debido a que el espesor del esmalte cuspídeo vestibular y lingual se superpone a la pérdida de material calcificado. (Seif, 1997)

Actualmente hay límites en cuanto a la precisión que se puede alcanzar para el diagnóstico de la caries dental en sus primeros estadios, en base a los rayos X y los receptores de imágenes existentes. El diagnóstico precoz de la caries dental, por otra parte, adquiere suma importancia pues las lesiones incipientes pueden precisar únicamente tratamiento preventivo y/o remineralizante. (Goaz y White, 1995, p329)

El cambio de paradigma en dentistería clínica sobre el tratamiento de la caries de esmalte incipiente y no cavitada ha resultado en mínimas intervenciones para prevención proponiendo la conservación de la estructura dentaria.

Este cambio de paradigma incrementa la demanda en la exactitud en el diagnóstico para diferenciar dientes sanos de caries incipientes o detenidas, como así también para predecir la progresión y el pronóstico de la lesión. (Aoba, 2004, p255)

En años recientes se ha visto un incremento en actividades de investigación alrededor de métodos de diagnóstico de la caries dental, particularmente en la evaluación de tempranas lesiones. Las terapias de remineralización necesitan herramientas de diagnóstico para detectar áreas de desmineralización e implementar verdadera dentistería preventiva. (Pretty, 2006)

Sumados a los métodos tradicionales de exploración clínica y radiográfica, en años recientes, han surgido nuevas tecnologías entre las que se destacan:

Transiluminación: con lámpara de polimerización o fibra óptica (FOTI): se basa en el hecho de que el esmalte de las lesiones cariosas tiene un índice de transmisión de luz menor que el del esmalte sano. La caries aparecerá más oscura ya que la luz es absorbida en mayor cantidad cuando se encuentra una lesión desmineralizada (Rubio Martínez, et al, 2006). Más recientemente este sistema a incorporado el manejo digitalizado de las imágenes de transiluminación con fibra óptica obtenidas con una cámara (DIFOTI) (Schneidermann, et al, 1997).

Detección electrónica (ECM): utiliza la medición de la conducción eléctrica del diente que se afecta con la desmineralización, incluso cuando no se encuentran lesiones macroscópicas (Verdonschot, et al, 1992).

Fluorescencia inducida por láser: tan pronto como las sustancias son excitadas por la luz irradiada, adquieren un aspecto fluorescente que puede ser cuantificado. Basados en este principio, se han introducido dos sistemas diagnósticos:

- ⊕ Análisis de fluorescencia inducida por luz (QLF)
- ⊕ Fluorescencia inducida por láser (DIAGNOdent) (RubioMartínez, et al, 2006).

Imagen radiográfica digital: el formato digital ha permitido que se modifique la adquisición, procesamiento, observación, almacenamiento y transmisión de la imagen, alterando totalmente el tradicional método de las imágenes analógicas (Piús et al, 1998)

Para evaluar una prueba diagnóstica, el resultado obtenido con la misma debe ser comparado con un método de referencia, regla de oro o "gol estándar" (Wenzel y Verdonschat, 1994)

En los experimentos de laboratorio (in vitro), para comprobar la precisión de un método diagnóstico de caries natural se utiliza como "gol estándar" cortes histológicos de las piezas dentarias. Estableciéndose la presencia o ausencia real de la enfermedad a través del microscopio se puede determinar si mediante el estudio radiográfico, por ejemplo, se ha hecho el diagnóstico correcto (Woodward y Leake, 1996).

El método de validación mencionado es impracticable en investigaciones clínicas para el diagnóstico de caries. "En el momento presente no existen métodos para el diagnóstico de caries lo suficientemente precisos como para ser utilizados como estándar en la evaluación clínica de nuevas pruebas. Los estudios clínicos deben investigar parámetros diferentes a la precisión, como la exactitud del diagnóstico también denominada reproductibilidad, repetibilidad y replicabilidad, o la variación entre e intraobservadores, así como lo que es más importante, las consecuencias que tiene para el paciente la exclusión o el establecimiento del diagnóstico. El impacto sobre la decisión terapéutica y el pronóstico representa la evaluación última de cualquier método diagnóstico nuevo". (Wenzel, 2000)

Muchos factores pueden afectar la capacidad para realizar diagnóstico radiográfico de lesiones de caries, parámetros de exposición, tipos de receptores de imágenes, procesamientos y condiciones de visualización de imágenes y finalmente el entrenamiento y la experiencia del observador humano. (Dove, 2001)

Tanto los resultados positivos o negativos de las pruebas diagnósticas como los resultados del "gol estándar" se analizan estadísticamente con un test diagnóstico. La eficiencia de un test diagnóstico es la habilidad del mismo en detectar la presencia o ausencia de enfermedad, y se expresa en función de cuatro índices: (Giménez, 2002)

1. Positivos verdaderos (PV): incluye los casos que la prueba identificó como positivos y que la regla de oro ha confirmado
2. Falsos positivos (FP): han resultado positivos en la prueba diagnóstica pero negativos en la regla de oro.
3. Falsos negativos (FN): negativos en la prueba diagnóstica, pero positivos en la regla de oro.
4. Negativos verdaderos (NV): la prueba ha identificado los casos negativos confirmados por la regla de oro.

La relación entre los índices mencionados va a originar la efectividad de la prueba diagnóstica en términos de:

- ⊕ **Sensibilidad:** grado de certeza que posee un examen para diagnosticar la enfermedad (o porcentaje de lesiones detectadas) en este caso la presencia de caries. Se calcula como: $PV / (PV + FN)$
- ⊕ **Especificidad:** grado de certeza para determinar la ausencia de enfermedad (o porcentaje de casos normales). $NV / (NV + FP)$
- ⊕ **Valor predictivo positivo:** porcentaje de diagnósticos positivos correctos de la prueba diagnóstica. $PV / (PV + FP)$
- ⊕ **Valor predictivo negativo:** porcentaje de diagnósticos negativos correctos de la prueba diagnóstica. $NV / (NV + FN)$

La sensibilidad de un método es el parámetro más utilizado para evaluar la eficacia en el caso del diagnóstico por imágenes o compararlo con métodos alternativos. Los valores predictivos que expresan la probabilidad de que un diagnóstico, en este caso radiográfico, positivo o negativo sea correcto son de vital importancia en la confiabilidad de los informes radiológicos. Sin embargo estos valores se ven muy afectados por la proporción de casos normales que intervienen en la investigación. La exactitud es otro parámetro que ha sido utilizado para presentar resultados de investigaciones comparando distintos métodos de diagnóstico, se calcula como: $PV + NV / \text{Total de los diagnósticos}$. La exactitud se ve muy influenciada por la inclusión de una gran proporción de casos normales pudiendo sobrevaluar los resultados ^(Giménez, 2002, p19-20).

Desde la primera técnica de imagen diagnóstica realizada por Wilhelm Conrad Roentgen poco después que descubriera los Rayos X en 1895, y durante casi un siglo, la placa radiográfica ha representado el único dispositivo para la adquisición y archivo de las imágenes diagnósticas dentales.

Un haz de fotones de Rayos X que atraviesa un objeto, pierde intensidad (es atenuado) mediante absorción y dispersión de los fotones del haz primario. El patrón de los fotones que salen del objeto, contiene información sobre la estructura y la composición del material absorbente. Para que esta información tenga utilidad diagnóstica debe ser registrada en un receptor de imagen ^(Goaz y White 1995, p79).

Los primeros receptores de imágenes dentales fueron placas fotográficas con base de vidrio y envueltas a mano en papel negro y hule. En 1920 se dispuso de las primeras películas radiográficas periapicales fabricadas a máquina. Actualmente se fabrican en serie películas de gran sensibilidad, permitiendo una reducción significativa del tiempo de exposición a la radiación ^(Haring y Jansen, 2002, p8).

Aunque se han logrado progresos importantes en lo relativo a disminución de la exposición a la radiación y a mejora de la calidad de la película referida a resolución y contraste, el sistema presenta limitaciones propias que hay que tener en cuenta:

1. superposición de estructuras atravesadas por el haz de rayos X que siendo tridimensionales son proyectadas bidimensionalmente
2. distorsión de la imagen por defectos de la técnica empleada o por limitaciones anatómicas
3. imposibilidad de modificar la imagen una vez realizado el procesamiento químico de la película.

Comprender las limitaciones y realizar los procedimientos para paliarlas no permite en algunos casos superar las dificultades, complicándose el diagnóstico, objetivo principal de la obtención de la imagen.

Por otra parte los errores técnicos en la captura y el procesamiento de la imagen obligan a la repetición de tomas radiográficas y por lo tanto a una mayor exposición del paciente a los rayos X.

La limitación de la dosis junto con la justificación y optimización son los principios en que se basan los criterios básicos de Radioprotección propuestos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) ^(Pereira 2002).

Si bien la limitación de dosis es aplicable al personal ocupacionalmente expuesto a las radiaciones, pero no a los pacientes, debe lograrse el objetivo con la mínima exposición de las personas involucradas ajustándose las prácticas radiográficas al principio ALARA (del inglés: As Low As Reasonably Achievable). ^(Pereira, 2002, p36).

La tecnología digital incorporada a la radiología fue posible por el perfeccionamiento de los ordenadores para manejar el gran volumen de datos que generan estas técnicas.

La aplicación de la tecnología del ordenador a la radiología ha permitido la adquisición, manipulación, recuperación y transmisión de imágenes hasta lugares remotos en un formato digital ^(Bushong, 1993).

La adquisición de imágenes para el diagnóstico en formato digital comienza a principios de la década de los años setenta en el campo de la Medicina. Godfrey Hounfield en 1972 fue el primero que incorporó una computadora a un equipo de rayos X, inventando una técnica revolucionaria con la que obtuvo una imagen transversal axial de la cabeza mediante colimación estrecha de un haz de rayos X en movimiento, a la que denominó barrido transversal axial computadorizado, hoy conocida como tomografía computadorizada o TC. ^(Goaz y White, 1995, p278).

La digitalización se extendió a todas las técnicas de adquisición de imágenes, siendo hoy utilizada en aquellas que utilizan rayos X como también otro tipo de energías: ecografías, resonancia magnética, radioisótopos, etc.

La imagen digital directa en Odontología, fue introducida en 1987 con el sistema RVG o Radiovisiografía por Mouyen, para técnicas intraorales. Esto fue posible por el desarrollo de sensores con dimensiones adecuadas para uso intrabucal tras los avances realizados en la miniaturización de los circuitos electrónicos ^(van der Stelt, 2000).

La imagen radiográfica convencional, llamada también analógica, se forma por deposición de partículas de Ag en la emulsión de la película fotográfica. La densidad de las partículas de Ag depende de la intensidad de los rayos X. Cuando se contempla una radiografía a la luz transmitida por el negatoscopio, el ojo humano percibe un continuo con una amplia gama de grises que es análoga a la densidad de Ca en el trayecto de los rayos X (van der Stelt, 2000, p256)

El patrón de la imagen en una película expuesta a un haz de rayos X, puede ser evaluado respecto a múltiples características (Goaz y White, 1995, p 86).

- ⊕ **Densidad óptica:** grado de oscurecimiento global de la película expuesta. Es también la medición de la opacidad de la película a la luz transmitida de un negatoscopio (u otra luz incidente). Con una densidad 0 se transmite el 100% de la luz; con una densidad de 1 se transmite el 10% de la luz; con densidad 2 se transmite el 1%; con 3 el 0,1% y así sucesivamente. En radiología rutinaria el rango útil de densidades, para tener utilidad diagnóstica, va aproximadamente de 0,3 (muy clara) hasta 2 (muy oscura).
- ⊕ **Contraste:** la diferencia entre las distintas densidades ópticas de una radiografía se conoce como contraste radiográfico. Imágenes de alto contraste muestran áreas muy claras y muy oscuras y escalas de grises corta. Por el contrario una imagen con escala de grises larga es de contraste bajo.
- ⊕ **Latitud de la película:** es una medida del rango de exposiciones que se pueden registrar, como una serie de densidades distinguibles en la imagen. Una película con latitud ancha puede registrar variaciones amplias en la cantidad de radiación que sale del objeto, y la imagen representa todas las variaciones de densidad del objeto en forma proporcional y con detalle.
- ⊕ **Resolución:** es la capacidad de diferenciar como separadas estructuras que están muy juntas, medida en par de líneas por milímetro que pueden ser distinguidas.

Las radiografías convencionales, actualmente, tienen una resolución superior a 20 pl/mm (Farman y Farman, 2005). La resolución de los sistemas de digitalización suele ser menor que la de las placas radiográficas, lo cual no implica una pérdida de la efectividad diagnóstica, si se tiene en cuenta que la capacidad que tiene el ojo humano para distinguir pares de línea no supera los 8-10 pl/mm (Barbieri Petrelli, et al, 2006).

En la imagen digital, en vez de gránulos de haluros de plata, se utiliza un elevado número de elementos sensibles a la luz. Estos dispositivos registran los datos de la imagen a partir de la sombra inducida por los rayos X. La señal eléctrica producida por el sensor es una señal analógica que puede adoptar cualquier valor entre un voltaje mínimo y un voltaje máximo, presentando variaciones en función del tiempo. Un convertidor analógico/digital conectado al sensor realiza un muestreo de la señal a intervalos cortos para convertir la señal analógica en una señal digital. El producto de la medición se almacena en el ordenador en forma numérica de valores enteros, que luego son presentados como diferentes tonos de gris en la pantalla de un monitor (van der Stelt, 2000, p256).

La imagen digital es pues una forma de representación numérica que utiliza números enteros dentro de una escala definida. Por esto hay limitaciones en la representación de las variaciones suaves del parámetro a representar pues hay un número limitado de

valores diferentes. También se limita la distancia mínima entre puntos observables dentro de la superficie de la imagen digital (resolución) (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p8).

Las desventajas de la imagen digital provienen pues de su misma esencia, al ser una representación discreta limitada en la gama de grises que pueden ser representados. Pero al mismo tiempo tiene en la representación numérica su mayor ventaja pues permite operar matemáticamente con la matriz numérica y obtener modificaciones en la imagen ya obtenida (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p8).

Las desventajas de la imagen digital provienen pues de su misma esencia, al ser una representación discreta limitada en la gama de grises que pueden ser representados. Pero al mismo tiempo tiene en la representación numérica su mayor ventaja pues permite operar matemáticamente con la matriz numérica y obtener modificaciones en la imagen ya obtenida (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p8).

La ventaja exclusiva de la imagen digital es pues la *posibilidad de procesamiento*. Cualquier operación para mejorar, corregir, analizar o modificar de alguna manera una imagen se considera una forma de procesamiento.

El procesamiento no añade información a la propia imagen, pero hace que la información contenida en los datos de ella sea más accesible al ojo humano. En términos de imagen diagnóstica, el objetivo del procesamiento es hacer más evidente la información relevante, mediante la creación de imágenes más aptas para la percepción visual humana o mediante la agrupación de datos a partir del análisis del contenido de la imagen (Mol, 2000, p323).

El procesamiento puede ser referido a tres tipos básicos de operaciones (Digital Imaging in Dentistry, 1995)

- ⊕ **Análisis:** operaciones basadas en la información numérica que se producen en la imagen que sirven para describir algún aspecto de la misma que no es obtenido realmente de manera visual. La más común es el *histograma*. Un histograma de imagen es un gráfico que representa cuántos píxeles hay de un determinado valor de gris, siendo los valores de gris representados en la barra horizontal y el número de píxeles en la vertical. Desde este análisis se puede obtener un rango dinámico de brillo y contraste, siendo el punto de partida para determinar el realce de imagen apropiado para producir el efecto deseado.
- ⊕ **Realce:** operaciones que subjetivamente u objetivamente modifican la apariencia de una imagen, utilizándose para aumentar la perceptibilidad de alguna característica dentro de aquella. Las operaciones más usadas son la *manipulación del contraste* (que se usa para aumentar o decrecer tanto el contraste como el brillo), *filtrados espaciales* (usados para la acentuación o atenuación de frecuencias seleccionadas dentro de la imagen que se traducen en macadadas o lentas transiciones de brillo), y el *pseudocolor* (ver p 25).
- ⊕ **Codificación:** operaciones que codifican una imagen en una nueva forma que puede servir para reducir la suma de información necesaria para describir una imagen, por ejemplo: *compresión con o sin pérdida de información*.

Si bien la imagen digital es una entidad en sí misma existen varios métodos para su adquisición (van der Stelt, 2000, p 258)

- ⊕ **Radiografía convencional digitalizada utilizando un escáner plano y un adaptador de transparencias:** llamada también *imagen digital indirecta*, asume la disponibilidad de una radiografía convencional. La radiografía se pasa por un escáner plano con adaptador de transparencias. Habitualmente se puede elegir una resolución espacial que, sin hacer visibles los gránulos de plata individuales de la placa de rayos X, sea suficiente para preservar los detalles diagnósticos. En las radiografías digitalizadas son características las resoluciones de 150, 300, 600 o 900dpi (*dots per inch* o puntos por pulgadas).
- ⊕ **Radiografía convencional digitalizada utilizando una cámara como dispositivo de carga acoplada:** digitalización indirecta como la anterior, la radiografía convencional se coloca sobre un megoscopio y, en vez de un escáner plano, se utiliza una cámara de video como dispositivo de carga acoplada (DCA).
- ⊕ **Imagen digital semidirecta adquirida utilizando placas de fósforo fotoestimulable:** la imagen latente obtenida a través de la excitación de los electrones en los cristales de fósforo por los fotones de rayos X. Posteriormente, un haz de rayos láser barre la plancha con la imagen. Los electrones recuperan su nivel de energía original, emitiendo energía en forma de luz que, captada por un fotomultiplicador, será la señal convertida en valores de píxeles.
- ⊕ **Imagen digital directa adquirida utilizando un dispositivo de carga acoplada de carga (CCD) u otro dispositivo electrónico:** con este método, la intensidad de la radiación del haz de rayos X se mide directamente mediante un dispositivo electrónico constituido por un gran número de elementos fotosensibles.

Las imágenes digitales que usamos para diagnóstico se representan en formato de *mapas de bits* o *bitmaps*. Este formato representa la imagen como una rejilla o mosaico de elementos de imagen denominados *píxeles*, cada uno de ellos con un valor en particular de color e intensidad (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p11).

Se dijo anteriormente que la imagen radiográfica analógica es un continuo de sombras grises extendidas del negro al blanco, sin interrupciones perceptibles. Para convertirla en una forma digital discreta, la imagen es "cortada" en piezas individuales de información. Esta información describe la intensidad de iluminación o brillo y es localizada dentro de la imagen en las coordenadas espaciales (X, Y) (Digital Imaging in Dentistry, 1995,p3).

La digitalización de las coordenadas espaciales se denomina *muestreo* (cantidad de píxeles) de la imagen y la digitalización de la amplitud se conoce como *cuantificación* del nivel de gris (cantidad de información o valores diferentes que cada píxel pueda asumir) El producto de muestreo y cuantificación determinan la *resolución* de la imagen digital, factor determinante de la *calidad de reproducción* de un bitmap (Siragusa, Mc Donnell, 1999, p13).

El número de píxeles en las dimensiones horizontal y vertical del bitmap determinan su *resolución espacial*. Un número mayor de píxeles usados para definir la imagen aumenta la relación de apariencia espacial con la imagen original. Esto significa que una imagen apropiadamente mostrada será idéntica al original para el observador (Digital Imaging in Dentistry, p3). La *resolución* requerida para una imagen dada está relacionada con la manera en que

será reproducida, la pérdida de información aceptable para la aplicación en particular y la cantidad de memoria disponible para su manejo y archivo.

El tamaño de la presentación de una imagen es dependiente de la resolución de los dispositivos de entrada y salida de la computadora que es a menudo medida en número de dots (puntos) por pulgada (dpi) que puede producir. Por ejemplo, un escáner de escritorio puede tener de 300 a 600 dpi. (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p14).

La *resolución de contraste o espectral* es la capacidad del sensor que efectúa la digitalización para detectar diferencias de energía dentro del espectro al que es sensible. Por ejemplo, en un sensor para luz visible la capacidad de discriminar colores determina su resolución espectral (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p17).

El concepto de *resolución de contraste* concierne a la exactitud en la comparación entre el brillo del píxel (niveles de gris o color) y su correspondencia con el de la imagen original en el mismo lugar. (Digital Imaging in Dentistry, p3).

En la cuantificación del brillo de un píxel podemos definir el nivel de exactitud requerida para la presentación de la imagen. Se mide en el número de dígitos binarios o *bits* empleados para codificar cada píxel. Por ejemplo, 2 bits por píxel permite una cantidad de información o profundidad de píxel de 4 niveles de gris (o de color). Incrementando el número de bits aumentamos la escala de grises para que la imagen digital se parezca más a la original. La cuantificación estándar es de 8 bits, o sea, 256 niveles de gris. En ese espectro de valores numéricos del 0 al 255, el negro está representado por el 0, mientras que el blanco corresponde al 255. Los tonos de gris presentan valores entre 0 y 255 (Digital Imaging in Dentistry, p3).

Las imágenes en escala de grises pueden ser convertidas a falso color o *pseudocolor* asignando un color diferente a un determinado rango de valores de gris. Esto genera una imagen coloreada que puede aprovechar la característica de la visión humana de discernir miles de matices de color en comparación con sólo una cantidad limitada de niveles de gris (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p27).

La cantidad de colores diferentes obtenidos dependerá de la cantidad de bits asignada en el proceso. Se puede representar un rango completo de colores empleando 24 bit por píxel, asignando 256 valores para cada componente de rojo, verde y azul para cada uno, permitiendo la reproducción de más de 16 millones de colores. Esto es suficiente para asegurar una imagen con calidad fotográfica plena y se denomina *color verdadero* (true color). Guardar imágenes de estas características es muy caro desde el punto de vista del almacenamiento. Para reducir esos requerimientos pueden ser utilizadas las *paletas de colores* (Siragusa y Mc Donnell, 1999. p28).

En la paleta de color o *color look up table* (CLUT), cada color es especificado con el mismo grado de precisión que en el espacio de color de 24 bits pero se dispone de menor cantidad de colores diferentes.

El tamaño de la paleta de color limita la cantidad máxima de colores diferentes disponible para la imagen. Cuando se dispone de 8 bits por píxel se pueden alcanzar 256 valores discretos de color para cada uno de ellos. Para guardar un

bitmat de solo 256 colores se necesita la tercera parte del espacio que requiere una imagen a color verdadero (Siragusa y Mc Donnell, 1999, p28).

En la actualidad, la mayoría de los sistemas digitales permiten la *conversión a color* de las imágenes en escalas de grises, en lo que se llama *pseudocolor*.

Dentro de los programas de procesamiento de imágenes UTHSCSA Image Tool (IT) fue desarrollado en el Departamento de Diagnóstico Científico Dental de The University of Texas Health Science Center, San Francisco, Texas, por C.Donald Wilcox, S. Brent Dove, W.Doos Mc David and David B.Greer.

Image Tool puede adquirir, visualizar, editar, analizar, procesar, comprimir e imprimir imágenes. Dentro de las funciones de *realce* de las imágenes nos permite la conversión de las escalas de grises a pseudocolor en el sistema RGB.

El programa Image Tool tiene como características importantes ser de acceso libre y gratuito además de haber sido desarrollado en un ámbito científico dedicado a las ciencias odontológicas.

Todas las teorías sobre la visión del color se basan en la conocida observación de que el ojo humano puede detectar casi todas las gradaciones de colores cuando se mezclan adecuadamente las luces monocromáticas roja, verde y azul formando distintas combinaciones (Guyton y Hall, 2002)

Aprovechando esta capacidad del sistema visual humano las imágenes en escala de grises pueden ser representadas por pseudocolor. La mayor limitación es que no se tiene referencia cómo buscar el color promedio en esas imágenes. Una escala de color estándar estaría definiendo el problema en orden de tomar ventaja de nuestro sistema de visión del color (Digital Imaging in Dentistry, p 6).

El perfeccionamiento de las Tecnologías Digitales en todos los campos y consecuentemente en el del Diagnóstico, avalan la necesidad de estudios e investigaciones constantes.

La Radiografía digital con aplicación en Odontología, se puede considerar una nueva tecnología, que en algunos de sus aspectos no ha sido explorada suficientemente.

OBJETIVO GENERAL

Investigar si la asignación de una paleta de pseudocolor a una imagen radiográfica digital en escalas de grises, permite detectar más tempranamente desmineralizaciones en el esmalte dentario.

OBJETIVOS PARTICULARES

- ⊕ Diagnosticar incipientes desmineralizaciones en el esmalte dentario interproximal.
- ⊕ Analizar la relación gama de gris / gama de color en la capacidad de lectura diagnóstica de las imágenes radiográficas.
- ⊕ Generar un espacio de entrenamiento para la interpretación en color de las imágenes para el diagnóstico.
- ⊕ Incorporar una nueva herramienta para la visualización del color con objetivo de diagnóstico.
- ⊕ Definir la paleta de color más adecuada y en lo posible más estable con respecto al rango de la gama de grises de la imagen radiográfica.

HIPÓTESIS

El pseudocolor en la imagen radiográfica digital sería una herramienta más valiosa que la gama de grises para detectar más tempranamente desmineralizaciones en el esmalte dentario.

MATERIALES Y MÉTODOS

Puesta a punto del modelo experimental

El modelo experimental fue diseñado, en primera instancia, en base a la imagen digital directa obtenida con un dispositivo de carga acoplada (DCC). Posteriormente y debido a desperfectos ocurridos en el RVG, se decidió realizar la digitalización indirecta de las imágenes radiográficas utilizando un escáner óptico.

Con el propósito de poner a punto el modelo, se realizaron varias pruebas en ambas etapas del proceso de investigación que se detallan a continuación:

- ⊕ Se utilizaron en todas las pruebas piezas dentarias humanas sin caries, de pacientes con un rango de edad entre 15 y 30 años, extraídas por otros motivos al de caries:
 - 1º Premolares superiores e inferiores: por tratamientos ortodóncicos.
 - ⊕ 3º Molares superiores e inferiores: por trastornos de erupción

Prueba N° 1:

Selección del desmineralizante adecuado al experimento: para tal fin se utilizaron dos 3º Molares inferiores cuyas imágenes fueron obtenidas, previo a la colocación del ácido, bajo condiciones de exposición estandarizadas a saber:

1. Equipo radiográfico dental con timer digital y rendimiento de 60Kv y 10mA
2. Tiempo de exposición estimado en 0,40s.
3. Posicionador del sensor adosado al tubo para sistematizar la distancia foco-objeto, estimada en 40 cm para obtener mayor nitidez de la imagen.
4. Eje mayor de la pieza dentaria paralelo a la superficie del sensor y en íntimo contacto con el mismo.
5. Pieza dentaria inmovilizada con cera rosa sobre el sensor y posicionada con tres puntos de referencia para estandarizar la proyección geométrica de la imagen en las sucesivas tomas.
6. Digitalización directa obtenida con Radiovisiógrafo (RVG) marca Schick Technologies.CDR. For Windows 21; las imágenes fueron editadas en formato de archivoTiff.

En uno de los molares se probaron dos tipos de desmineralizantes, previa delimitación con cera roja del área a tratar: cara distal (superficie de 2mm alrededor del punto de contacto) y oclusal (fondo del surco principal); en distal se aplicó EDTAC (líquido) y en oclusal Gel de ácido fosfórico al 37%. Los tiempos de aplicación del desmineralizante fueron de 3, 6, 9 12 y 15 minutos, con irrigación posterior a cada una de ellas y con tomas radiográficas correspondientes a cada tiempo.

En el otro molar, en las mismas zonas y condiciones anteriormente citadas, se aumentó el tiempo de exposición al ácido, a saber: 1, 2, 3, 6 y 9 horas, con observaciones cada hora para constatar la permanencia del ácido y efectuar su renovación si fuere necesario. Se pudo comprobar de esta forma la necesidad de mantener la pieza dentaria tratada dentro de un ámbito humedecido para evitar la deshidratación del gel en los tiempos de aplicación más prolongados.

Por su mejor manipulación y permanencia sin mayores alteraciones en las superficies dentarias bajo observación se decidió utilizar definitivamente el gel de ácido fosfórico al 37%.

Se constataron también dificultades en la manipulación de la cera rosa como aislante de la zona tratada, decidiéndose su reemplazo por una mano de laca incolora que formando una capa muy fina en la superficie dentaria evitó, en parte, difundir el ácido en las zonas adyacentes no expuestas al mismo.

Igualmente se comprobaron deficiencias en la estandarización de las proyecciones geométricas de las imágenes radiográficas de una misma pieza dentaria en los diferentes tiempos de descalcificación.

Por último, se realizó en la observación de las imágenes obtenidas una primera evaluación de tiempos mínimos de desmineralización para las siguientes pruebas.

Prueba N° 2:

Diseño del posicionador para el sensor y la placa radiográfica: la importancia de obtener proyecciones geométricas lo más exactas posibles en la población bajo estudio, determinó la construcción de un modelo de posicionador nuevo para cada pieza dentaria. Con ese fin se utilizaron diez primeros premolares y diez 3º molares de ambos maxilares a los cuales se les construyó una base de acrílico transparente en la zona radicular pegada a una aleta de material rígido que aseguró igual posicionamiento de la pieza dentaria en relación al sensor en todas las exposiciones radiográficas.

Se reformó el posicionador del sensor, agregándole un receptáculo para contener la aleta con la pieza dentaria, lográndose un posicionamiento estable y reproducible de la misma.

En la cara vestibular de todas las piezas se demarcó la zona de interés a observar en proximal y oclusal con un material radiopaco, utilizándose para tal fin hilo de alambre de cobre.

Se realizaron las radiografías digitales directas en el RVG, previo al tratamiento con el descalcificante, bajo las condiciones técnicas estandarizadas descriptas en la prueba N°1.

A esta altura del experimento, por desperfectos en el RVG, se decidió digitalizar las imágenes por método indirecto, mediante un escaneo con un escáner SNAPCAN 600 de AGFA.

Prueba N° 3:

Construcción de un nuevo posicionador para la placa radiográfica y el localizador del tubo de Rx: la digitalización indirecta de las imágenes radiográficas implicó la construcción de un nuevo posicionador para el paquetillo dental, nuevas pruebas para determinar tiempos óptimos de exposición a la radiación, y estandarización en el procesamiento químico de las imágenes en el laboratorio (revelado-fijación-lavado-secado) con el fin de garantizar densidades ópticas de la imagen, similares en todas las radiografías.

Para tal fin se radiografiaron un 1º premolar superior y un 3º molar inferior. Las piezas dentarias fueron acondicionadas en forma similar a las de la prueba N° 2 y el nuevo posicionador permitió la estandarización en la proyección geométrica y fijó una distancia foco-objeto de 40 cm.

Para la toma radiográfica se utilizaron películas Dentix, speed E y un equipo radiográfico dental marca DSJ, con timer digital y rendimiento de 60Kv y 10mA, siendo el tiempo de exposición a la radiación de 0,50 segundos.

Las aplicaciones de ácido realizadas en ambas caras proximales y en oclusal fueron en número de ocho para cada pieza dentaria, realizándose las tres primeras durante 3 horas; las tres restantes fueron tratadas en iguales condiciones, pero con aplicaciones de 6 horas de duración cada una, completándose con dos últimas más extensas de 48 y 120 horas. De cada una de ellas se obtuvo la radiografía correspondiente y fueron procesadas manual y simultáneamente para evitar diferencias de densidad óptica en las imágenes.

Para la digitalización se utilizó un escáner SNAPCAN 600 de AGFA, con resolución de 300 ppi y programa Foto Lux 209.04.

En esta prueba se evaluó el funcionamiento del posicionador para el paquetillo dental y la pieza dentaria, como así también el procesamiento manual de la película.

Se observaron en las imágenes los efectos producidos por los tiempos mínimos y máximos de aplicación del descalcificante, decidiéndose además realizar la desmineralización en las caras mesial y distal de las piezas dentarias, no así en la oclusal. La estimación de las imágenes permitió descartar el uso de la demarcación con el material radiopaco de la zona a evaluar, que actuó desfavorablemente en la observación de la zona de interés.

Prueba N° 4:

Definición de los tiempos de aplicación del ácido, útiles al modelo experimental: con el fin de precisar tiempos mínimos y máximos de desmineralización y ajustar algunos detalles en la obtención y procesamiento de la imagen, se realizó una última prueba con dos piezas dentarias, iguales condiciones técnicas de exposición y procesamiento que la prueba N° 3.

El gel de ácido fosfórico fue aplicado en las caras proximales durante 12 horas, siendo las posteriores de 6 horas cada una, obteniéndose las imágenes a las 18, 24 y 30 horas respectivamente, con neutralización del ácido por irrigación y toma de radiografías al final de cada tratamiento.

Las imágenes fueron obtenidas con película radiográfica Kodak Insight, exposición de 0,50 segundos, y procesadas manualmente en el laboratorio de FOR.

El escaneado de las radiografías se realizó con el mismo equipo descrito en la prueba anterior, haciéndose ajustes en el histograma para mejorar la imagen obtenida.

Se dio por finalizado el proceso de ajuste del modelo experimental, fijándose tiempos de progresión cada 6 horas en la aplicación del ácido descalcificante.

Prueba N° 5:

Prueba definitiva: se utilizaron quince 1º Premolares superiores e inferiores y quince 3º Molares inferiores, preparados según descripción en la prueba N° 2.

Las condiciones técnicas para la obtención de las imágenes fueron estandarizadas a saber:

1. Posicionador del paquetillo dental y de las piezas dentarias según lo descrito en la prueba N° 3
2. Película radiográfica marca Kodak Insight.
3. Equipo radiográfico dental DSJ, con rendimiento de 60 Kv y 10 mA.
4. Tiempo de exposición: 0,65 segundos.
5. Procesamiento de las películas manual y simultáneo.

Una vez obtenidas las imágenes sin tratamiento, se procedió a realizar la desmineralización con el Gel del ácido fosfórico al 37% de las caras mesial y distal de todas las piezas, en una superficie de, aproximadamente, dos milímetros en la zona del punto de contacto de las mismas, aislando la zona con laca transparente.

Los tiempos de aplicación del ácido se realizaron con una duración de seis horas cada una, en una progresión de: 6, 12, 18 y 24 horas, con neutralización posterior con irrigación.

Posteriormente a cada aplicación se obtuvieron las imágenes respectivas de todas las piezas tratadas y se procesaron manualmente.

Todas las radiografías obtenidas fueron escaneadas según las condiciones que se detallan a continuación:

1. Escáner SNAPCAN 600 de AGFA, programa Foto Lux 2.09.04, configurado en original: transparente, y modo: escala de grises; con resolución de entrada de 300 ppi, escala al 100%; nada en curva tonal, nitidez; destramar y flavor no se usaron.
2. Del rango automático se buscó el histograma según las necesidades de las imágenes, ajustándose a 10-184.
3. La digitalización originó un archivo Tiff de las imágenes.

Las imágenes guardadas se procesaron con el programa Image Tool 300 de UTHSCSA, Universidad de Texas. En dicho programa se abrieron las imágenes Tiff originales, que fueron recortadas con el objetivo de achicar su tamaño y reducir la dispersión de la visión. Luego las imágenes fueron guardadas en formato JPG, sin compresión, para posteriormente poder aplicar la paleta del pseudocolor. Seleccionada la imagen se la duplicó y se aplicó la herramienta de pseudocolor 1.PAL.

Obtenida la imagen coloreada, se la archivó denominándola para su posterior identificación. Para la recolección de datos y el registro de las observaciones de las desmineralizaciones en valores de gris y pseudocolor en las superficies proximales de los premolares y molares se confeccionaron sendas planillas que se adjuntan en la sección resultados.

La categorización de las desmineralizaciones a observar comprendió cuatro posibilidades:

- 1 = Sin diferencias
- 2 = Diferencias leves
- 3 = Diferencias marcadas
- 4 = Diferencias muy marcadas.

Observación de las imágenes

La visualización se realizó en un monitor de PC, 14 pulgadas, con una resolución de pantalla de 800x600 pixeles y calidad de color de 32 bits. Se determinaron las condiciones ambientales (nivel de iluminación) para la visualización de las imágenes de acuerdo al confort del observador, reiterándolas durante todo el proceso.

Las imágenes radiográficas digitalizadas en gris y luego procesadas en pseudocolor, obtenidas de las 30 piezas dentarias, fueron examinadas en cada uno de los tiempos de desmineralización. En cada tiempo de tratamiento se realizaron dos observaciones por pieza dentaria, correspondiente a cada una de las superficies proximales, nominadas para su identificación como derecha (D) e izquierda (I) por razones de organización en la recolección de datos, constituyendo la 60 observaciones para las gamas de grises y 60 para el pseudocolor en cada tiempo de aplicación del ácido (0, 6, 12, 18 y 24 hs).

Las observaciones se realizaron por comparación de las imágenes originales, sin descalcificación, con las obtenidas en los distintos tiempos de tratamiento tanto en gama de grises como en pseudocolor. Las mismas fueron realizadas por un solo observador experto en radiología odontológica, quien realizó un entrenamiento previo con el fin de familiarizarse con la herramienta pseudocolor, ya que toda su experiencia anterior fue hecha con imágenes en blanco y negro.

Los scores obtenidos en las citadas observaciones según las categorías anteriormente mencionadas fueron registrados en las planillas confeccionadas para tal fin para su posterior análisis.

RESULTADOS

De acuerdo con la investigación era de interés comparar imágenes radiográficas digitales en gamas de gris y en pseudocolor en una tarea de diagnóstico específica: la detección de desmineralizaciones incipientes en el esmalte dentario, siendo el objetivo principal indagar si el falso color permitiría la observación más tempranamente de las citadas desmineralizaciones que el blanco- negro original de las imágenes.

Para tal fin se eligió un modelo experimental in vitro con inducción artificial del proceso descalcificante, pues se necesitaba observar el mismo desde sus estadios más incipientes. Se optó por elegir como población bajo estudio 30 piezas dentarias (15 premolares y 15 molares) que tenían como único criterio de inclusión la no presencia de caries. La elección recayó en los primeros premolares y los terceros molares que, por razones de tratamiento ortodóncico y trastornos de erupción respectivamente, son extraídos sin presentar en su mayoría lesiones cariosas. Cada pieza dentaria fue radiografiada convencionalmente antes de la aplicación del ácido descalcificante y después de cada tiempo de tratamiento, de manera que se obtuvieron cinco imágenes radiográficas por cada premolar y molar. Debido a la necesidad de comparar las imágenes de cada pieza dentaria obtenida durante los cinco tiempos de tratamiento, fue de fundamental importancia la estandarización de las proyecciones geométricas, conseguida con la confección de un posicionador de película y pieza dentaria, con un sistema de encaje que permitía una unión solidaria entre aquél y el localizador del tubo radiográfico, asegurando de esa manera la misma relación objeto-película-foco emisor de rayos X en todas las tomas radiográficas. Además el sistema aumentó la distancia foco-objeto favoreciendo la nitidez en la imagen proyectada.

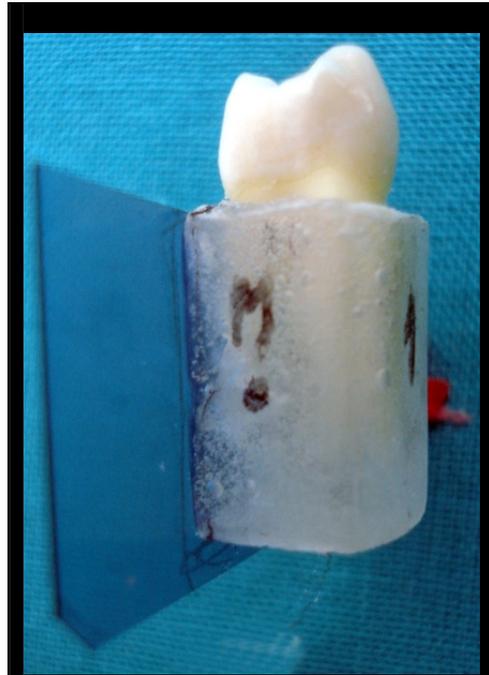


Figura 1:
Acondicionamiento de la pieza dentaria



Figura 2:
Posicionador de película y pieza dentaria

En la **Figura 1** se observa la pieza dentaria acondicionada con una aleta de material radiotransparente que facilitó su inmovilidad en el posicionador y en la **Figura 2** el sistema de posicionamiento con la placa radiográfica y la pieza dentaria colocada para obtener la imagen.

Por su parte la estandarización de los valores de exposición como así también del posterior procesamiento manual de las placas radiográficas, que se realizó simultáneamente para el total de exposiciones de cada pieza dentaria, garantizó la obtención de densidades ópticas similares en todas las imágenes obtenidas.

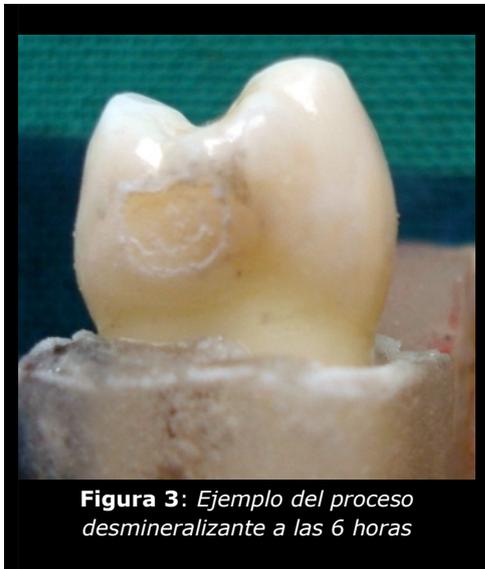


Figura 3: Ejemplo del proceso desmineralizante a las 6 horas

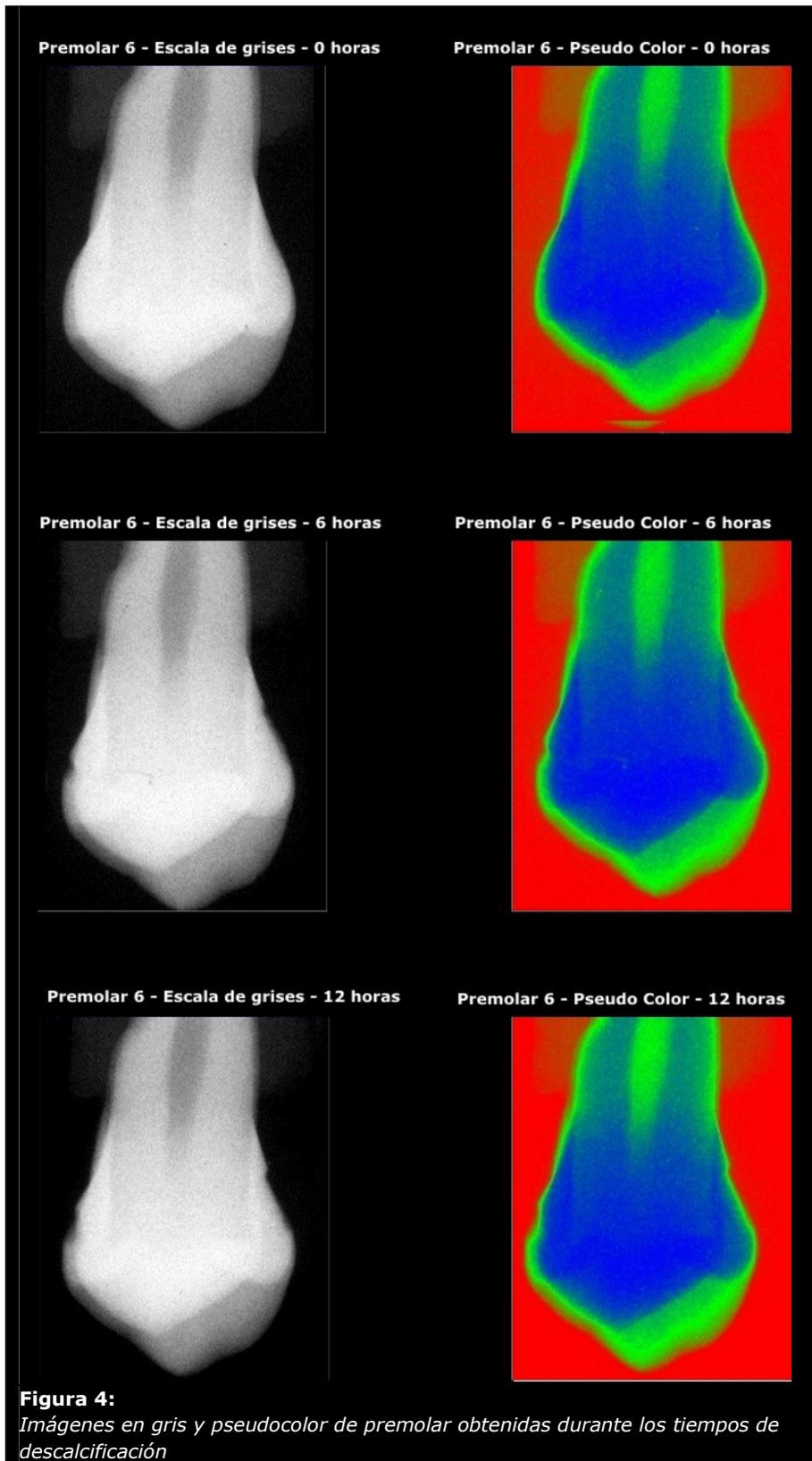
La desmineralización realizada en las caras proximales (mesial y distal) en la zona adyacente al punto de contacto utilizando gel de ácido fosfórico, con previa limitación de la zona tratada con laca incolora, fue de alta practicidad aunque fue inevitable un ligero desborde, agrandando la inicial y puntiforme superficie tratada.

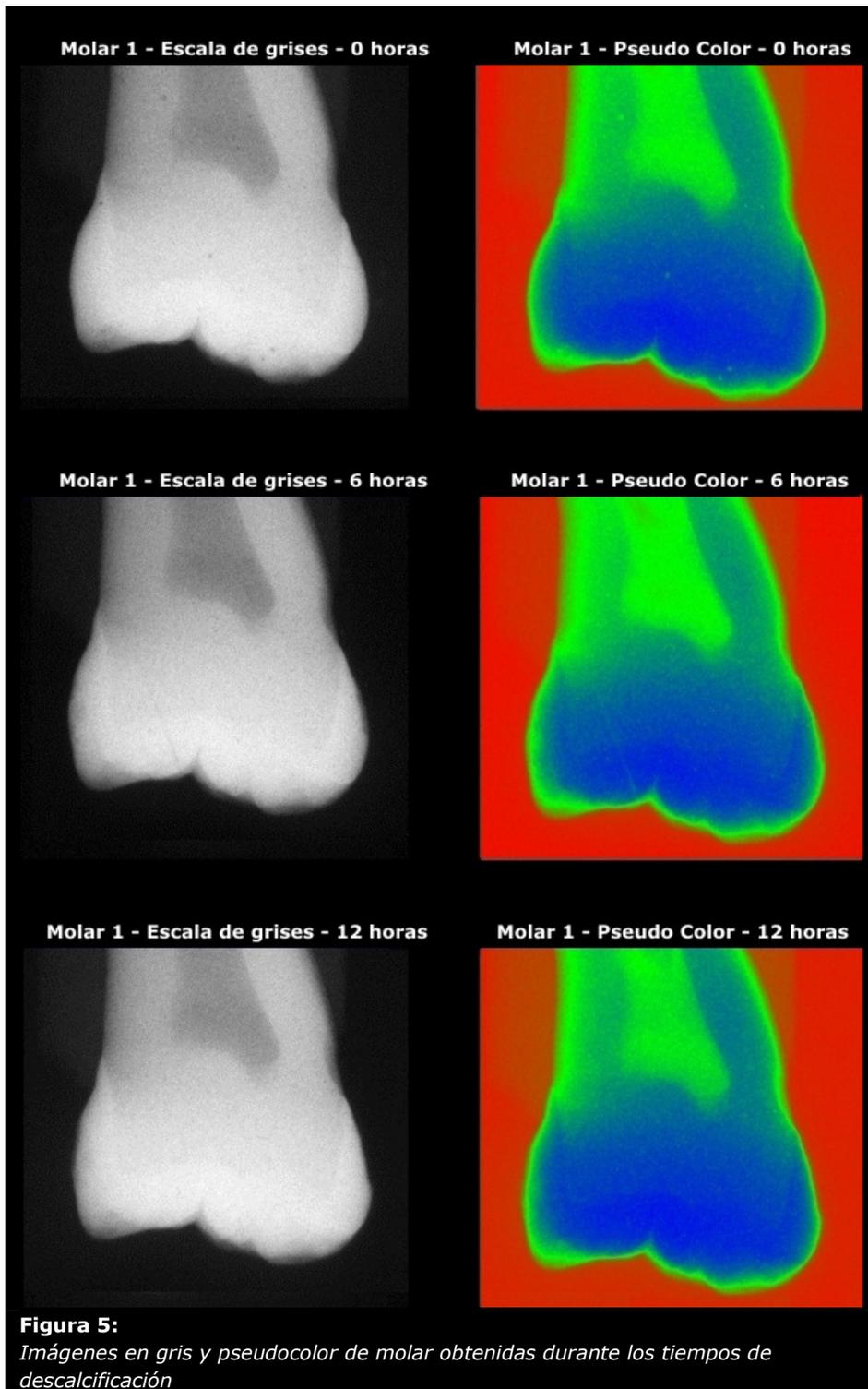
Se puede observar en la **Figura 3** un premolar luego de la aplicación del ácido a las 6 horas de tratamiento.

La digitalización de las imágenes radiográficas convencionales se realizó, según las condiciones mínimas necesarias establecidas para la observación de imágenes en endodoncia (Plüss, et al, 1989), en 300 dpi y 8 bits, para la resolución espacial y de gris respectivamente, con ajuste automático del histograma que optimizó la presentación de la imagen.

Para la aplicación del pseudocolor se seleccionó la paleta 1 PAL del programa UTHSCSA Image Tool (The University of Texas Health Science Center, San Francisco). La elección de la paleta por parte del observador fue totalmente subjetiva.

En las **Figuras 4 y 5** se muestran dos ejemplos de las imágenes en gamas de gris y en pseudocolor obtenidas de dos premolares y dos molares durante el proceso desmineralizante.





Las condiciones de visualización de las imágenes era un punto clave en las observaciones por lo cual se tuvieron en cuenta las especificaciones del monitor en cuanto a las condiciones mínimas para el diagnóstico en endodoncia (Plüss, et al, 1998). Las observaciones fueron hechas por un solo odontólogo experto en radiología con el fin de minimizar la subjetividad propia de los métodos de diagnóstico por imágenes tanto convencionales como digitales.

Los datos obtenidos en las observaciones fueron recolectados en dos planillas confeccionadas para tal fin y el procesamiento de los datos se realizó en formato Excel.

En las **Tablas 1 y 2** se presentan los scores recogidos durante las observaciones realizadas en las imágenes de los premolares y los molares respectivamente.

El total de las observaciones para cada pieza dentaria fue de 20, correspondiendo 4 para cada tiempo de desmineralización (0, 6, 12, 18 y 24 horas).

En la variable 0 horas, validada clínicamente sin caries, se registraron scores 1 (sin diferencia) para todas las piezas. Corroborada radiográficamente la ausencia de caries, se utilizó la imagen para la comparación con las obtenidas en los otros tiempos de desmineralización.

En las siguientes hojas se incluyen las **Tabla 1 y 2** y, posteriormente, la interpretación de los valores recolectados en las planillas, previo al análisis estadístico.

DESMINERALIZACIONES EN VALORES DE GRIS (G) Y PSEUDOCOLOR (P)

Tiempo	0 HORAS				6 HORAS				12 HORAS				18 HORAS				24 HORAS			
	I		D		I		D		I		D		I		D		I		D	
	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P
1º	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	4	4	3	4	
2º	1	1	1	1	2	2	3	4	2	2	3	4	2	3	4	4	3	3	4	4
3º	1	1	1	1	3	3	1	2	3	3	1	3	3	3	3	4	4	4	4	
4º	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	3	2	3	3	3	3	3	3	3	
5º	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	4	4	3	4	4	4	4	4	4	
6º	1	1	1	1	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	
7º	1	1	1	1	3	3	2	2	4	3	2	2	4	4	3	3	4	4	3	3
8º	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	4	3	4	3	4	3	4	4	4	4
9º	1	1	1	1	2	3	2	2	2	3	2	2	3	4	2	2	4	4	2	2
10º	1	1	1	1	3	3	2	2	3	3	3	3	4	4	3	3	4	4	3	3
11º	1	1	1	1	3	3	2	2	3	3	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4
12º	1	1	1	1	2	2	1	3	3	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3
13º	1	1	1	1	3	3	1	1	3	3	1	2	3	3	2	3	3	3	4	4
14º	1	1	1	1	3	3	2	2	3	3	3	3	4	3	4	4	4	3	4	4
15º	1	1	1	1	3	3	2	0	4	4	2	2	4	4	3	3	4	4	3	4

Tabla 1: Scores obtenidos en premolares

SCORE

1: SIN CAMBIOS

2: DIFERENCIA LEVE

3: DIFERENCIA MARCADA

4: DIFERENCIA MUY MARCADA

Si bien se tuvo en cuenta el análisis de los escores obtenidos en todos los tiempos de tratamiento, era de interés particular el de los recolectados en las etapas más tempranas (6 y 12 horas) acorde a los objetivos de la investigación.

A las 6hs de descalcificación para el total de premolares los escores fueron iguales para ambos métodos (gris y pseudocolor) en 25 registros, los restantes 5 mostraron diferencias con valores más altos para el pseudocolor en todos los casos.

El rango de valores de escores obtenidos del total de observaciones en los dos primeros tiempos fue muy amplio, siendo sus posibles causas las diferencias de tamaño de los premolares (con el consiguiente mayor o menor espesor del esmalte proximal) y también las distintas densidades del tejido calcificado, ambas causas con incidencia en la atenuación de los rayos X. No obstante no hay que descartar factores subjetivos inherentes a la observación.

Dentro de la misma pieza dentaria, las caras proximales (D e I) mostraron diferencias de escores, en la mayoría de los premolares, algunas muy acentuadas como el caso del premolar Nº 2, Nº 3 y Nº 13; esto se explicaría por diferencias anatómicas en las caras proximales de dichas piezas dentarias que, influyendo en el espesor del recubrimiento adamantino atravesado por los rayos X, determinaron distinto grado de absorción de la radiación.

En líneas generales los escores fueron más altos que lo esperado para las 6 horas de tratamiento, según las pruebas previas al modelo definitivo. Probablemente debió implementarse un intervalo más de aplicación del ácido entre las 0 y las 6 horas, que permitiera más cantidad de observaciones con diferencias leves.

A las 12 horas de aplicación del desmineralizante se observó que disminuyeron los escores coincidentes para los métodos gris y color, registrándose 21 iguales y 9 discordantes; entre estos últimos 5 escores de mayor valor para el pseudocolor y 4 para el gris. Esta tendencia, con leve incremento para los valores coincidentes (23) se repitió para las 18 horas, revirtiéndose en el último tiempo de 24 horas, donde se registró el mayor número de coincidencias de los dos métodos (27), con 3 discrepancias de las cuales 2 fueron de mayor escore para el pseudocolor. El aumento de coincidencias tiene su explicación en el acumulado de horas de descalcificación que determina valores de escore altos, fácilmente detectables.

DESMINERALIZACIONES EN VALORES DE GRIS (G) Y PSEUDOCOLOR (P)

Tiempo	0 HORAS				6 HORAS				12 HORAS				18 HORAS				24 HORAS			
	I		D		I		D		I		D		I		D		I		D	
	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P
1º	1	1	1	1	3	3	3	2	3	3	3	2	3	3	4	3	3	4	4	4
2º	1	1	1	1	2	2	3	3	2	2	3	3	3	3	3	3	4	4	4	4
3º	1	1	1	1	2	2	3	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4
4º	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	3	4
5º	1	1	1	1	4	4	3	3	4	4	3	3	4	4	3	3	4	4	4	4
6º	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	2	3	3	3	3	3	3	3	4	4
7º	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	2	2	3	3	2	2	3	4	2	3
8º	1	1	1	1	3	3	1	2	3	3	2	2	3	3	3	3	4	4	3	3
9º	1	1	1	1	3	3	2	2	3	3	2	2	3	4	3	3	4	4	3	3
10º	1	1	1	1	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	2	3
11º	1	1	1	1	2	2	2	3	2	2	3	3	2	4	4	4	4	4	4	4
12º	1	1	1	1	1	2	1	1	3	2	1	2	3	3	1	2	4	3	2	2
13º	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	3	2	3	3	4	4	3	3	4	4
14º	1	1	1	1	2	2	2	2	3	3	2	3	3	3	3	4	3	3	4	4
15º	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	4	3	3	4	4

Tabla 2: Escores obtenidos en molares

- SCORE
 1: SIN CAMBIOS
 2: DIFERENCIA LEVE
 3: DIFERENCIA MARCADA
 4: DIFERENCIA MUY MARCADA

En líneas generales las observaciones mostraron valores con una tendencia similar a los obtenidos en los premolares. A las 6hs la concordancia para ambos métodos, gris y pseudocolor, fue muy elevada, 26 casos, y en los no concordantes (4), hubo 3 escores mayores para el pseudocolor.

Diferencias de tamaño, conformación anatómica, variaciones en el espesor y densidad del esmalte interproximal de los molares bajo observación pudieron determinar los valores en extremo disímiles entre el molar N° 12 y el N° 5.

A las 12 hs de tratamiento se encontró el único caso de paridad en valores mayores de escores para ambos métodos, registrándose para los 6 casos de no concordancia, 3 escores mayores para el gris y 3 para el pseudocolor. En el resto de las variables siempre fueron más los escores mayores para el pseudocolor.

La diferencia más significativa entre premolares y molares a las 6 hs de descalcificación se encontró en la cantidad de valores de escores 1 (sin diferencia) y 2 (diferencia leve), siendo de 31 en los premolares y 40 en los molares, justificada por la diferencia del espesor buco-lingual del esmalte proximal entre ambos grupos dentarios.

Análisis estadístico

Las observaciones efectuadas en cada tiempo de desmineralización de toda la población bajo estudio, categorizadas según los escores mencionados anteriormente, fueron descriptas estadísticamente en **gráficos de frecuencia y porcentaje** y el grado de concordancia entre los métodos (gris y pseudocolor) analizados con el **coeficiente ponderado kappa de Cohen (K)**.

En primer lugar se relacionaron el total de observaciones, realizadas en cada tiempo de tratamiento, según la coincidencia o la no coincidencia de los escores. En el **Gráfico 1** se representa el número de observaciones efectuadas a las 6 y 12 horas de tratamiento, clasificadas según los escores sean coincidente, mayores con el método de grises o mayores con el de pseudocolor.

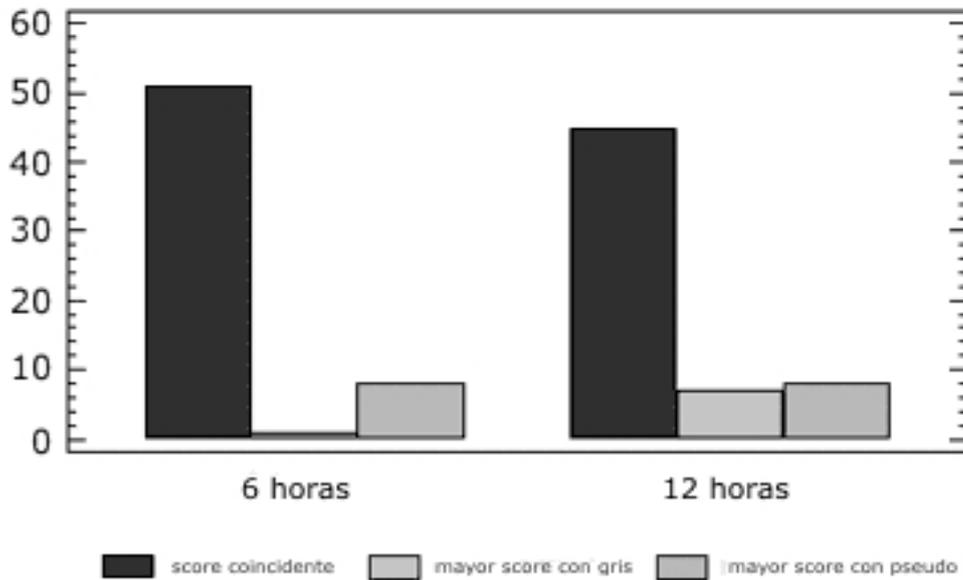


Gráfico 1:

Clasificación de las observaciones realizadas con ambos métodos a las 6 y 12 horas de tratamiento.

Se puede observar un claro predominio de escores coincidentes con ambos métodos, Dentro de los menos frecuentes casos de no coincidencia, a las 6 horas se destaca la supremacía del pseudocolor sobre el gris, mientras que a las 12 horas ambos métodos tienden a igualarse.

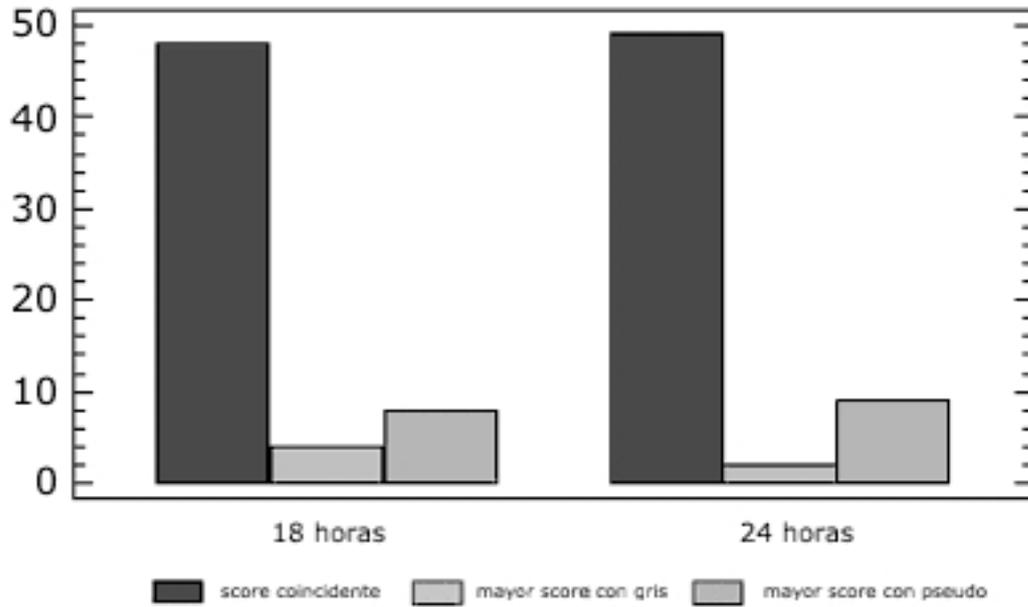


Gráfico 2:

Clasificación de las observaciones realizadas con ambos métodos a las 18 y 24 horas de tratamiento

La frecuencia de coincidencias entre el método de gris y pseudocolor es muy alta en ambos tiempos, repitiéndose el predominio del pseudocolor en los dos tiempos de desmineralización. El total de las observaciones en todas las variables en estudio se pueden observar en el

Gráfico 3

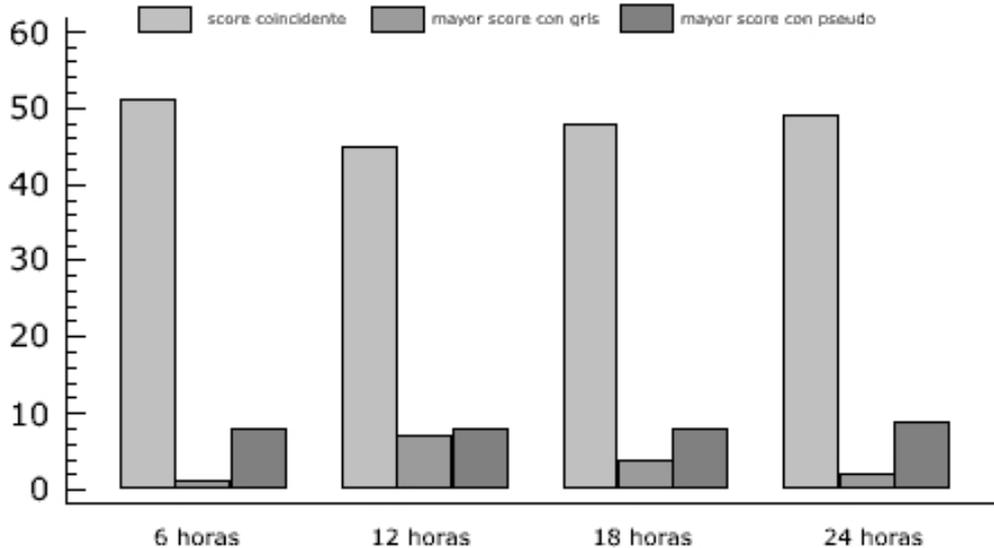


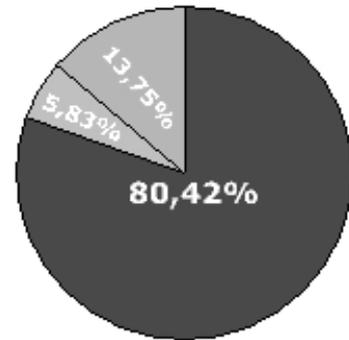
Gráfico 3:

Clasificación de las observaciones realizadas con ambos métodos en cada tiempo según relaciones entre escores.

En el **Gráfico 3** se puede observar que en todos los tiempos hay un claro predominio de escores coincidentes con ambos métodos. Dentro de los menos frecuentes casos de no coincidencia, se detectan algunos donde el escore observado con pseudocolor es mayor que con el método de grises y otros donde ocurre lo contrario, aunque estos últimos son menos habituales que los anteriores en todos los tiempos.

En el **gráfico de sectores circulares (Gráfico 4)** se muestra la distribución correspondiente a las categorías de la variable según el porcentaje de coincidencia entre los métodos de observación.

El porcentaje de concordancia entre los scores obtenidos con ambos métodos (80%) es fuertemente significativo. El 20% restante asigna al pseudocolor una proporción mayor de scores de más valor que el gris en el total de observaciones (13,75% y 5,83% respectivamente).



■ score coincidente
■ mayor score con gris
■ mayor score con pseudo

Gráfico 4:
Distribución de las observaciones según concordancia de los scores

Para analizar el grado de acuerdo entre ambos métodos en cada tiempo se estimó el **coeficiente K**. Mientras más cercano a +1 sea su valor, mayor es el grado de concordancia, además un valor de $K = 0$ indica que la concordancia observada es la que se espera a causa exclusivamente del azar.

En primera instancia, se procedió a comparar los coeficientes de ambas caras para cada tiempo. Estos coeficientes no difirieron significativamente en ningún caso, por lo cual se procedió a estudiar los scores observados en ambas caras en forma conjunta para cada tiempo.

Tiempo	K ponderado	Intervalo de confianza
6 horas	0.79	[0.66 ; 0.90]
12 horas	0.63	[0.47 ; 0.79]
18 horas	0.65	[0.48 ; 0.73]
24 horas	0.69	[0.52 ; 0.83]

Tabla 3:
Coeficientes K estimados puntualmente y por intervalo de confianza del 95%

Los valores obtenidos al estimar en cada tiempo el coeficiente tanto en forma puntual como por intervalos de confianza del 95% se pueden observar en la **Tabla 3**

El **coeficiente K** no varía significativamente a través del tiempo, siendo las estimaciones generales del mismo:

K ponderado	Intervalo de confianza
0.79	[0.66 ; 0.90]

El valor estimado del **coeficiente K** indica que las observaciones que miden la desmineralización por gris y pseudocolor concuerdan sustancialmente, siendo la escala cualitativa para la clasificación de Landis y Koch ⁽¹⁹⁷⁷⁾:

- 0,00 = pobre
- 0,01/0,20 = leve
- 0,21/0,40 = aceptable
- 0,41/0,60 = moderada
- 0,61/0,80 = considerable
- 0,81/1,00 = casi perfecta

DISCUSIÓN

La ventaja de atribuir pseudocolor a los valores de intensidad de gris de los píxeles en una imagen radiográfica digital se basa en que el sistema visual humano percibe con mayor facilidad variaciones de color que de gris, aspecto que es relevante en imágenes con bajo contraste (Siragusa y Mc Donnell, 2009). Esto implica teóricamente que la información diagnóstica podría percibirse mejor en una imagen coloreada que en una en blanco y negro y, por lo tanto, el remplazo de una escala de gris por otra de pseudocolor sería favorable (Shi y Li, 2009).

No obstante los resultados obtenidos en el presente estudio indican que no hay diferencias estadísticamente significativas entre las imágenes radiográficas en gamas de gris y las tratadas con falso color con respecto a la detección de incipientes desmineralizaciones en los tejidos dentarios calcificados. Dichos resultados coinciden con estudios previos realizados por Shi y Li (2009), (Li, et al, 2007) (Kositbowornchai S, et al, 2004) que analizaron el desempeño del color, en relación al tradicional blanco-negro de las imágenes, en distintas tareas diagnósticas.

En las citadas investigaciones fueron utilizados modelos experimentales que difirieron en más de un aspecto con el desarrollado en el presente trabajo. Una de las cuestiones más relevantes tiene que ver con el algoritmo o escala de color asignada a los valores de gris.

La posibilidad de crear escalas de color para reemplazar la gama de grises de una imagen radiográfica digital en lo que se denomina pseudocoloreado, fue investigada por Clarke y Leonard (1989), quienes propusieron un algoritmo acorde a los colores del arco iris. Esas escalas posteriormente fueron modificadas por Lehmann, et al (1997), teniendo en cuenta la preservación del orden en el brillo de las escalas de grises. Estas mejoras se basaron en las propiedades físicas del color y la respuesta visual humana al mismo, sobre todo su sensibilidad a las distintas longitudes de onda del espectro y a la intensidad o brillo del estímulo. Según Shi et al (2002), las escalas derivadas de matices o tonos del arco iris para remplazo de las escalas de grises pueden afectar la percepción visual. Esto se basa en el hecho que el sistema visual humano al tener mayor sensibilidad en la zona del espectro correspondiente a los verdes, y percibir con mayor intensidad los amarillos que los rojos por su brillo, al intentar reemplazar una escala de gris original en una radiografía por una de basada en los tonos del arco iris, se crea una sensación de discontinuidad ya que la percepción se incrementa desde los verdes al amarillo y decrece desde los amarillos a los rojos. Esto no se corresponde con la percepción de la escala de grises donde el brillo incrementa continuamente desde el negro al blanco. Para tratar de paliar estas diferencias Shi, et al (2002), diseñaron una nueva escala de color que combina la respuesta natural de la visión humana al color, con las propiedades físicas del mismo. El diseño fue iniciado con una evaluación subjetiva de una escala de 16 colores desde zona oscura a clara en remplazo del negro-blanco convencional, empleando el azul oscuro, pasando por el magenta, rojo, naranja hasta el amarillo. Un diagrama de cromaticidad (CIELUV) fue utilizado para verificar la escala generada subjetivamente, de manera de asegurar similitud en las diferencias de tonos o matices entre los 16 colores. El brillo de cada escalón fue ajustado igualmente para adaptarlo a la respuesta del sistema visual humano a la luminancia. Esta escala fue usada en un test de imagen generado en computadora para evaluar si la sensibilidad al contraste fue mejorada en relación a la misma imagen en gama de gris. La imagen realizada a 8 bits cuenta con una serie de columnas con incremento sucesivo en los valores de gris, formando el transfondo para 11 filas de puntos circulares que, escalonados uno por uno, presentan un

aumento de contraste desde el más superior al más inferior en cada columna. La percepción del contraste fue evaluada subjetivamente por los investigadores, quienes determinaron definitivamente mejor percepción con el color que con el blanco-negro.

Posteriormente esta escala fue utilizada nuevamente por Shi, et al ⁽²⁰⁰⁴⁾ para evaluar la percepción de bajos contrastes en imágenes radiográficas digitales en gamas de grises y en pseudocolor. En este caso se utilizó un objeto test, con defectos en forma de agujeros de distinta profundidad (0,03 a 0,30 mm) escalonados. El objeto fue irradiado con distintos tiempos de exposición. Los diez observadores debieron localizar los defectos observables con el menor contraste. Los resultados mostraron que la información en las radiografías con pseudocolor fue tan buena como en las convencionales en blanco-negro. Más aún, en los rangos de menor exposición las imágenes pseudocoloreadas exhibieron mejor percepción que las tradicionales en grises.

La aplicación de la escala de color creada por Shi y colaboradores fue puesta a prueba en una investigación in vitro para la detección de caries proximales naturales, utilizando un sistema digital con sensor (Dixi) y otro con placa de fósforo estimulable (Digora Optime), ^(Shi y Li, 2009). El estudio compara la exactitud en el diagnóstico para las radiografías en blanco-negro y en pseudocolor. La observación fue hecha por siete odontólogos en el Instituto de Odontología, Karolinska, Suecia, quienes recibieron una breve introducción al pseudocolor en las imágenes radiográficas, y siete en la Escuela de Estomatología de la Universidad de Peking, Beijing, China, los cuales no recibieron instrucción previa a la observación. Las condiciones restantes para la interpretación de las imágenes fueron exactamente iguales en ambos lugares. La evaluación se hizo según una escala de cinco puntos abarcando desde diente sano a caries de distinta profundidad en esmalte y dentina. Los resultados obtenidos no arrojaron diferencias estadísticamente significativas para ningún tipo de caries, entre las imágenes en blanco-negro y en pseudocolor. Igualmente no hubo diferencias entre los dos sistemas digitales utilizados, ni entre observadores indicando que la familiaridad con el color en la imagen no influyó en el resultado de esta investigación.

Las conclusiones a las que se arribaron en este estudio no atribuyeron al algoritmo de color utilizado mayor exactitud en la detección de caries interproximales que la gama de grises y, debido a que no se registró pérdida de información y resultó más comfortable para el observador, podría ser usado como una alternativa para las radiografías digitales en escala de gris.

Coincidentes resultados fueron encontrados por Kositbowornchai S, et al ⁽²⁰⁰⁴⁾ en la detección de caries oclusales, en una investigación donde fueron utilizadas tres herramientas de realce de imágenes digitales: sharpness, zoom y pseudocolor en una escala monocromática en matices de color marrón, que fueron comparadas con las originales en blanco-negro. Los resultados en esta investigación no arrojaron diferencias estadísticas significativas para ninguna de las técnicas utilizadas, no obstante el pseudocolor mostró la menor exactitud.

Similares conclusiones fueron obtenidas en un estudio in vivo sobre exactitud en mediciones de los niveles de hueso alveolar en pacientes con periodontitis crónica evaluando radiografías en gama de grises y pseudocolor ^(Li, et al, 2007). En este trabajo se compararon medidas de distancias verticales entre la unión esmalte-cemento y la zona

más apical del margen óseo alveolar, utilizando como referencia estándar las obtenidas clínicamente durante la cirugía realizada con posterioridad a la toma radiográfica. El resultado del análisis estadístico determinó que no hubo diferencias significativas en las distancias verticales obtenidas en las imágenes radiográficas con y sin realce, ni tampoco con las correspondientes referencias estándar. Igualmente no se registró significativa variabilidad inter e intra observador. Concluyeron los autores que el pseudocolor no mejoró el desempeño de la gama de grises en la exactitud de la evaluación de los niveles de hueso alveolar.

Sin embargo cuando el pseudocolor fue aplicado en imágenes obtenidas con la técnica de sustracción digital (SRD), para evaluar pequeños cambios en el hueso alveolar, demostró ser una herramienta más eficaz para el diagnóstico, comparada con la misma técnica sin color (Reddy, et al, 1991). En la investigación mencionada se utilizaron gamas de azul, en dos técnicas de realce diferentes. En una de ellas se aplicó el color subjetivamente en toda la imagen, en la otra solo se asignaron matices de azul a los grises con valores en el histograma de la imagen por debajo de 119, ya que el 99% de los puntos en la imagen en un área ósea sin cambios estaban entre valores de gris de 120 a 136. Este último realce, que actuó solo sobre el área de interés, resultó ser significativamente más sensible para la visualización de las pérdidas óseas en toda la gama de profundidades evaluadas. Este hallazgo coincide con las apreciaciones de Mol (2000, p223) quien afirma que si es posible asignar valores específicos de gris a aspectos de la imagen que sean relevantes en el proceso diagnóstico, la conversión a color puede aprovecharse de la sensibilidad al color del sistema visual humano.

En relación a otra tarea diagnóstica, Scarfe et al (1999) investigaron la capacidad de una escala de color en la estimación de medidas lineales de una lesión ósea periapical. Para tal fin se compararon imágenes convencionales e imágenes digitales (con y sin realce de color, y ecualizadas con y sin color) con impresiones in vivo de la lesión durante el acto quirúrgico. Los resultados asignaron subestimación del tamaño en las imágenes en todas las modalidades, en relación a las impresiones obtenidas in vivo. El pseudocolor fue significativamente de menor exactitud que el resto de los sistemas empleados, por lo cual los autores estimaron que el procesamiento de las imágenes digitales en pseudocolor tiene valor limitado en la estimación de las dimensiones de lesiones perirradiculares.

En la presente investigación fue seleccionada la paleta 1 PAL del programa UTHSCSA Image Tool que utiliza la mezcla de los colores primarios (rojo, verde y azul) siguiendo el modelo del arco iris, asignando valores desde el 0 (negro) para el rojo al 256 (blanco) para el azul.

En el desempeño de dicha escala se pudo observar, en algunos casos, que el contraste en la imagen fue satisfactorio para detectar incipientes alteraciones en la superficie del esmalte dentario, producto de la desmineralización. Igualmente en zonas de grises intermedios, con escasas diferencias de densidad óptica, el color por contraste destacó fuertemente las variaciones de las citadas densidades, permitiendo en algunas piezas dentarias ver mejor los límites anatómicos de las distintas estructuras comparado con los valores de intensidad de gris.

Teniendo en cuenta que en la gran mayoría de las investigaciones relacionadas fueron involucrados varios examinadores, la decisión de utilizar un solo observador en la evaluación de las imágenes, significó otra diferenciación importante. La justificación se basa en el hecho

de que, además del conocimiento y la experiencia, existe un componente fuertemente subjetivo en la tarea interpretativa. Al respecto, Tewary, et al ⁽²⁰¹¹⁾ evaluaron concordancias inter e intra observadores en la interpretación de imágenes radiográficas digitales con distintos tipos de procesamiento, para el diagnóstico de alteraciones periodontales. Las observaciones fueron realizadas por dos endodoncistas residentes, dos prácticos endodoncistas y un radiólogo oral y máxilofacial, con distintos grados de conocimiento, experiencia y entrenamiento en sistemas digitales (mínimo de un año). Los resultados muestran un amplio grado de dispersión en los valores obtenidos para la concordancia inter e intra observador, faltando la precisión, exactitud y consistencia esperada para un grupo de examinadores con alto entrenamiento y experiencia práctica. Concluyen los autores que la interpretación de radiografías dentales es subjetiva, ya sea para sistemas convencionales o digitales, siendo el factor más determinante en la concordancia, los años de experiencia y la familiaridad con la operatividad del sistema digital del observador.

Las citadas afirmaciones no concuerdan con los hallazgos que Shi y Li ⁽²⁰⁰⁹⁾ y Li, et al ⁽²⁰⁰⁷⁾ obtenidos en sendas investigaciones ^(ver p 48/49) en las que fue empleado el pseudocolor como realce de imágenes digitales. En el primer caso no hubo diferencias entre observadores adiestrados en el uso de la herramienta y aquellos que no recibieron previa instrucción. En el segundo caso no se registraron significativa variabilidad inter e intra observador

Más aún, en sendas investigaciones en las que se estimaban cambios en la densidad del hueso alveolar marginal, Brägger y Pasquali ⁽¹⁹⁸⁹⁾ y Shi et al ⁽¹⁹⁹⁹⁾, encontraron que aumentó significativamente la concordancia intra e inter examinadores en la evaluación de los resultados en las imágenes radiográficas de sustracción digital realizadas con pseudocolor, en relación a las no realizadas

Igualmente, Ready y colaboradores ⁽¹⁹⁹¹⁾ en su investigación ya mencionada, destacaron que el beneficio del realce con pseudocolor se acentuó cuando el observador tenía poca o ninguna experiencia previa en imágenes de sustracción, no así para los experimentados en radiología que pudieron interpretar con la misma precisión en blanco-negro.

La influencia de la capacitación y las habilidades personales son dos aspectos importantes en la interpretación de imágenes diagnósticas. Syriopoulos, et al ⁽²⁰⁰⁰⁾, atribuyeron a la mayor habilidad de observadores radiólogos la significativa diferencia con observadores odontólogos generalistas, para evaluar la exactitud en la profundidad de lesiones de caries, en una investigación que compara la capacidad de las radiografías convencionales versus las digitales. Significativas diferencias entre observadores fueron encontradas por Erten, et al ⁽²⁰⁰⁵⁾, en la evaluación de caries proximales para sistemas radiográficos convencionales y digitales. En este caso los observadores fueron tres: un odontólogo radiólogo y dos clínicos endodoncistas, siendo el radiólogo el que mostró más alto desempeño, atribuido a su mayor experiencia en el diagnóstico radiográfico de caries. La influencia del nivel de experiencia del examinador en la interpretación de lesiones óseas artificiales mediante radiografías convencionales y sustracción radiográfica digital (SRD) fue investigada por Tocarewicz, et al ⁽²⁰⁰⁷⁾, quienes concluyeron que la experiencia del observador tiene mayor peso en la técnica convencional; la SRD fue capaz de incrementar la sensibilidad independientemente del nivel de experiencia del examinador.

Con respecto al rendimiento de la imagen radiográfica en la detección de desmineralizaciones en los primeros estadios de la caries dental, se le ha asignado al método radiográfico baja sensibilidad y alta especificidad ^(Pitts-Kidd, 1992) ^(Woodward-Leake, 1996), lo cual significa que

diagnósticos falsos negativos son proporcionalmente más capaces de ocurrir en presencia de enfermedad que diagnósticos falsos positivos en ausencia de la misma (Dove, 2001).

Si bien es ampliamente documentado el valor de la radiografía bitewing en el diagnóstico de caries de dentina sobre todo para las superficies interproximales (Sturdevant, 1999; Wenzel, 1995; White y Yoon, 1997 y Kang, et al, 1996), las limitaciones de la radiografía se acentúan cuando se trata de diagnosticar lesiones incipientes, confinadas al esmalte y en la mayoría de los casos sin cavitación, de manera tal que los valores de sensibilidad descienden considerablemente (Hintze et al, 1994; White y Yoon, 1997; Castro et al, 2007).

Moreira da Silva Neto, et al (2008), en un ex-vivo estudio comparando el examen clínico y radiográfico en el diagnóstico de caries proximales incipientes de esmalte encontraron que la examinación clínica tuvo mayor sensibilidad que la radiográfica, coincidiendo con Pitts y Rimmer (1992). En contraste, en el mismo estudio, la radiografía tuvo mayor especificidad que la clínica, siendo similar a los resultados obtenidos por De Vries, et al (1990). Concluyeron los autores que la radiografía bitewing no es un método confiable para la detección de caries proximales incipientes, coincidiendo con Hintze, et al (1994) que, en un trabajo comparativo de distintos métodos diagnósticos de técnicas convencionales y digitales para evaluar capacidad diagnóstica de caries de esmalte proximales in vitro, llegaron a la conclusión que las radiografías fueron casi no válidas en la detección de aquéllas. En otro estudio (Ekstrand, et al, 1997) se obtuvieron similares resultados al evaluar in vitro desmineralizaciones en superficies oclusales en esmalte y dentina. Las radiografías no detectaron desmineralizaciones confinadas al esmalte, pero tuvieron alta exactitud diagnóstica en las de dentina.

En la búsqueda de nuevas herramientas se han desarrollado tecnologías que incluyen, observaciones disciplinadas normalizadas de acuerdo con técnicas establecidas (ICDAS), observaciones visuales tecnológicamente mejoradas, nuevas tecnologías de procesamiento de imágenes y combinaciones de estos métodos (Pitts y Stamm, 2004).

Las imágenes radiográficas digitales, dentro de las nuevas tecnologías, suponen un intento por mejorar la capacidad de detección de caries y, evaluar su actividad. La evidencia válida disponible sugiere que el uso de algún método digital ofrece pequeñas ganancias de sensibilidad sin pérdida de especificidad, y que técnicas de análisis de imagen pueden ofrecer sustanciales ganancias (Dove, 2001).

Las primeras investigaciones sobre diagnóstico de caries con sistemas digitales se hicieron con el método indirecto, es decir, digitalizando imágenes radiográficas con escáner o cámara de video. Wenzel, et al (1991) como resultado de una investigación que comparó métodos visuales, radiografías convencionales, xerorradiografías y radiografías digitalizadas para la detección de caries oclusales, concluyeron que la sensibilidad aumentaba utilizando imágenes digitalizadas en comparación con las placas convencionales, pero esta mayor sensibilidad se acompañaba de un incremento en el porcentaje de resultados falsos positivos. En otro estudio (Wenzel, et al, 1993), para caries oclusales sin cavitación, evaluadas con inspección visual, FOTI y varias modalidades de imágenes radiográficas digitalizadas, con procesamiento en diferentes algoritmos, no se encontró mejor rendimiento de las imágenes en relación con la inspección clínica.

Con el advenimiento de la Radiovisiografía, las investigaciones con los primeros sensores digitales no arrojaron diferencias significativas cuando se los comparó con las placas digitalizadas (Wenzel, et al, 1991). Con los sensores actuales, se han obtenido mejores resultados en zonas de bajo contraste, particularmente en zonas oscuras, lo cual puede ser clínicamente relevante (Grassi- Schulze, 2007).

Cotejando las imágenes digitales directas con las radiografías convencionales, obtenidas con las películas actuales, los resultados demostraron similitud en la exactitud diagnóstica para caries proximales, en la mayoría de los trabajos (White-Yoon, 1997) (Nair-Nair, 2001) (Hintze-Wenzel, 2002) (Erten, et al, 2005) (Khan, et al, 2005) (Araujo, et al, 2005) (Alkurt, et al, 2007) (Rockenbach, et al, 2008).

En concordancia, Pontual, et al (2010), comparando la exactitud de tres sistemas digitales fósforo estimulables con película radiográfica INSIGHT, para la detección de caries proximales de esmalte, no encontraron diferencias significativas entre los métodos utilizados. Por su parte Senel, et al (2010), evaluando la exactitud de varios métodos: inspección visual, film radiográfico, sensores digitales y Tomografía Computarizada de haz cónico, para la detección de caries proximales, concluyeron que todos los sistemas mostraron similitud en su comportamiento, siendo el tomógrafo de haz cónico el que registró los más altos valores de exactitud.

Ferreira, et al (2006) evaluaron la exactitud del diagnóstico de desmineralizaciones de esmalte artificialmente inducidas, utilizando radiografías convencionales, digitalización de las mismas y un sistema digital fósforoestimulable, obteniendo como resultado similares comportamiento de la placa convencional y el sistema digital.

En unos pocos estudios se observó que diversos sistemas digitales tuvieron una precisión menor que la placa convencional para la detección de caries proximales (Price-Ergül, 1998) (Uprichard, et al, 2000) (Hintze, et al, 2002).

Una de las principales ventajas de la imagen digital es la posibilidad del procesamiento para mejorar o destacar determinados aspectos de la misma y de esa manera hacer que el contenido de la información sea más accesible al sistema visual humano. El procesamiento digital puede producir información diagnóstica más eficazmente que imágenes basadas en películas (van der Stelt, 2005). La optimización del brillo y el contraste es una de las herramientas con más ventajas en el sistema digital ya que, una imagen con densidad y contraste óptimos, es un prerrequisito para incrementar la precisión diagnóstica (Wenzel, 1988). Al respecto, en un estudio en el que se realizó el contraste, a partir de radiografías originales con baja densidad, se demostró un aumento de sensibilidad de aproximadamente el 20% sin aumento de falsos positivos (Wensel- Fejerskov, 1992). Igualmente Moystad, et al (1996), sobre un estudio in vitro comparando exactitud diagnóstica, para caries proximales de esmalte y dentina, de imágenes obtenidas con película radiográfica y un sistema digital fósforo estimulable con y sin realce, informó que las digitales realzadas fueron significativamente más exactas para la detección de ambos tipos de caries. Esos resultados fueron confirmados por Yoshiura K, et al (1999), en una investigación para comparar calidad de imagen en radiografías convencionales y digitales señalaron que, la manipulación del brillo y el contraste otorgó a la técnica digital la posibilidad de obtener el máximo de información con reducción del tiempo de exposición a la radiación. En este estudio, que utilizó un modelo artificial como test de calidad de imagen, se destacó la importancia de los parámetros de exposición para obtener el máximo de información especialmente de pequeñas lesiones. La visualización de los defectos (agujeros) en el modelo, permitió cuantificar la calidad de la imagen con parámetros óptimos de exposición (densidad óptica de 1 en esmalte y dentina) y con parámetros óptimos mínimos de exposición, con el fin de comparación entre las películas radiográficas y los sistemas digitales con y sin realce de contraste. Los resultados obtenidos en esta investigación sugieren fuertemente que los sistemas digitales, con uso apropiado de ajuste de contraste, pueden ser más efectivos que la película radiográfica para detectar cambios en las señales de bajo contraste de pequeñas zonas de interés. De manera similar, Svanaes et al (2000), comparando la evaluación de profundidad de caries proximales entre una

película convencional y un sistema digital fósforo estimulable con realce de contraste, encontraron que esta última modalidad mejoraba significativamente la exactitud en la evaluación de la profundidad de caries superficiales de esmalte en relación con la película convencional, pero en este caso se registraron aumentos de los falsos positivos.

Sin embargo en otros estudios no se encontraron diferencias significativas entre imágenes realzadas y no realzadas, cuando se evaluaron caries proximales (Dove-McDavid, 1992) (Peretz, et al, 2009). Más aún, Tyndall et al (1998) comparando película convencional y sistema digital con o sin realce de brillo y contraste para la detección de caries proximales, concluyeron que las imágenes realzadas tuvieron significativamente menor exactitud que las convencionales y las digitales no realzadas. Este inusual hallazgo, explican los autores, pudo deberse a que el sistema digital utilizado, marca Sidexis, usa un proceso de filtrado que optimiza el histograma de la imagen antes de ser mostrada en el monitor, por lo cual cualquier alteración de realce aplicado fue en detrimento del proceso de diagnóstico si la imagen en pantalla estaba realmente en óptimo brillo y contraste. Alternativamente, es posible que los observadores no estuvieran suficientemente entrenados en el manejo del control del software de realce y, por lo tanto, no utilizaron el programa en todo su potencial.

El modelo experimental de este Proyecto de Tesis no fue diseñado para cuantificar la sensibilidad o especificidad del método de pseudocolor en la detección de caries, no obstante, sin realizar análisis estadístico y bajo las condiciones en que fue realizada la investigación, se pudo observar un alto porcentaje de detección de desmineralizaciones incipientes del esmalte interproximal tanto en las imágenes digitales en gamas de gris como en las pseudocoloreadas.

El desarrollo de las tecnologías digitales ha permitido la obtención de aplicaciones para el apoyo en el diagnóstico y herramientas para el procesado de imágenes que implican un nuevo orden de complejidad en la interpretación de las mismas (Siragusa- Mc Donnell, 2009).

El color puede añadir una dimensión de variabilidad que podría exceder la capacidad de los observadores para asimilar e interpretar información (Hendee, 1993, p208) por lo cual su uso no es muy popular en la práctica odontológica, muy bien adaptada a las imágenes radiográficas en blanco-negro. No obstante ha sido comprobado en esta investigación que, en algunos casos, podría ser útil como un disparador de atención del mecanismo de la respuesta visual, y con ello provocar la revisión minuciosa de las imágenes originales.

Las nuevas ofertas en técnicas de adquisición de imágenes digitales para el diagnóstico implican un desafío para el profesional de la odontología y para los docentes encargados de su formación, ya que incluyen nuevos códigos que han de ser interpretados correctamente (Siragusa y Mc Donnell, 2009).

Tal lo expresado por los autores arriba citados "La universidad debe asegurarse insertar en la profesión odontológica recursos humanos que sean receptivos a los avances de la tecnología, pero con participación crítica que sustente o modifique la tecnología. Es preciso asumir el control de calidad para evaluar lo que mejora la calidad del trabajo del odontólogo y, por lo tanto, la calidad de vida de la población".

CONCLUSIONES

Bajo las condiciones de este trabajo de investigación, el pseudocolor asignado a la gama de grises de las imágenes radiográficas digitales, no se constituyó en una herramienta con ventaja estadísticamente significativa para la detección más temprana de desmineralizaciones en el esmalte dentario interproximal. No obstante ello, por su desempeño, puede considerarse una alternativa válida a la tradicional imagen en blanco y negro.

Teniendo en cuenta la experiencia del observador, basada en imágenes convencionales en gama de grises, la interpretación de la información en pseudocolor requeriría capacitación y entrenamiento para incorporar la nueva base de datos a los altos centros del conocimiento con el fin de facilitar el proceso de percepción visual.

La posibilidad de crear nuevas paletas de color que puedan sacar ventaja del mecanismo fisiológico y psicológico de la visión humana, abre un amplio panorama en la investigación del pseudocolor en el diagnóstico odontológico.

Debemos adoptar una actitud crítica ante la oferta de nueva tecnología para el diagnóstico, por lo cual, el conocimiento deberá ser la base de la información.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Alkurt MT, et al (2007): "In vitro comparison of four different dental x-ray films an direct digital radiography for proximal caries detection". *Oper Dent*; 32(5): 504-9.
- (2) Aoba T (2004): "Solubility properties of human tooth mineral patogenesis of dental caries". *Oral Diseases*; 10:249-257.
- (3) Araujo EA, et al (2005): "Comparison of direct digital and conventional imaging with Ekta Speed Plus and INSIGHT films for detection of approximal caries". *Am J Dent*; 18(4): 241-4.
- (4) Barbieri Petrelli G, et al (2006): "Actualización en radiología dental. Radiología convencional Vs digital". *Av. Odontoestomatología*; 22-2: 131-139.
- (5) Barrancos Money J (2002): *Operatoria Dental*. Buenos Aires, Argentina, Editorial Panamericana, 1176 p.
- (6) Basrani E, Blank A, Cañete M. (2003): *Análisis Radiográfico de la Patología*
- (7) *Dentaria Adquirida en Relación con la Endodoncia*. En Basrani E, et. al (2003) *Radiología en Endodoncia*. Caracas, Venezuela, Actualidades Médico Odontológicas Latinoaméricas, 291p.
- (8) Brägger U, Pasquali L (1989): "Color conversion of alveolar bone density changes in digital subtraction images". *J Clin Periodontol*; 16:209-214.
- (9) Bushong SC (1993): *Manual de radiología para técnicos*. Madrid, España, Mosby, 5ª edición, 710p.
- (10) Castro VM, et al (2007): "In vitro comparison of conventional film and direct digital imaging in the detection of approximal caries". *Dentomaxillofac Radiol*; 36:138-142.
- (11) Clarke FJJ, Leonard JK (1989): Proposal for a standardized continuous pseudocolor spectrum with optimal visual contrast and resolution. Third International conference on image processing and its applications; Warwick, UK; 1989; p 687-91. En Shi XQ, Li G (2009): "Detection accuracy of approximal caries by black-and-white and color-coded digital radiographs". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 107: 433-436.
- (12) Colombo E, O'Donnell B. (2006): Luz, color, visión. En *Manual de Iluminación eficiente (en línea)*. Bs. As, 2006. Editorial de la Universidad Tecnológica Nacional, Argentina. (Fecha de consulta: 14/04/09) Capítulo 2. Disponible en <www.edutecne.utn.edu.ar> ISBN (Publicación electrónica) 978-950-42-0077-2.
- (13) De Vries, et al (1990): "Radiographic versus clinical diagnosis of approximal caries lesions". *Caries Res*; 40:97-103.
- (14) *Digital Imaging in Dentistry (1995): "Dental Diagnostic Science"*. UT Health Science Center. San Antonio. Texas.
- (15) Dove SB (2001): "Radiographic Diagnosis of Dental Caries". *Journal of Dental Education*; 65:985-990
- (16) Dove SB, McDavid WD (1992): "A comparison of conventional intra-oral radiography and computer imaging techniques for the detection of proximal surface dental caries". *Dentomaxillofac Radiol*; 21: 127-134.
- (17) Ekstrand KR, Ricketts DNJ, Kidd EAM (1997): "Reproducibility and Accuracy of Three Methods for Assessment of Desmineralization Depth on the Occlusal Surface: An in Vitro Examination". *Caries Res*; 31: 224-231.
- (18) Erten H, Akarslan ZZ, Topuz O (2005): "The efficiency of three different films and radiovisiography in detecting approximal carious lesions". *Quintessence Int*; 36:65-70.
- (19) Farman AG, Farman TT (2005): "A comparison of 18 different X-ray detectors currently used in dentistry". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 99: 485-9. En Barbieri Petrelli G, et al (2006): "Actualización en radiología dental. Radiología convencional Vs digital". *Av. Odontoestomatología*; 22-2: 131-139.
- (20) Ferreira RI, et al (2006): "Assessment of enamel desmineralization using conventional, digital and digitized radiography". *Braz Oral Res*; 20(2): 114-9.
- (21) Giménez C (2002): *Manual de Diagnóstico por Imágenes y Terapia Radiante, Tomo 1*. Rosario, Santa Fe, Establecimiento Gráfico Cervantes, 239p.
- (22) Goaz PW, White SC (1995): *Radiología Oral. Principios e Interpretación*. 3ª edición, España, Mosby-Doima Libros, S.A, 736p.
- (23) González RC, Wood RE. (1996): *Tratamiento digital de imágenes*. Wilmington, EUA, Addison-Wesley Iberoamericana, SA, 800p.
- (24) Grassi U, Schulze RK (2007): "In vitro comparison of low-contrast feature in digital, film, and digitized dental radiographs: a receiver operating characteristic analysis". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod*; 103(5): 694-701.
- (25) Guyton AC, Hall JE (2002): *Tratado de Fisiología Médica*. 10ª edición, México McGraw Hill Interamericana, 1280p.
- (26) Haring J, Jansen L (2002): *Radiología Dental. Principios y Técnica*. 2ª edición México, McGraw Hill Interamericana, 613p.

- (27) Hendee WR (1993): Characteristics of the Human Visual System. En Digital Imag-ing. Medical Physics Monograph nº 22. Summer School on Digital Imagin of the American Association of Physicists in Medicine. Virginia, USA, 1993. ISBN: 0-944838-42-1, 648 p.
- (28) Hewitt PG (2007): Física conceptual. 10ª edición. México, Pearson Educación, 496p.
- (29) Hintze H, et al (1998): "Reliability of visual examination, fibre-optic transillumina-tion, and bitewing radiography, and reproducibility of direct visual examination following tooth separation for the identification of cavitated carious lesions in con-tacting approximal surfaces". Caries Res; 32:204-209.
- (30) Hintze H, Wenzel A (1994): "Clinically undetected dental caries assessed by bite-wing screening in children with little caries experience". Dentomaxillofac Radiol; 23: 19-23.
- (31) Hintze H, Wenzel A (2002): "Influence of validation method on diagnostic accu-racy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographyc systems". Dentomaxillofac Radiol; 31(1): 44-9.
- (32) Hintze H, Wenzel A, Frydenberg M (2002): "Accuracy of caries detection with four storage phosphor system and E-speed film". Dentomaxillofac Radiol; 31:170-175.
- (33) Hintze H., Wenzel A, Larsen MJ (1995): "Stereomicroscopy, filmradiography, mi-croradiography, and naked-eye inspection of tooth sections as validation for occlusal caries diagnosis". Caries Res; 29:359-363.
- (34) Hintze H, Wenzel A, Jones C (1994): "In vitro comparison of D and E speed film radiography, RVG and Visualix digital radiography for detection of enamel ap-proximal and dentinal occlusal caries lesions". Caries Res; 28:363-367.
- (35) Howard Hughes Medical Institute (2008): Descifrando el código de los colores: Juz-gando un color. Viendo, Oyendo y Oliendo el Mundo (en línea) (fecha de consulta: 21/07/09). Disponible en < http www.hhmi.org/senses-esp/b140.html>
- (36) Jain, AK (1989): Fundamentals of Digital Image Processing. New Jersey, USA, Prentice Hall, Englewood Cliffs.
- (37) Kang BC, et al (1996): "Mechanical defects in enamel vs natural dental caries: Ob-server differentiation using Ektaspeed Plus film". Caries Res; 30: 156-162.
- (38) Khan EA, et al (2005): "Proximal caries detection: Sirona Sidexis versus Kodak Extaspeed Plus". Gen Dent; 53(1): 43-8.
- (39) Kositbowornchai S, et al (2004): "Accuracy of diagnosing occlusal caries using enhanced digital images". Dentomaxillofac Radiol; 33:236-240.
- (40) Küppers H. (1992): Fundamentos de la teoría de los colores. 4ª edición, México, Ediciones G. Gil.
- (41) Landis J, Koch G (1977): "The measurement of observer agreement for categorical data". Biometrics; 133: 159-74.
- (42) Larsen MJ, Fejerskov O (1989): "Chemical and structural challenges in reminerali-zation of dental enamel lesions". Scand J Dent Res. 97: 285-296. En Aoba T (2004): "Solubility properties of human tooth mineral patogenesis of dental caries". Oral Diseases; 10:249-257.
- (43) Lehmann TNM, Kaser A, Regges R (1997): "A simple parametric equation for pseucoloring gray scale images keeping their original brightness progression". Im-age Vis Com; 15: 251-7.
- (44) Li G, Engstrom PE, Welander U (2007): "Measurement accuracy of marginal bone level in digital radiographs with and whithout color coding". Acta Odontol Scand; 65: 254-8.
- (45) Lozano RD (1978): El color y su medición. Bs. As, Argentina, Editorial Ameri-calce,
- (46) Millán AJ. (2007): Física del color. Tecnología del PC. Versión 0.63.04 (en línea) (fecha de consulta: 19/04/2006). Disponible en <http:www.zator.com>.
- (47) Mol A. (2000): Instrumentos de procesamiento de imagen para aplicaciones denta-les. En Miles Dale A: Clínicas Odontológicas Norteamericanas. Vol.2: Aplicacio-nes de las distintas modalidades de la imagen digital en odontología. Méjico, Mc Graw-Hill-Interamericana, 482p
- (48) Moreira da Silva Neto J, et al (2008): "Radiographic diagnosis of incipient proxi-mal caries: an ex-vivo study". Brazilian Dental Journal; 19(2): 97-102.
- (49) Moystad A, et al (1996): "Detection of approximal caries with a storage phosphor system: a comparison of enhanced digital images with dental X-ray film."Dentomaxillofacial Radiology; 25:202-206
- (50) Nair MK, Nair UP (2001): "An in vitro evaluation of Kodak Insight and Ektaspeed Plus film with CMOS detector for natural proximal caries: ROC analysis" Caries Res; 35: 354-358.
- (51) Nathans J. (2005): "Genes para ver los colores". Investigación y ciencia. Barcelo-na, España. Prensa Científica S.A.
- (52) Nikiforuk G (1985): Understanding dental caries. Etiology and mechanisms. Basic and clinical aspects. Karger: Basel. En Aoba T (2004): "Solubility properties of human tooth mineral patogenesis of dental caries". Oral Diseases, 10:249-257.
- (53) Pasler FA. (1992): Atlas de Radiología Odontológica. Barcelona, Ediciones Científicas y Técnicas, S.A. 266p.
- (54) Pereira JL. (2002): "Terapia Radiante". En Giménez, C: Manual de Diagnóstico porImágenes y Terapia Radiante, Tomo1. Rosario, Santa Fe, Establecimiento Grá-fico Cervantes, 239p.

- (55) Peretz B, Kaffe I y Amir E (2009): "Digital images obtained with a digital camera are not associated with a loss of critical information- a preliminary study". *British Dental Journal* 206, E9.
- (56) Pitts NB, Kidd EAM (1992): "Some of the factors to be considered in the prescription and timing of bitewing radiography in the diagnosis and management of dental caries". *J Dent*; 20:74-84.
- (57) Pitts NB, Rimmer PA (1992): "An in vivo comparison of radiographic and directly assessed clinical caries status of posterior approximal surfaces in primary and permanent teeth". *Caries Res*; 26:146-52.
- (58) Pitts NB, Stamm JW (2004): International Consensus Workshop on Caries Clinical Trials (ICW-CCT): final consensus statements-agreeing where the evidence leads. *J Dent Res*; 83(special issue C):C125-8.
- (59) Plüss J, Siragusa M, Mc Donnell DJ (1998): "Hacia la TELEODONTOLOGIA. Educación y Salud" *Electronic Journal of Dental Research* N°3.
- (60) Pontual AA, et al (2010): "Comparison of digital systems and conventional dental film for detection of approximal enamel caries". *Dentomaxillofac Radiol*; 39(7): 431-6.
- (61) Pretty IA (2006): "Caries detection and diagnosis: novel technologies". *J Dent*; 34(10): 727-39.
- (62) Price C, Ergül N (1998): "A comparison of a film-based and a direct digital dental radiographic system using a proximal caries model". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 85:113-118.
- (63) Reddy MS, et al (1991): "Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*; 71:763-9.
- (64) Rockenbach MI, Veek EB, da Costa NP (2008): "Detection of proximal caries in conventional and digital radiographs: an in vitro study". *Stomatologia*; 10(4):115-20.
- (65) Rubio Martínez E, et al (2006): "Técnicas de diagnóstico de la caries dental. Descripción, indicaciones y valoración de su rendimiento". *Bol Pediatr, Sociedad de Pediatría de Asturias, Cantabria, Castilla y León*, 2006; 46: 23-31.
- (66) Saap, JP, et al. (2003): *Patología Oral y Maxilofacial Contemporánea*. Madrid, España, Elsevier España S.A., 433p.
- (67) Scarfe WC, et al (1999): "In vivo accuracy and reliability of color-coded image enhancements for the assessment of periapical lesion dimensions". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 88(5): 603-611.
- (68) Schneiderman A, et al: "Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber Optic Transillumination (DIFOTI): in vitro study". *Caries Res*; 31: 103-10.
- (69) Seif R, et al. (1997): *Cariología. Prevención, Diagnóstico y Tratamiento contemporáneo de la caries dental*. Caracas, Venezuela, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas, 350p.
- (70) Senel B, et al (2010): "Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries". *Dentomaxillofac Radiol*; 39(8):501-11.
- (71) Shi, XQ, et al (1999): "Comparison of observer reliability in assessing alveolar bone changes from color-coded with subtraction radiographs". *Dentomaxillofac Radiol*; 28:31-36.
- (72) Shi XQ, Sallstrom P, Welander U (2002): "A color coding method for radiographic images" *Image Vis Comp*; 20:761-7.
- (73) Shi XQ, Li G, Welander U (2004): "Perceptibility curve test for conventional and color-coded radiographs". *Dentomaxillofac Radiol*; 33:318-322.
- (74) Shi X-Q y Li G (2009): "Detection accuracy of approximal caries by black-and-white and color-coded digital radiographs". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 107: 433-436.
- (75) Siragusa M, Mc Donnell DJ. (1999): "Imágenes Odontológicas Digitales". Rosario, Santa Fe, U.N.R, F.O.R, 1999, 50p.
- (76) Siragusa M, Mc Donnell DJ (2009): *Visión Crítica de la Aplicación de las Herramientas Informáticas para las Imágenes en el Diagnóstico Odontológico*. En Lima Machado ME (2009): *Endodoncia- de la Biología a la Técnica*. Cap 5. *Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana AMOLCA*. Caracas, Venezuela.
- (77) Sturdevant CM (1999): *Operatoria Dental: Arte y Ciencia*. 4ta edición. Harcourt Brace. España, S.A, Madrid.
- (78) Svanaes DB, Moystad A, Larheim TA (2000): "Approximal caries depth assessment with storage phosphor versus film radiography. Evaluation of the caries -specific Oslo enhancement procedure". *Caries Res*; 34(6): 448-53.
- (79) Syriopoulos K, et al (2000): "Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems". *Dentomaxillofac Radiol*; 29: 312-318.
- (80) Tewary S, Luzzo J, Hartwell G (2011): "Endodontic Radiography: Who Is Reading the Digital Radiograph?" *J Endod*; 37(7): 919-21.
- (81) Tocarewics D, et al (2007): "Influência do nível de experiência do examinador na interpretação de radiografias obtidas a través de técnica convencional e da subtração radiográfica digital (SRD)". *R Periodontia*; 17:73-79.

- (82) Tyndall DA, et al (1998): "A comparison of Kodak Extaspeed Plus film and the Siemens Sidexis digital imaging system caries detection using receiver operating characteristic analysis". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 85(1): 113-8.
- (83) Uprichard KK, et al (2000): "Comparison of direct digital and conventional radiography for detection of proximal surface caries in the mixed dentition". *Pediatr Dent*; 22(1): 9-15.
- (84) van der Stelt PF (2000): Principios de la Imagen Digital. En Miles Dale A: Clínicas Odontológicas de Norteamérica. Vol 2: Aplicaciones de las distintas modalidades de Imagen Digital en Odontología. Méjico, McGraw-Hill Interamericana, 482p
- (85) van der Stelt PF (2005): "The uses of digital radiography in dental practice". *J Am Dent Assoc*; 136(10): 1379-1387.
- (86) Verdonshot EH, et al (1992): "Performance of some diagnostic systems in examinations for small occlusal carious lesions". *Caries Res*; 26: 59-64.
- (87) Vergés Roger C (2002): "La percepción visual. Qué vemos y cómo vemos". *Mi-crociurugía ocular* N° 4, Diciembre 2002 (en línea) (fecha de consulta 21/07/09). Disponible en <www.Oftalmo.com/secoir2002/rev02-04/02d-02.htm>
- (88) Wenzel A (1988): "Effect of image enhancement for the detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs". *Scand J Dent Res*; 96: 149-160.
- (89) Wenzel A (1995): "Current trends in radiographic caries imaging". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 80:527-539
- (90) Wenzel A (2000): Imagen digital en la caries dental. En Clínicas Odontológicas de Norteamérica, vol. 2/2000, Mc Graw-Hill Interamericana, p. 349.
- (91) Wenzel A (2004): "Bitewing and Digital Bitewing Radiography for Detection of Caries Lesions". *J Dent Res*; 83(Spec Iss C): C72-C75.
- (92) Wenzel A, et al (1993): "Developments in radiographic caries diagnosis". *J Dent*; 21:131-140.
- (93) Wenzel A, Fejerskov O (1992): "Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars". *Caries Res*; 26:188-194.
- (94) Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O (1991): "Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs". *Caries Res*; 25: 365-371. *tihs Dental Journal* 206, E9.
- (95) Pitts NB, Kidd EAM (1992): "Some of the factors to be considered in the prescription and timing of bitewing radiography in the diagnosis and management of dental caries". *J Dent*; 20:74-84.
- (96) Pitts NB, Rimmer PA (1992): "An in vivo comparison of radiographic and directly assessed clinical caries status of posterior approximal surfaces in primary and permanent teeth". *Caries Res*; 26:146-52.
- (97) Pitts NB, Stamm JW (2004): International Consensus Workshop on Caries Clinical Trials (ICW-CCT): final consensus statements-agreeing where the evidence leads. *J Dent Res*; 83(special issue C):C125-8.
- (98) Plüss J, Siragusa M, Mc Donnell DJ (1998): "Hacia la TELEODONTOLOGIA.Educación y Salud" *Electronic Journal of Dental Research* N°3.
- (99) Pontual AA, et al (2010): "Comparison of digital systems and conventional dental film for detection of approximal enamel caries". *Dentomaxillofac Radiol*; 39(7): 431-6.
- (100) Pretty IA (2006): "Caries detection and diagnosis: novel technologies". *J Dent*; 34(10): 727-39.
- (101) Price C, Ergül N (1998): "A comparison of a film-based and a direct digital dental radiographic system using a proximal caries model". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 85:113-118.
- (102) Reddy MS, et al (1991): "Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*; 71:763-9.
- (103) Rockenbach MI, Veek EB, da Costa NP (2008): "Detection of proximal caries in conventional and digital radiographs: an in vitro study". *Stomatologia*; 10(4):115-20.
- (104) Rubio Martínez E, et al (2006): "Técnicas de diagnóstico de la caries dental. Descripción, indicaciones y valoración de su rendimiento". *Bol Pediatr, Sociedad de Pediatría de Asturias, Cantabria, Castilla y León*, 2006; 46: 23-31.
- (105) Saap, JP, et al. (2003): *Patología Oral y Maxilofacial Contemporánea*. Madrid, España, Elsevier España S.A., 433p.
- (106) Scarfe WC, et al (1999): "In vivo accuracy and reliability of color-coded image enhancements for the assessment of periapical lesion dimensions". *O Surg OMed O Pathol Oral Radiol Endod*; 88(5): 603-611.
- (107) Schneiderman A, et al: "Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber Optic Transillumination (DIFOTI): in vitro study". *Caries Res*; 31: 103-10.
- (108) Seif R, et.al. (1997): *Cariología. Prevención, Diagnóstico y Tratamiento contemporáneo de la caries dental*. Caracas, Venezuela, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas, 350p.
- (109) Senel B, et al (2010): "Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries". *Dentomaxillofac Radiol*; 39(8):501-11.

- (110) Shi, XQ, et al (1999): "Comparison of observer reliability in assessing alveolar bone changes from color-coded with subtraction radiographs". *Dentomaxillofac Radiol*; 28:31-36.
- (111) Shi XQ, Sallstrom P, Welander U (2002): "A color coding method for radiographic images" *Image Vis Comp*; 20:761-7.
- (112) Shi XQ, Li G, Welander U (2004): "Perceptibility curve test for conventional and color-coded radiographs". *Dentomaxillofac Radiol*; 33:318-322.
- (113) Shi X-Q y Li G (2009): "Detection accuracy of approximal caries by black-and-white and color-coded digital radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*;107: 433-436.
- (114) Siragusa M, Mc Donnell DJ. (1999): "Imágenes Odontológicas Digitales". Rosario, Santa Fe, U.N.R, F.O.R, 1999, 50p.
- (115) Siragusa M, Mc Donnell DJ (2009): Visión Crítica de la Aplicación de las Herramientas Informáticas para las Imágenes en el Diagnóstico Odontológico. En Lima Machado ME (2009): *Endodoncia- de la Biología a la Técnica. Cap 5. Actualización de Médico Odontológicas Latinoamérica AMOLCA. Caracas, Venezuela.*
- (116) Sturdevant CM (1999): *Operatoria Dental: Arte y Ciencia. 4ta edición. Harcourt Brace. España, S.A, Madrid.*
- (117) Svanaes DB, Moystad A, Larheim TA (2000): "Approximal caries depth assessment with storage phosphor versus film radiography. Evaluation of the caries -specific Oslo enhancement procedure". *Caries Res*; 34(6): 448-53.
- (118) Syriopoulos K, et al (2000): "Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems". *Dentomaxillofac Radiol*; 29: 312-318.
- (119) Tewary S, Luzzo J, Hartwell G (2011): "Endodontic Radiography: Who Is Reading the Digital Radiograph?" *J Endod*; 37(7): 919-21.
- (120) Tocarewics D, et al (2007): "Influência do nível de experiência do examinador na interpretação de radiografias obtidas a través de técnica convencional e da subtração radiográfica digital (SRD)". *R Periodontia*; 17:73-79.
- (121) Tyndall DA, et al (1998): "A comparison of Kodak Extaspeed Plus film and the Siemens Sidexis digital imaging system caries detection using receiver operating characteristic analysis". *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 85(1): 113-8.
- (122) Uprichard KK, et al (2000): "Comparison of direct digital and conventional radiography for detection of proximal surface caries in the mixed dentition". *Pediatr Dent*; 22(1): 9-15.
- (123) van der Stelt PF (2000): *Principios de la Imagen Digital. En Miles Dale A: Clínicas Odontológicas de Norteamérica. Vol 2: Aplicaciones de las distintas modalidades de Imagen Digital en Odontología. Méjico, McGraw-Hill Interamericana, 482p*
- (124) van der Stelt PF (2005): "The uses of digital radiography in dental practice". *J Am Dent Assoc*; 136(10): 1379-1387.
- (125) Verdonschot EH, et al (1992): "Performance of some diagnostic systems in examinations for small occlusal carious lesions". *Caries Res*; 26: 59-64.
- (126) Vergés Roger C (2002): "La percepción visual. Qué vemos y cómo vemos". *Mi-crocirugía ocular* N° 4, Diciembre 2002 (en línea) (fecha de consulta 21/07/09). Disponible en <www.Oftalmo.com/secoir2002/rev02-04/02d-02.htm>
- (127) Wenzel A (1988): "Effect of image enhancement for the detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs". *Scand J Dent Res*; 96: 149-160.
- (128) Wenzel A (1995): "Current trends in radiographic caries imaging". *Oral surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 80:527-539
- (129) Wenzel A (2000): *Imagen digital en la caries dental. En Clínicas Odontológicas de Norteamérica, vol. 2/2000, Mc Graw-Hill Interamericana, p. 349.*
- (130) Wenzel A (2004): "Bitewing and Digital Bitewing Radiography for Detection of Caries Lesions". *J Dent Res*; 83(Spec Iss C): C72-C75.
- (131) Wenzel A, et al (1993): "Developments in radiographic caries diagnosis". *J Dent*; 21:131-140.
- (132) Wenzel A, Fejerskov O (1992): "Validity of diagnosis of questionable caries lesions in occlusal surfaces of extracted third molars". *Caries Res*; 26:188-194.
- (133) Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O (1991): "Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. *Caries Res*; 25: 365-371.