



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA
ESCUELA DE POSGRADO

**LA TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA DE HAZ
CÓNICO CONE BEAM COMO
MÉTODO ALTERNATIVO EN EL
DIAGNÓSTICO DE LESIONES DE
CARIES DENTAL – ESTUDIO IN
VITRO**

**TESIS PARA OPTAR POR EL GRADO DE
DOCTOR EN ESTOMATOLOGÍA**

JORGE ARTURO BELTRÁN SILVA

**LIMA-PERÚ
2017**

Asesora

Dra. Lidia Yileng Tay Chu Jon

Co-Asesor

Dr. Ebingen Villavicencio Caparó

JURADO

Presidente: Dr. Jorge L. Castillo Cevallos

Secretario: Dr. John Alexis Domínguez

Vocal: Dr. Hugo Gherzi Miranda

Vocal: Dr. Abraham Meneses López

DEDICATORIA

Deseo dedicar este trabajo a varias personas que forman parte de mi vida.

A mis padres, María y Jorge, cuya formación y ejemplo de vida son parte de mí y espero algún día ser tan buena persona como lo son ellos.

A mi esposa Verónica, la mujer que volvió a enseñarme que el amor sí existe.

Y a un ángel que apareció para iluminar mi vida, cuyo nombre es Fabiana.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi asesor, Dr. Ebingen Villavicencio, por todo su apoyo, paciencia y recomendaciones para que esta tesis pueda llegar a buen puerto.

Agradezco a mi asesora, Dra. Yileng Tay, por sus orientaciones y experiencia para poder enfrentar el desafío tan grande de una tesis doctoral.

También doy las gracias a todos mis amigos que me brindaron su respaldo incondicional en alcanzar esta meta personal.

INDICE DE ABREVIATURAS

Az:	Área debajo de la curva
CBCT:	Tomografía Computarizada de Haz Cónico.
FOV:	Field of view, campo de visión
CCD:	Dispositivo de carga acoplada.
CIE- UPCH:	Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia.
DAMCIBUM:	Departamento Académico de Medicina y Cirugía Bucomaxilofacial.
FAEST-UPCH:	Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia.
FN:	Falso negativo
FP:	Falso positivo
PSP:	Placa de fósforo foto-estimulable.
SM:	Estéreo microscopio
VN:	Verdadero negativo
VP:	Verdadero positivo
VPN:	Valor predictivo negativo.
VPP:	Valor predictivo positivo.

INDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	2
2.1. Planteamiento del problema	2
2.2. Justificación de la investigación	3
III. MARCO CONCEPTUAL	5
IV. OBJETIVOS	32
4.1. Objetivo General	32
4.2. Objetivos Específicos	32
V. HIPÓTESIS	34
VI. MATERIALES Y MÉTODOS	35
6.1. Diseño del estudio	35
6.2. Población muestral	35
6.3. Criterios de inclusión	35
6.4. Criterios de exclusión	36
6.5. Variables	37
6.6. Técnicas y Procedimientos	39
6.7. Plan de análisis	44
6.8. Consideraciones éticas	45
VII. RESULTADOS	46
VIII. DISCUSIÓN	58
IX. CONCLUSIONES	70
X. RECOMENDACIONES	72
XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
ANEXOS	85

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Distribución de la muestra según diagnóstico de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo, radiografías con sensor digital e histológico.	49
Tabla 2. Evaluación de la capacidad diagnóstica, Az (Área debajo de la curva), de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.	50
Tabla 3. Diferencias entre los valores Az (área debajo de la curva) en el diagnóstico de lesiones cariosas usando tomografía computarizada de haz cónico, radiografías bitewing convencional, de placa de fósforo y de sensor digital frente al diagnóstico histológico in vitro.	51
Tabla 4. Evaluación de pruebas diagnósticas de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.	52

INDICE DE GRAFICOS

	Pág.
Gráfico 1. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.	53
Gráfico 2. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en premolares usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.	54
Gráfico 3. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en molares usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.	55
Gráfico 4. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en superficies proximales usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.	56

Gráfico 5. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en superficies oclusales usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro. 57

INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Maquetas con dientes premolares y molares utilizadas para la investigación.	92
Figura 2. Equipo de tomografía computarizada de haz cónico I-Cat y maqueta ubicada en plataforma para adquisición de imágenes. Ejemplo de imágenes obtenidas para la interpretación de caries dental.	93
Figura 3. Equipo de placa de fósforo PSP. Se evidencia como se ubicaron las placas de fósforo en las maquetas, además de el escáner y ejemplo de imágenes obtenidas para evaluación de caries dental	94
Figura 4. Equipo de sensor digital CCD. Se evidencia como se ubicó el sensor CCD en las maquetas, adquisición en el monitor y ejemplo de imágenes obtenidas para evaluación de caries dental.	95
Figura 5. Equipo de radiografía convencional. Se evidencia el modelo de placas radiográficas convencionales, su disposición para la toma radiográfica y como se realizó su evaluación.	96
Figura 6. Procesamiento de los especímenes. Seccionamiento de los dientes hasta obtener un grosor de 500 μm de cada espécimen. Ejemplo de microfotografía de corte histológico de diente.	97

RESUMEN

Objetivo: El objetivo del estudio fue determinar la validez de la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam realizada con el sistema I-Cat de Kavo® para la detección de lesiones de caries dental in vitro. **Materiales y Métodos:** Se evaluaron 108 dientes, 50 molares y 58 premolares; 184 superficies proximales y 98 superficies oclusales, con o sin lesión de caries dental. Se empleó como estándar de oro la evaluación histológica. Las imágenes radiográficas, tomográficas, así como las del estereomicroscopía fueron evaluadas por observadores calibrados. **Resultados:** Los valores de área debajo de la curva (Az) obtenidos para el sistema CBCT I-Cat fueron de 0.89 (0.84-0.93), para radiografía convencional 0.71(0.66-0.76), radiografía con sensor digital CCD 0.74(0.70-0.78) y radiografía digital con PSP 0.73(0.69-0.77). Se encontró diferencias estadísticamente significativas entre el sistema CBCT I-Cat y todos los sistemas radiográficos convencionales y digitales ($p < 0.01$). Los valores de sensibilidad y especificidad para el CBCT I-Cat fueron 0.84 y 0.93 respectivamente. **Conclusiones:** La tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam realizada con sistema I-Cat, fue válida para el diagnóstico de lesiones de caries dental in vitro.

PALABRAS CLAVE: Caries dental, tomografía, radiografía dental digital, diagnóstico (DeCS)

SUMMARY

Objective: The objective of the study was to determine the validity of Cone Beam Computed Tomography by I-Cat Kavo® system in the detection of dental caries lesions in vitro. **Materials and Methods:** 108 teeth, 50 molars and 58 premolars, 184 proximal surfaces and 98 occlusal surfaces, with or without dental caries lesion were evaluated. Histological evaluation was used as gold standard. A calibrated observer evaluated radiographic images, CBCT images and the stereomicroscope. **Results:** Az values for I-Cat CBCT was 0.89(0.84-0.93), conventional radiography 0.71(0.66-0.76), digital radiography by CCD 0.74(0.70-0.78) and digital radiography by PSP 0.73(0.69-0.77). Statistically differences were found between I-Cat CBCT and radiographic systems ($p < 0.01$). Sensitivity value 0.84 and specificity value 0.93 for I-Cat CBCT. **Conclusions:** Cone Beam Computed Tomography by I-Cat Kavo® system, was valid to diagnosis of dental caries lesions in vitro.

KEY WORDS: Dental caries, tomography, dental digital radiography, diagnostic (DeCS).

I. INTRODUCCIÓN

La principal enfermedad de la cavidad oral es la caries dental. Durante mucho tiempo se ha estudiado el origen, prevalencia y tratamiento contra dicha enfermedad, existiendo aun dificultades en el diagnóstico clínico y radiográfico de las lesiones de caries dental.¹

En la actualidad hay varios métodos (diagnóstico clínico, radiografía directa, digital, transiluminación, etc.) para detectar caries dental en estadios previos antes que lleguen a comprometer el tejido pulpar. La radiografía convencional, es una alternativa, pero existen otros medios auxiliares como la radiografía digital e incluso la tomografía computarizada de haz cónico.¹

La tomografía computarizada de haz cónico, en inglés, Cone Beam Computed Tomography (CBCT), se desarrolló en los 90's teniendo como objetivo plasmar imágenes en tres dimensiones de la anatomía maxilofacial, irradiando menos dosis que la tomografía convencional, este hecho revolucionó la radiología maxilofacial porque ofrecía una alternativa a las imágenes convencionales intraorales y panorámias.²

El propósito del presente trabajo de investigación fue determinar la efectividad mediante la validez de la tomografía computarizada de haz cónico (cone beam) como método alternativo en el diagnóstico de lesiones de caries dental in vitro.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

Una de las bondades que brindó la radiología como aliada a la práctica de la odontología fue, sin duda alguna, la detección de la caries dental y determinación del grado de destrucción y penetración de cada lesión en particular. La utilidad del examen radiográfico reside en el hecho que revela el alto porcentaje de caries dental, el cual es difícil de detectar por otros medios,³ pues muchas lesiones incipientes de las caras oclusales y superficies proximales no se pueden visualizar con facilidad.⁴

Los odontólogos en la actualidad se basan principalmente en la inspección visual y la radiografía intraoral para el diagnóstico de la caries dental.⁵ La radiografía intraoral es un método establecido convencional para el diagnóstico de caries dental, especialmente para caries proximales que son difíciles de identificar mediante la inspección directa.⁶ La radiografía digital se introdujo en la década de los 80, ayudando a obtener un mejor diagnóstico de caries dental; es un método alternativo para el paciente.

Otro examen auxiliar recientemente usado en la práctica odontológica es la tomografía computarizada de haz cónico (en inglés, Cone Beam Computed Tomography-CBCT),⁷ que fue desarrollada a finales de los 90's siendo una nueva

alternativa a las imágenes convencionales como intraoales y panorámicas, disminuyendo la distorsión y superposición de estructuras.⁸

Sin embargo, esta técnica esta usaba básicamente en la implantología, cirugía oral y maxilofacial y ortodoncia, la tecnología de la tomografía computarizada de haz cónico tiene potenciales ventajas en el diagnóstico y manejo clínico de las alteraciones dentales más comunes como el la caries dental.⁷

Es importante mencionar que el equipo empleado para las tomografías es el sistema I-Cat, el tubo de rayos x de este equipo tiene la capacidad de generar un fotón de rayos x con mayor poder de penetración y más energía, lo que permitiría obtener una mejor calidad de imagen, recordando que se necesita un haz de rayos x de calidad para poder tener una imagen de alta calidad, con una menor dosis de radiación.

Por ello, la pregunta de investigación para el presente trabajo fue ¿Cuál es la efectividad de la tomografía computarizada de haz cónico (cone beam) como método alternativo en el diagnóstico de lesiones de caries dental in vitro?

II.2. Justificación de la investigación

Este estudio fue de gran importancia teórica y diagnóstica, debido a que, actualmente no se conoce la validez de la tomografía computarizada de haz cónico, como instrumento para la detección de lesiones de caries dental, mediante la determinación de su efectividad a través de la medición de la sensibilidad y

especificidad de la técnica. En la actualidad hay varios métodos para detectar lesiones cariosas antes de que lleguen a comprometer el tejido pulpar, desde la experiencia clínica o técnicas imaginológicas como las radiografías convencionales, las digitales y las tomografías, siendo las primeras la alternativa más usada por muchos dentistas por la facilidad en su uso y disponibilidad, sin embargo, métodos más evolucionados como la tomografía podrían mejorar el diagnóstico en etapas iniciales de la enfermedad.

El presente estudio fue posible de realizar por las facilidades que se brindaron en el Servicio de Cirugía Maxilofacial y de Radiología de la Facultad de Estomatología Roberto Beltrán de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH-FE), estos resultados son beneficiosos a la institución contribuyendo al conocimiento científico siendo el inicio de posteriores investigaciones para mejorar la práctica clínica en el diagnóstico de caries dental.

III. MARCO CONCEPTUAL

3.1. Caries dental

La caries dental es una enfermedad infecciosa endógena en la que se produce una pérdida localizada de minerales en los dientes afectados, causada por ácidos orgánicos productos de la fermentación microbiana de los carbohidratos de la dieta. Es una enfermedad biofilm-azúcar dependiente, en que las lesiones de caries ocurren donde se desarrolla el biofilm y éste permanece por largos periodos de tiempo; en tanto que los azúcares cambian la composición de la estructura del biofilm haciéndolo cariogénico.^{9,10}

Los conceptos sobre esta enfermedad han ido cambiando desde Miller (1980) hasta Thylstrup y Fejerskov (1996). Estos últimos definen a la caries dental como un proceso dinámico que resulta de un desequilibrio fisiológico entre el tejido mineral dental y el biofilm.¹¹

El concepto de la caries dental como enfermedad transmisible asociada a microorganismos específicos ha sido descartado. Por el contrario, hoy se sabe que esta dolencia es el resultado de un cambio ecológico en el biofilm que cubre la superficie dentaria, conllevando a un desequilibrio entre el fluido de éste y el diente.^{12,13,14}

El biofilm funciona de diversas formas en relación a la caries dental. Es el lugar donde las bacterias proliferan y crecen y, adyacente a la superficie del esmalte, ocurre la regulación ácido/base; además es el reservorio de iones de calcio para el intercambio entre el diente y la saliva.¹⁵

La caries dental es una enfermedad infectocontagiosa, que se evidencia cuando los dientes pierden minerales provocado por los ácidos generados en la fermentación de las bacterias a partir de carbohidratos consumidos en la dieta. Su origen es multifactorial siendo crónica, dependiendo su aparición de los siguientes factores: huésped, microbiota y dieta.^{16,17}

La forma de la lesión cariosa incipiente está determinada por la distribución de *biofilm* y la dirección de los prismas del esmalte. La lesión cariosa proximal se sitúa entre el punto de contacto y el margen gingival, donde hay mayor acumulación de *biofilm* dental, y que, clínicamente, es de forma arriñonada. La lesión se forma por debajo del *biofilm* y avanza en dirección longitudinal a los cristales del esmalte. Es por este motivo que la lesión cariosa proximal presenta una forma cónica y al corte transversal tienen una forma de “V” con el vértice dirigido hacia la unión amelodentinaria.^{13,18}

La lesión cariosa proximal avanza de manera paralela a los ejes longitudinales de los bastones del esmalte. La zona central, en sentido transversal, corresponde a la lesión más activa o más antigua. La forma cónica representa el rango de los estadios del incremento de la progresión de la lesión.^{13,18}

3.2. Diagnóstico de la caries dental

La detección de la lesión de caries dental involucra el empleo de técnicas para determinar la presencia o ausencia de la misma y su extensión, así como el estado de actividad o inactividad que conlleva a la toma de decisión clínica.¹⁹

El acto de diagnosticar, involucra identificar la enfermedad a través de sus signos y síntomas para direccionar el tratamiento. La información obtenida para este proceso procede de diferentes fuentes como inspección clínica, entrevista, exámenes auxiliares, etc. La caries dental difiere en este sentido de otras enfermedades médicas, debido a que no existen síntomas de la caries dental cuando ésta se encuentra en sus estadios iniciales. Es decir, no se puede diagnosticar pero sí detectar a través de diferentes métodos.²⁰

Se han desarrollado diferentes métodos de detección con distintos niveles de aplicabilidad y exactitud que han venido evolucionando con la finalidad de poder detectar las lesiones cariosas en estadios más tempranos. Los métodos de detección son diversos: inspección visual, radiográfica convencional y digital, transiluminación, la conductividad eléctrica, el láser, etc.²⁰⁻²³

La inspección visual es el método convencional más ampliamente usado para la detección de la caries dental. Dentro de las controversias en el empleo de este método, está que puede ser subjetivo y por lo tanto, los diferentes criterios de detección podrían llevar a un sobre o sub tratamiento de la lesión. Además, se

requiere que el clínico tenga un entrenamiento para identificar y discernir sobre la severidad y actividad de la lesión. Se indica realizar la separación temporal dentaria cuando se sospecha de una lesión cariosa proximal radiográficamente pero la presencia de una pieza dentaria contigua dificulta la observación directa.^{23,24}

Los estudios radiográficos permiten detectar lesiones cariosas debido a que el proceso carioso provoca una desmineralización del diente. La lesión cariosa (la zona desmineralizada del diente permite un mayor paso de los rayos X) es más oscura (más radiolúcida) que la zona intacta y puede detectarse en las radiografías. Es difícil detectar en las radiografías las lesiones cariosas precoces, especialmente cuando son pequeñas y se limitan al esmalte. Por consiguiente es importante en este tipo de lesiones realizar una detección precoz antes que la lesión abarque más superficies, pudiendo destruir todo el diente.²⁵

La detección precoz de las lesiones cariosas es muy importante para la prevención, el diagnóstico y tratamiento, es a veces un procedimiento difícil para los dentistas detectar las lesiones cariosas en superficies proximales, debido a, que no se pueden visualizar en el examen intraoral.²⁶

El diagnóstico preciso de la lesión cariosa es esencial para los odontólogos, quienes deben de tener un conocimiento exacto de la profundidad de la lesión para determinar el tipo apropiado de tratamiento de restauración. El diagnóstico habitual de las lesiones cariosas proximales se basa en una exploración exhaustiva

que consta de: la observación directa, el examen clínico y las radiografías intraorales, pero para obtener un mejor diagnóstico se puede optar por el uso de radiografías bitewing digitales e incluso, la tomografía computarizada de haz cónico.²⁷

Junto con la aparición de las lesiones cariosas ocultas en fosas y fisuras profundas, llamadas caries incipientes, y la aplicación de los selladores de fosas y fisuras sospechosos; se han propuesto nuevos instrumentos de diagnóstico. Entre los novedosos métodos se encuentran la tomografía computarizada de haz cónico y las radiografías bitewing digitales que han dado lugar a resultados más aceptables.¹ En el estudio realizado por Tsuchida y colaboradores²⁸ se compararon el sistema de diagnóstico de caries dental por imágenes 3D, realizadas con el tomógrafo computarizada CBCT y radiografías bitewing digitales; y no hallaron diferencia en su capacidad de diagnosticar lesiones cariosas proximales.

3.2.1. Antecedentes del diagnóstico de caries dental por los sistemas de radiología digital y tomografía computarizada

La tomografía computarizada de haz cónico y las radiografías bitewing digitales son frecuentemente usadas como suplemento en el diagnóstico de caries dental, porque estos sistemas digitales presentan habilidades para manipular el contraste de la imagen, agrandar o disminuir las imágenes y mejorar la resolución.¹

Sin embargo, diversas investigaciones muestran que las radiografías convencionales pueden detectar lesiones cariosas proximales no vistas en las imágenes digitales. Pero las limitaciones inherentes de las radiografías convencionales están principalmente debido a la representación de 2D de la lesión.²⁹

La odontología ha utilizado en gran medida el mismo método de imágenes 2D desde la primera radiografía intraoral obtenido en 1896.²⁹ De acuerdo con la revisión de Tyndall, sólo uno o dos avances significativos en la imagen dental se han hecho desde entonces en el sentido de la geometría de la imagen. Estas ventajas incluyen imágenes panorámicas y tomografía computarizada, siendo el primero mucho más útil para aplicaciones dentales, y la segunda se limita principalmente a la articulación temporomandibular y la imagen del sitio del implante, pero también presenta grandes potencialidades en la detección de caries dental.^{1, 30,31}

La tomografía computarizada, fue inventada por Hounsfield en 1973.³² Se trata de una técnica médica muy conocida para el examen no invasivo de las estructuras internas y su introducción a la odontología ha sido beneficioso en el sentido de que puede proporcionar información realmente en 3D. La tomografía computarizada de haz de cono es una nueva aplicación de la tomografía computarizada que genera datos en 3D a un costo menor y la dosis absorbida de radiación es menor que los tomógrafos convencionales. A partir de su creación hasta la actualidad existen muchas investigaciones acerca de la precisión en el

diagnóstico de lesiones cariosas con la tomografía computarizada de haz cónico en comparación con las radiografías convencionales.³³

En el estudio realizado por Tsuchida y colaboradores²⁸ se evaluaron dientes con lesiones incipientes de caries dental en superficies proximales no cavitadas y encontraron que no existe diferencias significativas en el diagnóstico entre la tomografía computarizada de haz cónico e imágenes digitales. Este resultado puede reflejar la precisión en la detección de lesiones cariosas por ambos sistemas imaginológicos.

En el estudio realizado por Haiter-Neto y colaboradores³⁴ donde compararon la tomografía de haz cónico 3G con el sistema de 3 campos de visión del tomógrafo computarizado de haz cónico de volumen completo con Accuitomo 3DX; se comparó también la radiografía digital. Los resultados mostraron que la tomografía de 12 pulgadas y las imágenes de 9 pulgadas tuvieron una sensitiva disminución significativa que los sistemas de Accuitomo, mientras que la tomografía de 9 pulgadas y 6 pulgadas de imágenes tuvo especificidades significativamente más bajas que la radiografía convencional para la detección de lesiones cariosas proximales. Las imágenes fueron comparables con la radiografía convencional. Para la detección de lesiones cariosas oclusales, el sistema de CBCT actual tuvo una mayor sensibilidad que los otros sistemas. Además, se determinó que era igual a los sistemas intraorales, sin embargo la puntuación global verdadera (verdaderos positivos y negativos) no fue superior para la detección de lesiones cariosas en dentina.

En el estudio realizado por Young y colaboradores²⁹, se compararon la eficacia de la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) con imágenes convencionales para detectar lesiones cariosas proximales y oclusales. Los investigadores usaron 3DX sistemas Accuitomo como CBCT y se encontró una diferencia significativa en el promedio de puntuación entre CBCT y CCD en la detección de lesiones cariosas proximales. Llegaron a la conclusión que el uso de CBCT, permite detectar lesiones cariosas proximales con mayor exactitud, pero presentaron algunos inconvenientes en la detección de caries oclusales.

En el estudio realizado por Kamburoglu y colaboradores³⁵ donde se comparó la capacidad de diagnóstico de lesiones cariosas con imágenes digitales intraorales que tienen sensores CCD con la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) usando diferentes resoluciones, para la detección de caries oclusales. Se encontraron que las modalidades de rendimiento en ambas imágenes eran diferentes en cuanto a la profundidad del esmalte, la dentina superficial, y la dentina profunda. Llegaron a la conclusión que todos los tamaños de voxel, utilizados con CBCT y radiografías digitales podrían considerarse una herramienta para el diagnóstico de caries oclusal.

En el estudio realizado por Senel y colaboradores³⁶ donde evaluaron la capacidad diagnóstica de la inspección visual en el monitor, el sensor CCD, la placa de PSP y CBCT para la detección de lesiones cariosas proximales, los autores concluyeron que todos los métodos se realizados se comportaron de forma similar para la detección de lesiones cariosas proximales.

En la investigación realizada por Kayipmaz ³⁷ se comparó la efectividad de la radiografía convencional, la placa de PSP, y el sistema de CBCT en la determinación de lesiones cariosas oclusales y proximales. En la determinación de caries oclusal, CBCT fue estadísticamente superior a los otros dos métodos convencionales. Sin embargo, no hubo diferencia significativa en la determinación de las lesiones cariosas proximales.

3.3. Radiología digital

Para obtener la imagen radiográfica a través del sistema convencional se necesita una película de rayos X. Esta imagen latente se convierte en imagen real a través de un proceso de revelado. La constitución de películas radiográficas implica el uso de cristales de haluro de plata (bromuro y yoduro).³⁸ Con la aparición de las computadoras en la década de 1940 se revoluciona la imagen radiográfica: la imagen no es analógica, como en la radiología convencional, sino digital. La radiología digital se relacionaba a la digitalización de las películas radiográficas, seguida del procesamiento de la imagen y su visualización; lo que se denomina radiología digital indirecta. Estas imágenes contenían la misma información que las películas radiográficas, incluso los errores de su procesamiento. Desde la década de 1960, con el advenimiento de la electrónica, los receptores de imagen mejoraron e hicieron posible la aparición de la radiografía digital directa.³⁹

El desarrollo de la radiología digital tiene grandes avances en el campo de la salud. En la odontología se emplea como examen auxiliar para obtener

diagnósticos más acertados y tempranos mediante el uso de las herramientas propias del *software*^{40,41} y para planificar tratamientos de diversas alteraciones y patologías como la caries dental.⁴²⁻⁴⁴

El avance de la tecnología y el uso de ordenadores con gran facilidad de almacenamiento, de fácil acceso y de banda ancha, han alentado a las empresas especializadas en el campo de la odontología para invertir en el desarrollo de equipos de radiología digital.⁴⁵

Para la obtención directa de estas imágenes digitales requiere de una serie de componentes como el sensor o detector electrónico, un convertidor analógico-digital, un computador, un monitor y/o una impresora para visualizar las imágenes.^{36,38}

La imagen se obtiene mediante un proceso por el cual los rayos X que atraviesan el objeto son captados y transformados en datos numéricos por el *software*.³⁸ Una imagen digital corresponde a la descomposición de la imagen en una matriz convencional de píxeles, conocido como elemento de imagen. A cada píxel se le otorga solo un valor de tonos de grises. El número de matices de gris depende del número de bits empleados para almacenar un píxel. Un píxel de un bit solo puede tomar dos valores (negro/blanco o 0/1). Un píxel de 8 bits toma 256 valores, estos píxeles se colocan en filas y columnas formando una matriz. Cuando más pequeño es el píxel, mayor es la resolución de la imagen.^{38,46}

La observación de las radiografías digitales se realiza en un monitor en donde se puede manipular el tamaño, contraste y la resolución de la imagen,³⁸ debido a que el ojo humano no percibe más de 40 matices de gris. Esta pantalla deberá tener una resolución igual o mayor a la de la matriz.⁴⁶

En la actualidad la radiografía digital supera a la radiografía convencional en la imagen radiográfica. Se debe tener en cuenta el propósito fundamental del clínico al solicitar un examen radiográfico: obtener la información pertinente como ayuda en el diagnóstico del paciente.⁴² En muchos estudios realizados se ha encontrado que el hecho de que la imagen radiográfica se obtenga mediante el sistema convencional o digital no afecta a la calidad de la información obtenida. La imagen digital es satisfactoria por las facilidades que ofrece dicha técnica radiográfica.³⁶

Ventajas de los sistemas digitales:³⁸

- Permite el análisis de la imagen radiológica en segundos, a diferencia de la radiografía convencional, en el cual la visualización es posible solo después de varios minutos; esto disminuye el tiempo de aplicación clínica de este procedimiento.
- Permite realizar almacenamiento de imágenes en formatos digitales, evitando la degradación que sufren las imágenes radiográficas físicas con el paso del tiempo.
- La manipulación de la imagen a través de herramientas de visualización que permiten mejorar su calidad.

- Es más ecológico, ya que no requiere de procesamiento químico, por lo que no produce contaminación.
- Se reduce hasta en un 70% la dosis de radiación a la que se somete el paciente.

Existen dos tipos de receptores de imagen digital y pueden utilizarse tanto para radiografías intraorales como extraorales. Dentro de los receptores intraorales tenemos los detectores de estado sólido y las placas de fósforo foto-estimulable, los cuales son los más utilizados en odontología clínica para el diagnóstico de diferentes lesiones.³⁸

3.3.1. Sensor digital

Este receptor denominado dispositivo de carga acoplada (CCD) fue el primero en ser utilizado para la aplicación dental en 1989. Es un circuito integrado que contiene un número determinado de condensadores unidos o acoplados, cada uno de ellos puede transferir su carga a otros condensadores dentro del circuito. Está compuesto de 1,5 a 2,5 millones de píxeles de 20 a 70 μm cada uno. Los píxeles están dispuestos en forma de matriz, sobre ésta hay una capa de centelleo sobre la cual inciden los fotones de rayos X y se convierten posteriormente en luz. Esta luz interacciona con el Silicio para crear un paquete de carga. Los paquetes de carga formados representan la imagen latente, cada carga se transfiere a un amplificador de lectura por el cable a un convertidor analógico-digital del ordenador.^{38,47,48}

3.3.2. Sistema digital de placas de fosforo foto-estimulable (PSP)

Fue el segundo en ser utilizado como receptor de imagen radiográfica dental. Este sistema consiste en una placa base de poliéster recubierta de una emulsión de halogenuro cristalino compuesto de un fluorhalido de Bario activado compuesto. Las PSP absorben y almacenan la energía de rayos X que se libera como fosforescencia con la estimulación de otra luz de una longitud de onda apropiada. Tienen casi el mismo tamaño y flexibilidad de las placas convencionales, además pueden ser re utilizadas muchas veces. Por estos motivos han sido consideradas las placas sustituibles de la placa radiográfica convencional.^{25,47,49}

3.4. Tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam

La tomografía computarizada de haz de cono (CBCT) fue desarrollada para el uso dental en 1998. Una exploración típica tarda aproximadamente 20 segundos, en el que la máquina gira alrededor del paciente y las imágenes se obtienen dentro de un volumen cilíndrico o campo de visión (FOV). Los tamaños típicos de las maquinas más pequeños de FOV son: diámetro de 8cm x 8cm de altura para obtener imágenes de la zona dentada del maxilar y la mandíbula, de 8cm x 5cm para cualquiera de los maxilares y 4cm x 5cm para las áreas pequeñas. Las maquinas más grandes FOV tienen un volumen de hasta de 20cm de diámetro.⁵⁰

La reconstrucción secundaria permite que el software del ordenador organice los voxels en los distintos planos y la visualización en 3D que es como vemos en el

monitor. La reconstrucción permite la creación de una imagen de pseudo-panorámica, imágenes corte transversal y trazando el curso de un nervio.²⁷

La tomografía de haz cónico difiere de la tomografía convencional en que de un solo barrido del escáner se obtiene el volumen tridimensional de los datos, mediante una relación simple y directa entre la fuente de radiación y el sensor 2D, los cuales rotan alrededor de la cabeza del paciente. La fuente de rayos X y el detector pueden rotar desde 180° a 360°, dependiendo del tipo de escáner, posicionando la mayoría de ellos al paciente de pie o sentado. Es importante mencionar que el haz del rayo es cónico y el volumen obtenido de datos es esférico o cilíndrico, descrito como FOV.³⁸

Los CBCT de limitado volumen como Accuitomo 3D, J Morita Corporation, Osaka, Japon²⁵ pueden capturar un volumen de datos de 40 mm de alto por 40 mm de diámetro, estos son similares a las dimensiones de alto y ancho de las radiografías periapicales convencionales. Una dosis efectiva es resultado de un FOV más pequeño, radiación de 7,4 µSv aproximadamente.

Los tiempos para adquirir una imagen con CBCT varían entre 10'' y 40'' función del tipo de escáner usado y de los parámetros de exposición seleccionados. El CBCT Mercuray, Hitachi Medical Corporation, Tokyo, Japan²⁹ es capaz de hacer el estudio en 10'', siendo una ventaja al disminuir el movimiento del paciente durante la captación de la imagen, con una rotación de 360°.

En el 2002 el Consejo Dental de Noruega publicó sus criterios para una auditoría clínica en radiología, la justificación fue uno de los criterios. Un examen de rayos X se justifica si hay ganancia neta para el paciente. Esta ganancia puede ser diagnosticada, como un aumento de confianza para que el cirujano contemple un procedimiento quirúrgico.⁵¹

Se desarrolló un proyecto propuesto por la Comisión Europea, Euratom para el uso de CBCT. Se consideró 20 principios en total, el primer y segundo principio, hacen frente a la justificación, los principios 9 y 10 tratan de optimización y afirman que, cuando las máquinas ofrecen una opción, el más pequeño campo de visión y la resolución más baja se debe utilizar siempre.⁵²

El odontólogo debe proporcionar suficiente información clínica para ayudar al proceso de justificación. En todos los casos, el odontólogo, de no obtener la información requerida con las radiografías convencionales de rayos X, puede optar por que la información adicional estará disponible a partir de la exploración con CBCT. El principio de ALARA (tan bajo como sea razonablemente posible) debe usarse cuando la información no está disponible en métodos convencionales debido a la mayor dosis de radiación al paciente sometido a un examen CBCT.⁵³

3.4.1. Exactitud de reproducción en tomografía computarizada de haz cónico

Los voxels constituyen las imágenes 3D, a diferencia de las imágenes 2D que se originan a partir de pixels. El elemento más pequeño de la imagen radiográfica 3D

es el voxels, y su tamaño depende de su ancho, altura y grosor o profundidad. En el tomógrafo convencional (TC) los voxeles son anisotrópicos (no idénticos en todos los planos), el grosor del haz del TC depende de la altura del voxel, limitando la precisión de imágenes reconstruidas en determinados planos, porque depende de la distancia entre dichos cortes (gap) programada en la adquisición. Pero con los datos de CBCT, los voxeles son isotrópicos, (iguales en longitud, altura y profundidad), siendo más precisas las mediciones geométricas en cualquier plano. El grosor de un voxel es tan grueso como el corte tomográfico y puede verse en distintas formas. Las imágenes pueden verse en tres planos ortogonales: coronal, sagital y axial, facilitando la visión tridimensional del área de interés. Se puede seleccionar y mover el cursos en la imagen, modificándose los cortes en los planos mencionados siempre en tiempo real. La calidad de la imagen de los escáneres de CBCT es superior a la TC, permitiendo un mejor análisis de los tejidos dentales duros en la zona maxilofacial.^{54,55}

Varios estudios han confirmado la exactitud geométrica tridimensional del CBCT, como por ejemplo el estudio realizado por Ludlow y colaboradores en el 2007, en donde, concluyó que CBCT daba mediciones precisas en 2 y 3 dimensiones independientemente de la orientación de la cabeza, además que, era confiable la obtención de mediciones lineales del esqueleto maxilofacial.⁶

3.4.2. Dosis efectiva de la tomografía computarizada de haz cónico

La CBCT tiene diversas ventajas sobre la TC, una de ellas es la dosis efectiva menor, aunque éstas varían según otros factores como el FOV, siendo tan bajas como las necesarias en una radiografía panorámica y mucho más bajas que los TC médicos. El haz está más enfocado produciendo menos dispersión de la radiación. La radiación total equivaldría a un 20% de la radiación con una TC convencional.⁵⁶

Los escáneres de volumen limitado diseñados para capturar una zona pequeña de maxilar o mandíbula liberan una dosis efectiva menor porque la zona irradiada es menor. Según algunos autores, la CBCT es considerada una técnica de gran potencial en odontología, por ello, es importante conocer su aplicabilidad y las ventajas y problemas que podría tener en relación a las técnicas convencionales usadas en la actualidad.⁵²

3.4.3. Tomógrafo computarizado de haz cónico Cone Beam I-Cat

El tomógrafo computarizado de haz cónico Cone Beam I-Cat es desarrollado por la firma Kavo®. Permite al usuario tener acceso directo a herramientas en 3D para tratamientos de implantes y restauraciones, presenta una alta definición de las imágenes en 3D para el diagnóstico eficiente del tratamiento final. Su adecuado diseño ofrece la máxima facilidad de control para capturar con precisión la

anatomía particular de cada paciente y el progreso del tratamiento. Ofrece potentes ventajas en diferentes tratamientos dentales.³⁸

- Captura todos los registros en una sola definición en 3D con baja dosis de exploración. Permite la planificación de un paso para crear análisis cefalométricos 3D que también produce el análisis completo de 2D tradicional. Manera rápida y fácil de recopilar todas las imágenes en los modelos de estudio.³⁸
- Los planes de confianza del tratamiento quirúrgico. Determina la posición del diente preciso para visualizar la impactación dentro del hueso alveolar, la ubicación con respecto a los dientes adyacentes y la proximidad a estructuras vitales.³⁸
- Lugar y restauración de los implantes con precisión y confianza. Permite obtener un completo mapa del tratamiento de la colocación del implante y el pilar, todo el camino a la restauración final. Una amplia información para la mejor selección y tipo de implante adecuado, tamaño, ubicación y ángulos antes de la cirugía.³⁸

3.4.4. Diagnóstico de caries dental por tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam

La detección de lesiones cariosas proximales y oclusales por métodos convencionales intraorales 2D han demostrado solo baja a moderada sensibilidad, pero la especificidad ligeramente mayor, y la variabilidad del observador es alta. Otros métodos con imágenes extraorales para la detección de caries dental han tenido un éxito limitado y aplicaciones clínicas dudosas. La imagen del CBCT parece tener mejor perspectiva para mejorar la detección y evaluación en profundidad de las lesiones cariosas proximales y oclusales.⁴⁸

En el estudio realizado por Tsuchida y colaboradores²⁸ en donde compararon la eficacia en el diagnóstico de lesiones cariosas con la tecnología CBCT y radiografías convencionales tipo aletas de mordida o llamadas también bitewing, concluyeron que en ambos se puede detectar caries dental, en el primero nos da una imagen en 3D de la lesión cariosa y en la segunda nos brinda dos planos a evaluar. El estudio con CBCT resultó ser superior a las radiografías convencionales, porque mostró una mayor precisión cuando se trataba de evaluar la profundidad de las lesiones cariosas proximales y una sensibilidad de casi el doble en aquellas lesiones proximales que se extendían a dentina.⁵⁷ En conclusión en este estudio no se encontró ninguna diferencia en la detección de lesiones cariosas entre CBCT y radiografías convencionales en las superficies de premolares observados.

En un estudio similar de dientes, el CBCT realizado con un mayor FOV obtuvo deficientes resultados en la detección de lesiones cariosas mientras que CBCT con un FOV limitado reportó una mayor sensibilidad sólo para lesiones oclusales en comparación con las radiografías periapicales convencionales o digitales.³⁵

En un estudio realizado por Akdeniz y colaboradores, en cuanto a los sistemas de CBCT,²⁵ utilizaron el CBCT Accuitomo con un campo de volumen limitado y compararon los resultados in vitro, ya sea con radiografía convencional o de almacenamiento de imágenes de fosforo (PSP). Se demostró que en todos los planos CBCT fue superior para la evaluación de la profundidad de las lesiones cariosas en comparación con PSP y radiografías convencionales.

Un estudio más reciente y completo realizado por Haiter-Neto y colaboradores³⁴ donde compararon el sistema CBCT de campo amplio y limitado comparándolo con sistemas radiográficos, para la detección de lesiones cariosas proximales y oclusales, las cuales fueron detectadas por ambas técnicas radiográficas. Pero se necesitan más estudios de CBCT para evaluar caries oclusales en fosas y fisuras.

A pesar que, las investigaciones indican mejores beneficios en el uso de la CBCT en la detección de lesiones de caries dental, sean desarrolladas en condiciones controladas in vitro, que lamentablemente no expresan la realidad de la práctica clínica diaria, debido a que, las proyecciones son frecuentes en las estructuras dentales con CBCT, básicamente en las coronas dentales.⁵⁸ Estos artefactos son creados por implantes, restauraciones metálicas, tratamientos endodónticos,

observándose líneas bandas claras y oscuras en los dientes adyacentes, dificultando un adecuado diagnóstico. Estas bandas oscuras pueden parecer caries recurrentes, otro factor, es el movimiento del paciente que disminuye la agudeza y definición de la imagen.

3.5. Criterios para determinar la profundidad de la lesión de caries dental

En la literatura se reportan diversos criterios de clasificación para determinar la profundidad de una lesión de caries. La clasificación de la profundidad de las lesiones cariosas permite el seguimiento y control de las lesiones menos avanzadas, como se menciona a continuación.

3.5.1. Clasificación radiográfica modificada en la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (FAEST-UPCH)

En el año 1983, Pitts propuso una clasificación de la profundidad de las lesiones cariosas proximales, teniendo como criterio básico la penetración de los tejidos dentarios, la sobre proyección de superficies proximales y la presencia de restauraciones (caries secundaria). Los criterios radiográficos correspondían a los criterios clínicos dados por la OMS.⁵⁹

Esta clasificación incluía criterios diagnósticos según la imagen de la radiografía de aleta de mordida o *bitewing*. Pitts, en su artículo original propone 10 códigos; sin embargo, para fines investigativos y académicos se emplean los siguientes:⁵⁹

- R0: sano
- R1: lesión en la mitad externa del esmalte
- R2: lesión en la mitad interna del esmalte
- R3: lesión en la mitad externa de la dentina
- R4: lesión en la mitad interna de la dentina

Teniendo como base la clasificación de Pitts, la FAEST-UPCH propuso, en el año 2007, el siguiente índice modificado:⁴⁶

- R1: lesión superficial de esmalte (mitad externa)
- R2: lesión profunda de esmalte (mitad interna)
- R3: lesión superficial de dentina
- R4: lesión profunda de dentina sin compromiso pulpar
- R5: lesión profunda de dentina con compromiso pulpar

3.6. Histopatología de la caries dental

El esmalte es el tejido más mineralizado del organismo, con un 86% de material inorgánico, 2% de material orgánico y 9% de agua. Constituido principalmente de cristales de hidroxiapatita impura compuesta por minerales. Estos cristales están alineados formando una estructura prismática. Esta organización prismática genera el desarrollo de una red de poros, en los cuales se acumula líquido que humedece los fosfatos de calcio del esmalte.⁶⁰

La lesión de caries dental en el esmalte tiene aspecto cónico con su ápice adyacente a la dentina y su base por debajo de la superficie dentaria. Se encuentran cuatro zonas de diferente translucidez. Éstas dependen de los niveles de desmineralización, que a su vez ilustra la dinámica del proceso de la caries dental.^{60,61}

1. Zona translucida: Es la porción más interna de la lesión y tiene una pérdida mineral de 1.2%. No siempre está presente y su profundidad varía entre 5 a 10 μm . Posee esta apariencia translucida por la disolución inicial del esmalte. No se evidencia aún pérdida de proteínas. El volumen de los poros es mayor al 1%.
2. Zona oscura: Es superficial a la zona translucida y está presente en 95% de las lesiones y tiene una pérdida mineral de 6%. Se forma como resultado de la desmineralización y tiene coloración marrón oscura, la cual se debe a la re mineralización ocurrida en la lesión. El volumen de los poros es del 2 al 4%.
3. Cuerpo de la lesión: Es la zona más extensa y de mayor desmineralización (24%). El volumen de los poros es del 10 al 25%.
4. Zona superficial: Representa la capa más importante en cuanto a prevención y manejo. Posee un espesor entre 20 a 100 μm en dentición permanente. Es una zona resistente gracias al alto grado de mineralización y concentración de fluoruros, por la precipitación de iones de fosfato y calcio.

El avance de la lesión cariosa en dentina se produce con el doble de rapidez que en el esmalte debido a la menor mineralización de la dentina y la existencia de túbulos dentinarios.⁶⁰ Existen cambios iniciales en la dentina como la degeneración de las fibras de Tomes que precede a los cambios escleróticos dentinarios.^{60,61}

Cuando la lesión cariosa avanza a la dentina es por la destrucción del componente orgánico de las fibras de colágeno. La degradación de las fibras de colágeno no se debe a la acción bacteriana sino a la acción de las metaloproteinasas, que son producidas por los fibroblastos, ameloblastos y odontoblastos. Algunas metaloproteinasas se encuentran en la saliva y están involucradas en la degradación de los componentes protéicos. Las producidas por los odontoblastos actúan en la capa profunda de la lesión cariosa coadyuvando al proceso proteolítico de la matriz dentinaria.⁶²

En la lesión cariosa en dentina se encuentran dos capas con diferente estructura macroscópica, microscópica y química. La capa más externa está altamente infectada por bacterias que se localizan principalmente en los túbulos dentinarios; las fibras de colágeno están desnaturalizadas y la matriz inorgánica no se ha remineralizado. La capa más interna se encuentra menos infectada pero más afectada por los ácidos, contiene altas concentraciones de sales minerales y puede ser remineralizada.⁶⁰

El estudio de la morfología y bioquímica de la caries dental es un desafío debido a los problemas técnicos que se suscitan en su procesamiento. Para poder observar las lesiones cariosas es necesario seccionar las piezas dentarias y en dicho proceso se puede perder estructura dentaria. Esto impide, en algunos casos, la investigación a niveles microscópicos.⁶³ A pesar que en algunas investigaciones se usa la micro tomografía o la microscopía de luz polarizada en quinolonas como estándar de oro para la medición de la profundidad de la lesión de caries, la estereomicroscopía (SM) es usada ampliamente para este fin.⁶⁴

3.7. Validez diagnóstica

La validez se refiere al valor diagnóstico de un método y depende de su fiabilidad para detectar correctamente la presencia o ausencia de la enfermedad que se estudia, al compararlo con un estándar de oro (*gold standard*).⁶⁵ La validez de un método describe la relación y sus resultados con la determinación de la enfermedad. Se calculan cuatro parámetros para evaluar el desempeño de los métodos diagnósticos:

3.7.1. Sensibilidad

Se define como la capacidad de diagnosticar correctamente al enfermo como enfermo, o como la probabilidad de tener un resultado positivo si se tiene la enfermedad. Es decir, es la fracción de verdaderos positivos (VP).⁶⁶ Una prueba diagnóstica de alta sensibilidad tiene pocos falsos negativos (FN) y, al contrario,

una prueba con baja sensibilidad tiene más falsos negativos. La utilización de una prueba muy sensible garantiza que un resultado negativo probablemente sea un resultado verdadero, debido a que cuenta con gran capacidad para diagnosticar a los enfermos como enfermos.⁶⁷

3.7.2. Especificidad

Es la capacidad de diagnosticar adecuadamente a los sanos como sanos; es el porcentaje de sujetos que no tienen la condición de estudio y dan resultados “negativos” o “normales”. Es decir, es la fracción de verdaderos negativos (VN) o la resta de uno (1) con la fracción de falsos positivos (FP).⁶⁶ lo más relevante es que la prueba pueda diagnosticar correctamente al paciente sano como sano; es decir, los verdaderos negativos. Una prueba con una alta especificidad es muy útil cuando el resultado es positivo, pues la tasa de falsos positivos es muy baja.⁶⁷

3.7.3. Valor predictivo positivo (VPP)

Es la probabilidad de que un paciente con resultado positivo en la prueba presente la enfermedad. Para calcular el VPP de una prueba diagnóstica se ha de dividir el número enfermos con prueba positiva por la sumatoria de los enfermos con prueba positiva y los sujetos “no enfermos” con prueba positiva.⁶⁷

3.7.4. Valor predictivo negativo (VPN)

Definido como la probabilidad que un paciente con un resultado negativo en la prueba esté realmente sano. Para su cálculo, se divide el número de enfermos con prueba negativa por la sumatoria de los enfermos con prueba negativa y los sujetos “no enfermos” con prueba negativa.⁶⁷

3.7.5. Exactitud

Indica la proporción de resultados validos (VP y VN) sobre la totalidad de los resultados. Es la probabilidad de que un individuo sea clasificado correctamente por la prueba.⁶⁷

3.7.6. Área debajo de la Curva ROC (Receiver-Operating Characteristics)

Es un gráfico en el que se observan todos los pares de sensibilidad/1-especificidad (VP/FP) resultado de la variación continua de los puntos de corte. Cada punto en la curva representa un par de VP/FP. En el eje X se sitúa 1- especificidad o fracción de (FP) y en el eje Y se sitúa la sensibilidad o la fracción de los (VP). Cuando la sensibilidad y la especificidad toman los valores máximos (1), es decir es una prueba con discriminación perfecta, la curva pasa por la esquina superior izquierda.⁶⁶

Se usa el área bajo la curva ROC (Valor Az) para determinar la exactitud diagnóstica de una prueba, para establecer la probabilidad de clasificar correctamente un par de individuos como sano o enfermo. Cuanto mayor es este valor, mayor es la exactitud de la prueba, de esta manera si el valor es 1 es una prueba con exactitud perfecta.⁶⁵

IV. OBJETIVOS

IV. 1. Objetivo general

Determinar la validez de la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam realizada con el sistema I-Cat para la detección de lesiones de caries dental in vitro.

IV. 2. Objetivos específicos

1. Determinar la distribución de la muestra según diagnóstico de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo, radiografías con sensor digital e histológico in vitro.
2. Determinar la capacidad diagnóstica Az de la tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital en la interpretación de lesiones de caries dental en molares, premolares, superficie oclusal y proximal, in vitro.

3. Determinar la diferencias entre los valores Az en tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital en la interpretación de lesiones de caries dental en molares, premolares, superficie oclusal y proximal, in vitro.
4. Determinar la sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo, valor predictivo negativo y exactitud en tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital en la interpretación de lesiones de caries dental en molares, premolares, superficie oclusal y proximal, in vitro.
5. Determinar la curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital en la interpretación de lesiones de caries dental in vitro.
6. Determinar la curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en premolares, molares, superficie proximal y superficie oclusal utilizando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital in vitro.

V. HIPÓTESIS

- Hi. La tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam realizada con el sistema I-Cat es una técnica válida para el diagnóstico de lesiones de caries dental in vitro.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1. Diseño del estudio

Observacional, transversal y analítico.

6.2. Población muestral

La población muestral estuvo conformada por 108 dientes del Banco de dientes del Departamento Académico de Medicina y Cirugía Bucomaxilofacial (DAMCIBUM) de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (FAEST-UPCH), que cumplieron los criterios de selección, de los cuales se perdieron en el proceso 8 de ellos, quedándose con 100 piezas dentarias, siguiendo los parámetros de mínimo tamaño muestra empleado en Haiter-Neto *et al.* (2008)³⁴, quienes utilizaron 100 piezas dentarias.

6.3. Criterios de selección

6.3.1. Criterios de inclusión

Dientes molares y premolares sanos o con lesiones de caries dental oclusal o proximal, debe indicarse que al ser un estudio transversal se seleccionaron todas las piezas dentarias a las cuales se tuvo acceso, y la discriminación de lesión de caries fue recién en el análisis histológico.

6.3.2. Criterios de exclusión

- Premolares y molares con destrucción dentaria provocada por trauma.
- Premolares y molares con algún tipo de tratamiento restaurador o rehabilitación
- Premolares y molares con algún tipo de tratamiento de conductos.

6.4. Variables

VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADOR	TIPO	ESCALA	VALORES
Técnicas de diagnóstico	Conjunto de herramientas para poder detectar una condición de salud o enfermedad. ⁴⁶	<ul style="list-style-type: none"> - Tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam del sistema I-Cat (CBCT) - Radiografía convencional - Radiografía digital de sensor CCD - Radiografía digital de placa de fósforo fotoestimulable PSP 	Registro de la técnica utilizada.	Cualitativa	Politómica Nominal	<ul style="list-style-type: none"> 1: Tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam I-Cat (CBCT) 2: Radiografía convencional 3: Radiografía digital sensor CCD 4: Radiografía digital placa de fósforo PSP
Validez diagnóstica	Valor diagnóstico de un método y depende de su fiabilidad para determinar correctamente la presencia o ausencia de la enfermedad que estudia.	Valor diagnóstico de la técnica de diagnóstico de caries dental	<ul style="list-style-type: none"> -Sensibilidad - Especificidad - Valor Predictivo Positivo - Valor Predictivo negativo -Exactitud - Área debajo de la curva ROC (Az) 	Cualitativa	Politómica Nominal	0 - 1

VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADOR	TIPO	ESCALA	VALORES
Diagnóstico de lesiones de caries dental	<p> Criterios por los cuales se establece la profundidad de la desmineralización de la estructura dentaria provocada por caries dental.⁴⁶ </p>	<p> Se registrarán según los criterios diagnósticos según criterios de Pitts.⁴⁶ </p>	<p> Diagnóstico de caries dental según Piits.⁴⁶ 0: R0 (sano). 1: R1 (lesión de caries dental en la mitad externa del esmalte). 2: R2 (lesión de caries dental en la mitad interna del esmalte). 3: R3 (lesión de caries dental superficial de dentina). 4: R4 (lesión de caries dental profunda de dentina). </p>	Cualitativa	Politómica Ordinal	<p> 0: R0 1: R1 2: R2 3: R3 4. R4 </p>
Superficie dentaria	<p> La anatomía dentaria establece que un diente tiene superficies oclusales y proximales.⁴⁶ </p>	<p> Se establecerá según estructura dentaria en oclusal y proximal.⁴⁶ </p>	<p> Registro de la superficie dentaria evaluada. </p>	Cualitativa	Dicotómica Nominal	<p> 1: Proximal 2: Oclusal </p>
Pieza dentaria	<p> Tipo de diente características morfológicas.⁴⁶ </p>	<p> Se indicará según tipo de diente en premolar y molar.⁴⁶ </p>	<p> Registro de la pieza dentaria usada. </p>	Cualitativa	Dicotómica Nominal	<p> 1: Premolar 2: Molar </p>

6.5. Técnicas y procedimientos

Antes de empezar con el trabajo de investigación se contó con la aprobación del Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología, Comité Institucional de Ética (Anexo 2) y de la Escuela de Postgrado Víctor Alzamora Castro de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (Anexo 3), así como las autorizaciones del Jefe del Departamento Académico de Medicina y Cirugía Bucomaxilofacial de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (DAMCIBUM).

El DAMCIBUM cuenta con un banco de dientes extraídos donde se almacenan exclusivamente dientes de dentición permanente extraídos por motivos protésicos u ortodóncicos. Estas piezas son seleccionadas y no presentan fractura dentaria ni línea de fractura, aparatología protésica o anomalía dentaria.

En cuanto a la bioseguridad, previo a su almacenamiento, los dientes son esterilizados en autoclave durante 40 minutos a 240°F (115,6°C) de temperatura y 20 psi (1,36 atm) de presión para impedir el crecimiento bacteriano.^{68,69} Las muestras se encuentran sumergidas en suero fisiológico para mantener su hidratación, siendo recambiado el suero cada semana.

Para la selección de la muestra los dientes fueron previamente secados con aire de una jeringa triple durante 5 segundos. La evaluación clínica de las superficies de interés se realizó siguiendo los criterios de la Organización Mundial de la Salud.⁷⁰

Las piezas dentarias seleccionadas fueron codificadas y colocadas en la maqueta de estudio de 8 piezas cada uno, según los estándares de estudios previos similares a la presente investigación como el de Young y colaboradores.²⁹ Se preparó una base rectangular de acrílico de curado rápido rosado con un largo de 6 cm, un alto de 1 cm y un ancho de 5 cm. Estas mediciones se calcularon en función del promedio de la longitud radicular de las premolares. Se elaboró dos filas, separadas por una canaleta 0.5cmx0.5 cm., para en ellas colocar, aleatoriamente, 4 piezas dentarias en cada una (2 premolares y 2 molares). La finalidad de esta canaleta fue para la colocación del receptor de imagen radiográfica. Las porciones coronales estuvieron fuera de la placa, con las superficies radiculares sumergidas en el interior y sin contacto proximal (los dientes se mantuvieron separados) porque al ser piezas dentarias provenientes de distintos donantes los contactos proximales no coincidirían (Figura 1).

6.5.1. Proceso de calibración

Para la validación del recojo de datos se necesitó calibrar a tres evaluadores en las diferentes técnicas de diagnóstico por imagen, cada uno de ellos tuvo una

experiencia mayor a 5 años en el área de Radiología Oral y Maxilofacial con énfasis en su conocimiento del área de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con el sistema I-Cat. Para el diagnóstico histopatológico se contó con una especialista calibrada en el área de estéreo microscopía. Se tomó la decisión de tener tres evaluadores para disminuir la variación individual, aumentar la fiabilidad y mantener la repetitividad, garantizando la confiabilidad y validez de la investigación.⁷¹

Se realizó una calibración inter examinador con los especímenes para el ejercicio, para determinar la concordancia de los valores propuestos para caries dental. Se logró un coeficiente de correlación intraclase mayor 0.90 debido a que los criterios diagnósticos eran 5 (R0, R1, R2, R3, R4). Se debe tomar en cuenta que el estudio se realizó en piezas premolares y molares, evaluando las caras oclusales y proximales, por ello la calibración consideró estos criterios (Anexo 4, Anexo 5, Anexo 6 y Anexo 7).

Para la selección de los casos, se generaron tres columnas con cada una de las observaciones realizadas por cada observador, al garantizarse la calibración entre los mismos, se procedió a hacer una selección aleatoria sistematizada, se escogió un número al azar y ese fue el diagnóstico inicial del observador uno, seguidamente, se seleccionó el diagnóstico del observador dos, y finalmente la del observador 3.

6.5.2. Técnica de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam

Se colocó la unidad de estudio en una plataforma prediseñada (12 x 12 cm) en el tomógrafo computarizado de haz cónico Cone Beam I-Cat de la firma Kavo®. A continuación se realizó la adquisición de las imágenes tomográficas con una resolución de 0.125mm de voxel size y una campo de captura (FOV) de 8 x 6cm. (Figura 2). De ahí se transfirió al software de manipulación del tomógrafo, I-Cat Visión®. Finalmente, se registró el código de caries dental por pieza y superficie.⁴⁹

6.5.3. Técnicas radiográficas

Para esta técnica se usaron tres sistemas de adquisición de imágenes (Film de radiografía convencional, el sistema de placa de fósforo (PSP), el sistema de radiología de sensor digital directa (CCD)). En los tres casos se usaron dispositivos de toma. Para el film de radiografía convencional el equipo fue un modelo Vario DG Sirona ® con una programación de 70KV, 8mA y 0.5” y placas Kodak® Ultraspeed procesadas en un revelador automático HT 2000 Air Techniques ®, el mismo equipo radiográfico se usó para el sistema de CCD con una programación de 65KV, 8mA y 0.2”, y para el sistema PSP el equipo fue DURR® y se usó una placa N° 2. (Figura 3, 4 y 5) Finalmente, se registró el código de caries dental por pieza y superficie.⁴⁹

6.5.4. Técnica histológica

El seccionamiento de las maquetas de estudio se realizó en las instalaciones del Laboratorio de Producción del Departamento Académico de Cirugía Bucal Maxilofacial. Se procedió a recortar cada pieza dentaria en un motor de alta DEMCO E-96 con 20.500 rpm (Dental Maintenance Co. Inc, Bonsall, California; Estados Unidos de América) con la ayuda de un disco de corte adiamantado Giflex-TR (Brendent GmbH & Co. KG, Senden, Alemania) de 30 mm de diámetro, 0.3 mm de grosor y con recubrimiento en las dos caras. Se cortó mesio distalmente en la zona en la que se observaba la lesión de caries obteniéndose especímenes de 500 µm cada uno. Se dio un acabado final con lija N°7 y los cortes se colocaron en un recipiente con suero fisiológico para mantener su hidratación hasta ser observados al SMLeicaDFC425 con cámara EC3 (Wetzlar, Alemania) con una magnificación de 3X, ubicado en el Servicio de Medicina Bucal maxilofacial de la FAEST-UPCH (Figura 6).

En las imágenes obtenidas se realizó trazos desde la superficie externa del esmalte proximal para determinar la profundidad de las mismas de acuerdo a la clasificación radiográfica modificada en la FAEST-UPCH. Los datos fueron transferidos a la ficha de registro Excel v 10.0 junto con los datos de la evaluación radiográfica.

6.6. Plan de análisis

En base a la ficha de registro se construyó una base de datos y su análisis se realizó en el programa estadístico SPSS v. 22.0 (IBM Corp., Nueva York, NY; formalmente SPSS INC., Chicago, IL) para Windows.

Para determinar la validez de los sistemas de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam I-Cat, radiografía con sensor digital, radiografía con placa de fósforo y radiografía convencional; se usaron la sensibilidad, especificidad, VPP, VPN y exactitud, para lo cual se unieron los diagnósticos de caries dental en uno solo. La sensibilidad y especificidad se ilustrarán en una curva ROC.⁶⁵ El área debajo de la curva ROC (valor Az) se usó para comparar la exactitud diagnóstica de los diferentes sistemas de diagnóstico por imagen.^{65,72} La comparación entre estas áreas se realizó a través de la prueba de *DeLong*. El nivel de significancia fue $\alpha=0.05$.⁷³ El análisis de dicha prueba se realizó en el programa estadístico EPIDAT v.3.1 (Dirección General de Salud Pública de la Consejería de Sanidad- OPS). Para el presente estudio se construyó una base de datos según la Ficha de Registro en Excel, y su análisis fue en el programa estadístico SPSS v. 23.

6.7. Consideraciones éticas

La presente investigación se realizó luego de la aprobación del Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia y de la aprobación del Comité Institucional de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia con fecha 27 de Marzo de 2014 y código SIDISI N° 62542 (Anexo 2). También contó con la aprobación de la Escuela de Postgrado Víctor Alzamora Castro de la Universidad Peruana Cayetano Heredia con fecha 13 de Noviembre de 2014 (Anexo 3) El presente estudio no contó con humanos y los especímenes fueron proporcionados por el Departamento Académico de Medicina y Cirugía Bucomaxilofacial sin tener forma de identificar a sujeto alguno.

VII. RESULTADOS

En el presente estudio se tomaron radiografías convencionales, placa de fósforo PSP, digitales con sensor CCD, tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con sistema I-Cat y diagnóstico histológico a 108 dientes: 50 molares y 58 premolares, evaluándose finalmente un total de 184 superficies proximales y 98 superficies oclusales.

En la Tabla 1, la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con sistema I-Cat reportó el mayor diagnóstico fue R0 con 38 superficies (33.0%) y la menor frecuencia R2 con 13 superficies (11.3%). Para el caso de las radiografías convencionales, la mayor frecuencia fue en R0 con 62 superficies (53.9%) y el menor fue R4 con 10 superficies (8.7%). En las radiografías de placa de fósforo PSP, el mayor diagnóstico fue también R0 con 61 superficies (53.0%) y la menor frecuencia también R4 con 11 (9.6%). De igual forma, las radiografías digitales con sensor CCD reportó mayor frecuencia en R0 con 61 superficies (53%) y la menor R4 con 12 superficies (10.4%). Por último, el diagnóstico histológico presentó mayor frecuencia de lesiones R3 con 29 superficies (25.2%) y la menor frecuencia estuvo en R1 con 3 superficies (9.6%).

La Tabla 2 muestra el valor Az, área debajo de la curva, que permite evaluar la capacidad diagnóstica de un examen o prueba. El valor Az de la tomografía

computarizada de haz cónico del sistema I-Cat fue 0.90 (0.85-0.95) en premolares, 0.87 (0.78-0.95) en molares, 0.89 (0.82-0.96) para superficies proximales y 0.85 (0.79-0.92) para superficies oclusales. Los valores Az obtenidos para radiografías convencionales fueron 0.71 (0.64-0.78) para premolares, 0.71 (0.63-0.78) para molares, 0.69 (0.60-0.78) para superficies proximales y 0.71 (0.65-0.76) para superficies oclusales. Para el caso de las radiografía digitales con placa de fósforo se obtuvo valor Az 0.74 (0.68-0.80) en premolares, 0.72 (0.67-0.77) en molares, 0.75 (0.71-0.79) en superficies proximales y 0.68 (0.61-0.76) en superficies oclusales. Finalmente se hallaron los valores Az para el sistema de radiografía con sensor digital, en premolares 0.78 (0.74-0.83), molares 0.69 (0.62-0.77), superficies proximales 0.75 (0.68-0.81) y superficies oclusales 0.71 (0.65-0.77).

La Tabla 3 muestra las diferencias en los valores Az que se obtuvieron entre las pruebas diagnósticas para lesiones de caries dental in vitro. Estas diferencias se obtuvieron a través de la prueba DeLong⁷³. Los valores Az obtenidos por la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam (CBCT) del sistema I-Cat tuvo diferencias estadísticamente significativas con todos los otros sistemas de radiografía convencional, placa de fósforo y sensor digital; para las premolares, molares, superficies oclusales y proximales ($p < 0.01$). No se halló diferencias estadísticamente significativas entre la radiografía convencional, placa de fósforo y sensor digital ($p > 0.05$).

La Tabla 4 muestra la sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo (VPP), valor predictivo negativo (VPN) y exactitud de las cuatro pruebas diagnósticas frente al gold estándar histológico. El valor de sensibilidad para el CBCT fue de 0.84, la especificidad 0.93, VPP 0.98, VPN 0.53 y exactitud de 0.86. En el caso de las radiografías convencionales el valor obtenido de sensibilidad fue 0.49, especificidad 0.93, VPP 0.97, VPN 0.25 y exactitud de 0.56. Los sistemas radiográficos de placa de fósforo reportaron 0.48 de sensibilidad, 0.98 de especificidad, 0.99 VPP, 0.26 VPN y 0.56 de exactitud. Finalmente, el sensor digital obtuvo 0.51 de sensibilidad, 0.98 de especificidad, 0.99 VPP, 0.27 VPN y 0.58 de exactitud.

La Gráfica 1 muestra la sensibilidad y 1-especificidad de la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam del sistema I-Cat, radiografías convencionales, radiografía de sensor digital y con placa de fósforo a través de la curva ROC. Se evidencia la marcada proximidad del sistema I-Cat a la perfección (esquina superior izquierda de la gráfica). Las gráficas 2, 3, 4 y 5 muestran el comportamiento de las pruebas diagnósticas en premolares, molares, superficies proximales y oclusales respectivamente. En todas estas gráficas se evidencia el excelente comportamiento del sistema I-Cat CBCT como prueba de alta capacidad diagnóstica para lesiones de caries dental in vitro.

Tabla 1. Distribución de la muestra según diagnóstico de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo, radiografías con sensor digital e histológico in vitro.

TÉCNICAS DIAGNÓSTICAS			DIAGNÓSTICO DE CARIES DENTAL									
			R0		R1		R2		R3		R4	
			n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
CBCT												
	Diente											
		Premolar	43	16.2	33	12.4	19	7.1	32	12.0	17	6.4
		Molar	31	11.7	32	12.0	13	4.9	38	14.3	8	3.0
	Superficie											
		Proximal	36	13.5	65	24.4	19	7.1	45	16.9	11	4.1
		Oclusal	38	14.3	0	0.0	13	4.9	25	9.4	14	5.3
	Total		38	33.0	0	0.0	13	11.3	25	21.7	14	12.2
RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL												
	Diente											
		Premolar	82	30.8	20	7.5	12	4.5	16	6.0	14	5.3
		Molar	71	26.7	18	6.8	3	1.1	24	9.0	6	2.3
	Superficie											
		Proximal	91	34.2	38	14.3	15	5.6	22	8.3	10	3.8
		Oclusal	62	23.3	0	0.0	0	0.0	18	6.8	10	3.8
	Total		62	53.9	0	0.0	0	0.0	18	15.7	10	8.7
RADIOGRAFÍA PLACA DE FÓSFORO												
	Diente											
		Premolar	82	30.8	18	6.8	13	4.9	17	6.4	14	5.3
		Molar	76	28.6	12	4.5	3	1.1	23	8.6	8	3.0
	Superficie											
		Proximal	97	36.5	30	11.3	16	6	22	8.3	11	4.1
		Oclusal	61	22.9	0	0.0	0	0.0	18	6.8	11	4.1
	Total		61	53.0	0	0.0	0	0.0	18	15.7	11	9.6
RADIOGRAFÍA SENSOR DIGITAL												
	Diente											
		Premolar	77	28.9	17	6.4	12	4.5	22	8.3	16	6.0
		Molar	74	27.8	11	4.1	6	2.3	23	8.6	8	3.0
	Superficie											
		Proximal	90	33.8	28	10.5	18	6.8	28	10.5	12	4.5
		Oclusal	61	22.9	0	0.0	0	0.0	17	6.4	12	4.5
	Total		61	53.0	0	0.0	0	0.0	17	14.8	12	10.4
HISTOLÓGICO												
	Diente											
		Premolar	25	9.4	29	10.9	29	10.9	38	14.3	23	8.6
		Molar	17	6.4	32	12.0	19	7.1	32	12.0	22	8.3
	Superficie											
		Proximal	20	7.5	58	21.8	37	13.9	41	15.4	20	7.5
		Oclusal	22	8.3	3	1.1	11	4.1	29	10.9	25	9.4
	Total		22	19.1	3	2.6	11	9.6	29	25.2	25	21.7

CBCT: Tomografía de haz cónico Cone Beam I-Cat

n: Frecuencia absoluta.

%: Frecuencia relativa.

*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Tabla 2. Evaluación de la capacidad diagnóstica, Az (Área debajo de la curva), de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.

TÉCNICAS DIAGNÓSTICAS		Az	IC 95%	ES
Diente				
Premolar				
	CBCT	0.90	0.85 - 0.95	0.03
	Radiografía convencional	0.71	0.64 - 0.78	0.04
	Radiografía placa de fósforo	0.74	0.68 - 0.80	0.03
	Radiografía sensor digital	0.78	0.74 - 0.83	0.02
Molar				
	CBCT	0.87	0.78 - 0.95	0.04
	Radiografía convencional	0.71	0.63 - 0.78	0.04
	Radiografía placa de fósforo	0.72	0.67 - 0.77	0.03
	Radiografía sensor digital	0.69	0.62 - 0.77	0.04
Superficies				
Proximal				
	CBCT	0.89	0.82 - 0.96	0.04
	Radiografía convencional	0.69	0.60 - 0.78	0.05
	Radiografía placa de fósforo	0.75	0.71 - 0.79	0.02
	Radiografía sensor digital	0.75	0.68 - 0.81	0.03
Oclusal				
	CBCT	0.85	0.79 - 0.92	0.03
	Radiografía convencional	0.71	0.65 - 0.76	0.03
	Radiografía placa de fósforo	0.68	0.61 - 0.76	0.04
	Radiografía sensor digital	0.71	0.65 - 0.77	0.03
Total				
	CBCT	0.89	0.84 - 0.93	0.02
	Radiografía convencional	0.71	0.66 - 0.76	0.03
	Radiografía placa de fósforo	0.73	0.69 - 0.77	0.02
	Radiografía sensor digital	0.74	0.70 - 0.78	0.02

CBCT: Tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat

Az: Área debajo de la curva.

IC 95%: intervalo de confianza al 95%.

ES: Error estándar.

*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Tabla 3. Diferencias entre los valores Az (área debajo de la curva) en el diagnóstico de lesiones cariosas usando tomografía computarizada de haz cónico, radiografías bitewing convencional, de placa de fósforo y de sensor digital frente al diagnóstico histológico in vitro.

Pruebas diagnósticas	Premolar	Molar	Proximal	Oclusal	Total
CBCT	0.90 ^a	0.87 ^a	0.89 ^a	0.85 ^a	0.89 ^a
Radiografía convencional	0.71 ^b	0.71 ^b	0.69 ^b	0.71 ^b	0.71 ^b
Radiografía placa de fósforo	0.74 ^b	0.72 ^b	0.75 ^b	0.68 ^b	0.73 ^b
Radiografía sensor digital	0.78 ^b	0.69 ^b	0.75 ^b	0.71 ^b	0.74 ^b

a, diferencias estadísticamente significativas (Prueba De Long; $p < 0.01$),

b, diferencia estadísticamente no significativa (Prueba De Long; $p > 0.05$).

*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Tabla 4. Evaluación de pruebas diagnósticas de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.

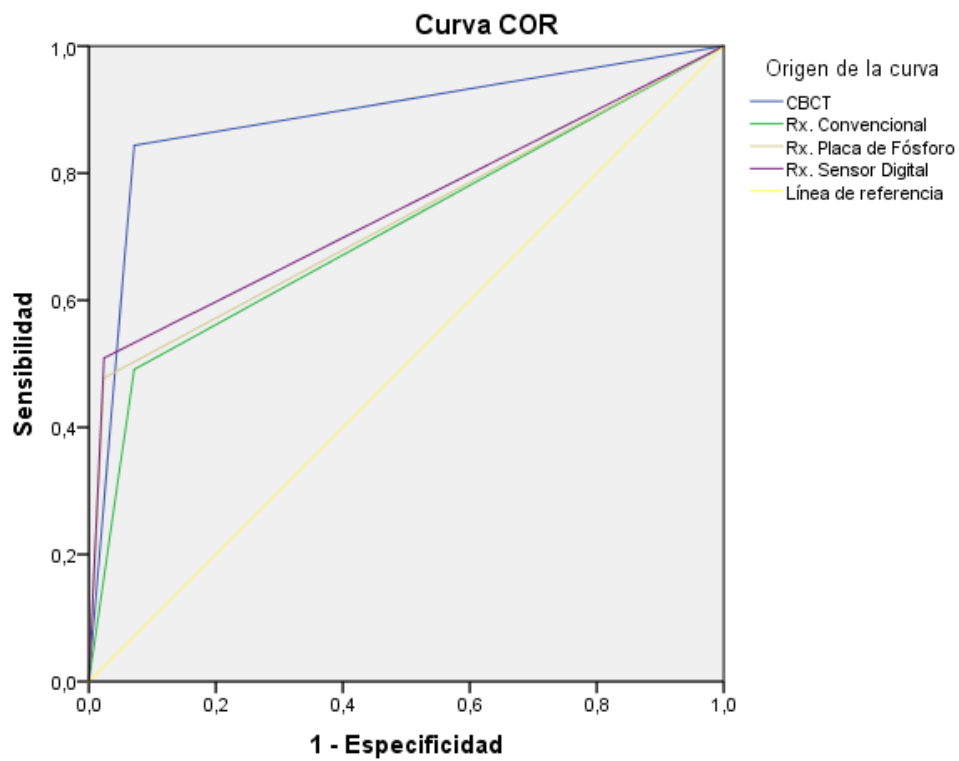
TÉCNICAS DIAGNÓSTICAS		Sensibilidad	Especificidad	VPP	VPN	Exactitud
CBCT						
Diente	Premolar	0.84	0.96	0.99	0.56	0.86
	Molar	0.85	0.88	0.98	0.48	0.85
Superficie	Proximal	0.88	0.90	0.99	0.50	0.89
	Oclusal	0.75	0.95	0.98	0.55	0.80
Total		0.84	0.93	0.98	0.53	0.86
RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL						
Diente	Premolar	0.50	0.92	0.97	0.28	0.58
	Molar	0.48	0.94	0.98	0.23	0.54
Superficie	Proximal	0.53	0.85	0.96	0.19	0.56
	Oclusal	0.41	1.00	1.00	0.35	0.56
Total		0.49	0.93	0.97	0.25	0.56
RADIOGRAFÍA PLACA DE FÓSFORO						
Diente	Premolar	0.51	0.96	0.98	0.29	0.59
	Molar	0.44	1.00	1.00	0.22	0.52
Superficie	Proximal	0.51	1.00	1.00	0.21	0.56
	Oclusal	0.41	0.95	0.97	0.34	0.54
Total		0.48	0.98	0.99	0.26	0.56
RADIOGRAFÍA SENSOR DIGITAL						
Diente	Premolar	0.56	1.00	1.00	0.32	0.64
	Molar	0.45	0.94	0.98	0.22	0.52
Superficie	Proximal	0.54	0.95	0.99	0.21	0.59
	Oclusal	0.43	1.00	1.00	0.36	0.57
Total		0.51	0.98	0.99	0.27	0.58

VPP: Valor predictivo positivo.

VPN: Valor predictivo negativo.

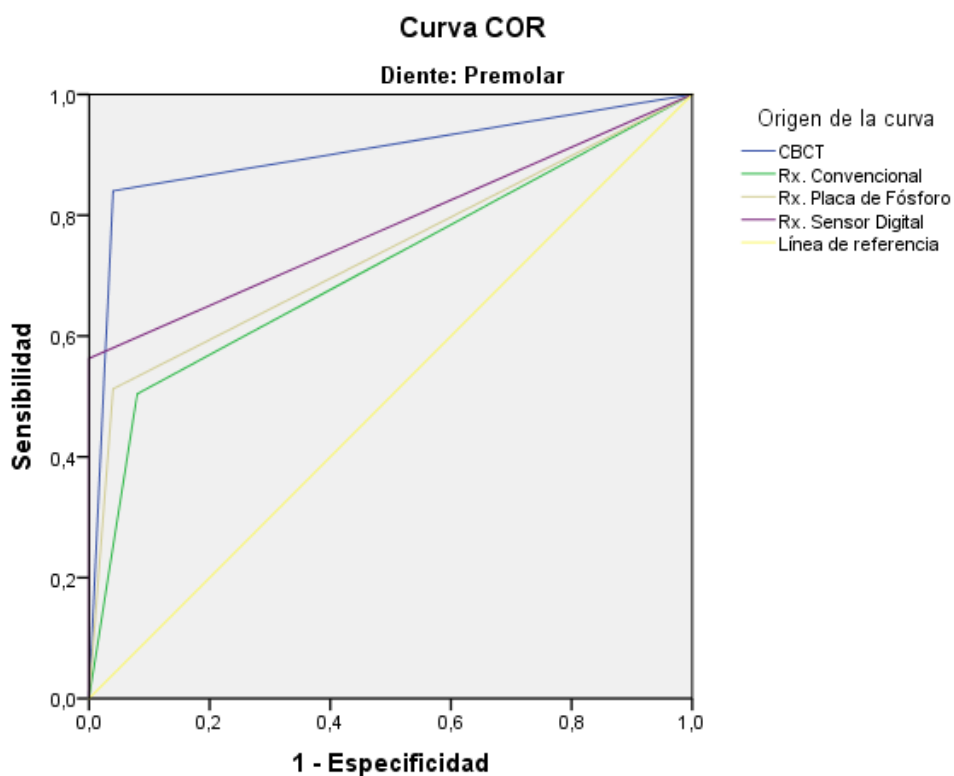
*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Gráfico 1. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.



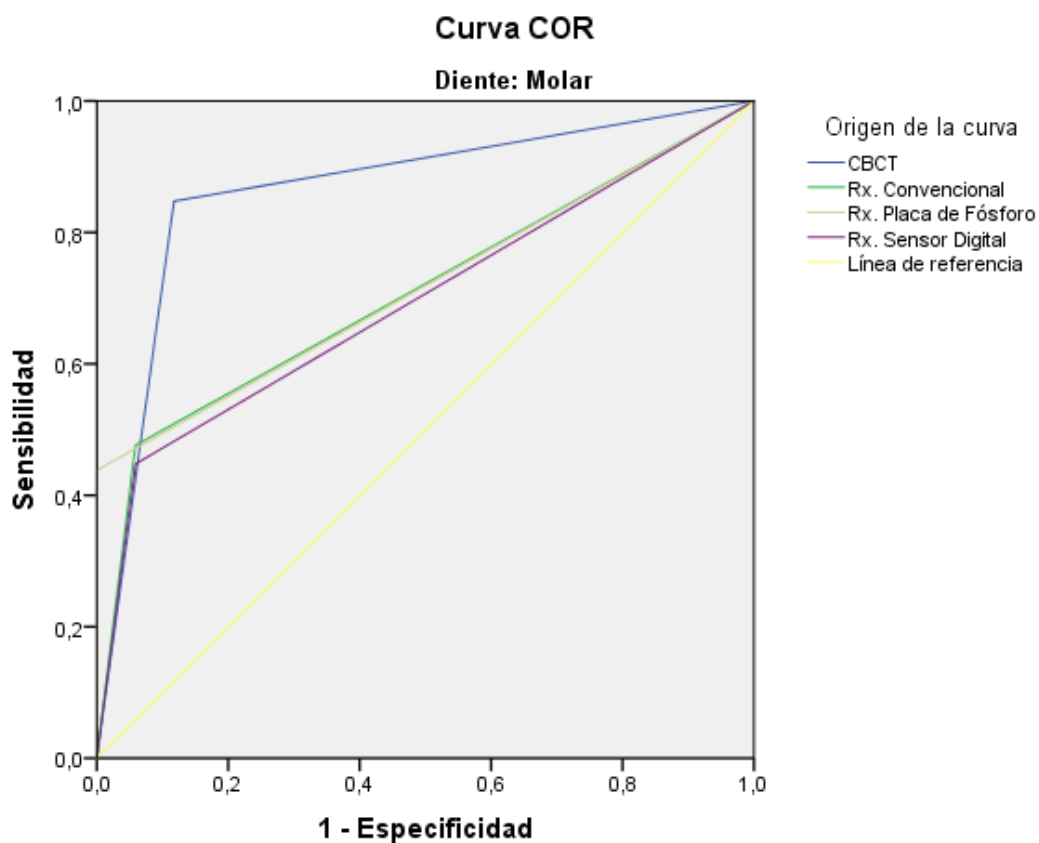
*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Gráfico 2. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en premolares usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.



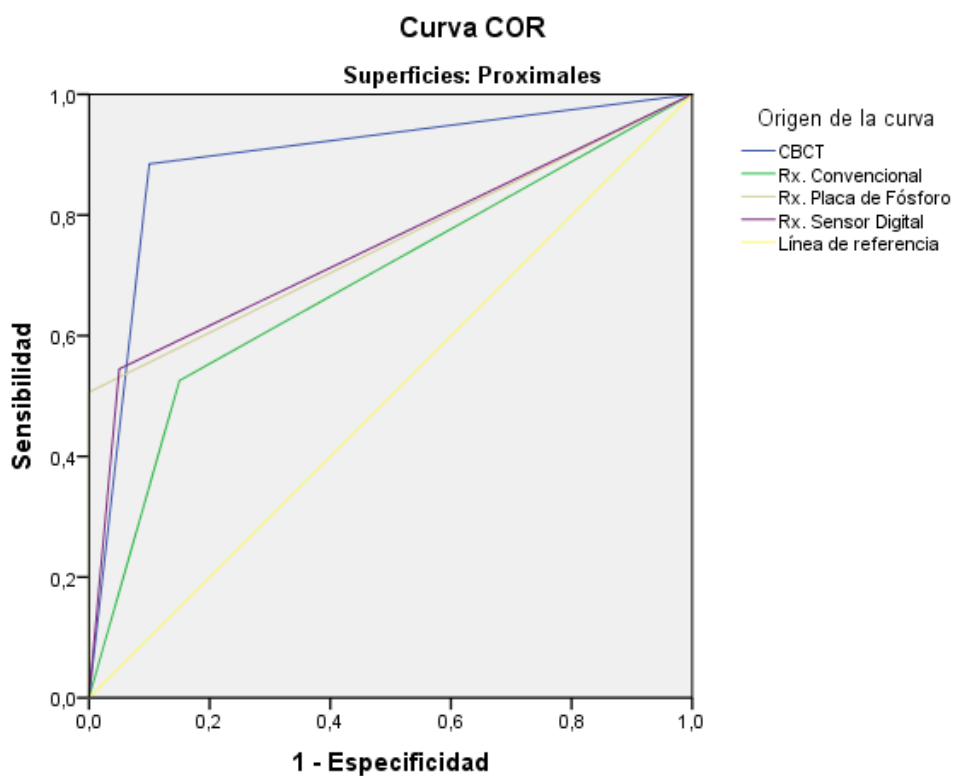
*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Gráfico 3. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en molares usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.



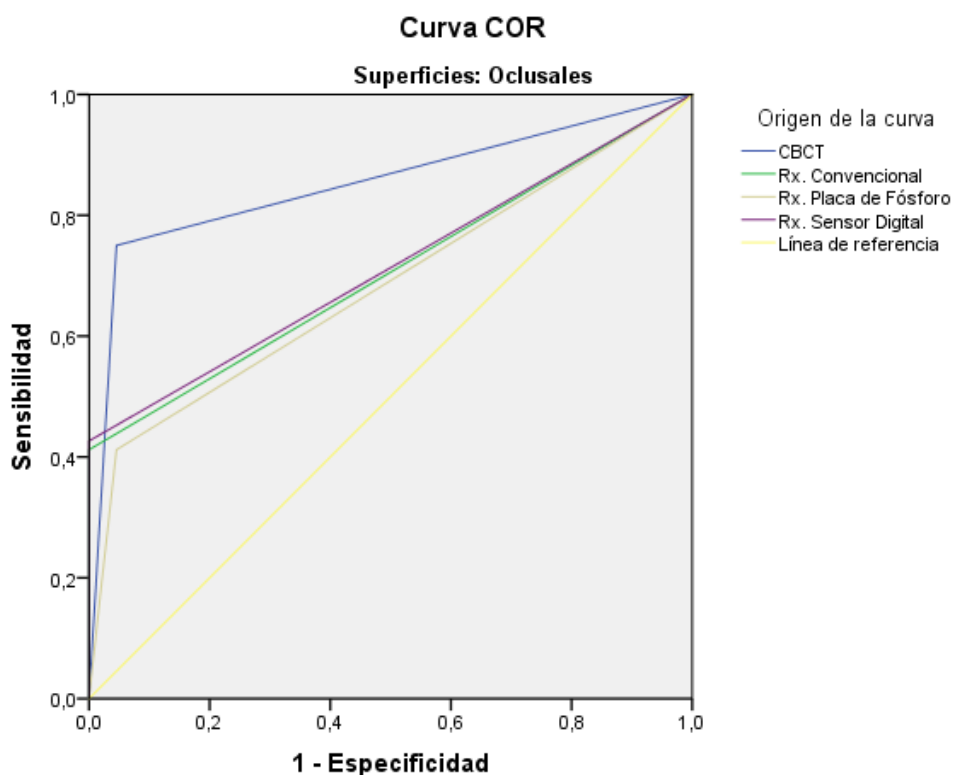
*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Gráfico 4. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en superficies proximales usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.



*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

Gráfico 5. Curva ROC para evaluación de la capacidad diagnóstica de lesiones de caries dental en superficies oclusales usando tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital frente al diagnóstico histológico (gold estándar) in vitro.



*: 100 piezas dentarias, 46 molares y 54 premolares, 176 superficies proximales y 90 oclusales.

VIII. DISCUSIÓN

Los resultados de la presente investigación hacen evidente que la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam realizada con el sistema I-Cat es una técnica válida para el diagnóstico de las lesiones de caries dental in vitro, comparada con los métodos radiológicos convencionales o digitales. Se afirman estos resultados porque el gold estándar utilizado para la presente investigación fue la evaluación histológica de los dientes y el valor Az obtenido fue de 0.89 (0.84-0.93), lo cual indica que se encuentra como una prueba diagnóstica efectiva mediante su validez diagnóstica para lesiones de caries dental in vitro.

En este tipo de investigaciones de pruebas diagnósticas, siempre se necesita la selección de un gold estándar, el cual es comparado con las nuevas técnicas diagnósticas, para la presente investigación el diagnóstico histológico fue considerado como gold estándar, y las demás técnicas radiográficas, incluyendo el CBCT. La sensibilidad (capacidad de diagnosticar enfermos) y la especificidad (capacidad de diagnosticar sanos),⁶⁶ son calculadas identificando las diferencias diagnósticas entre el gold estándar y las técnicas en prueba.

En la curva ROC se observan todos los pares de sensibilidad y especificidad resultantes del rango de resultados observados. En este gráfico se representan fácilmente la discriminación de las pruebas y permite compararlas visualmente. El

valor del área bajo la curva ROC (Valor Az) se relaciona directamente con la sensibilidad y especificidad de las pruebas. Al realizar la revisión de la literatura no existe un valor de Az a partir del cual se considere que una prueba diagnóstica sea capaz de discriminar pacientes sanos versus enfermos.⁷² Sin embargo, si se considera que un Az de 0,75 se encuentra a la mitad entre la no capacidad de discriminar (Az:0.50) y la perfección (Az: 1,00).⁶⁵ Por lo tanto, resulta razonable plantear que la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam realizada con el sistema ICat Az=0.89 (0.84-0.93), es una prueba de diagnóstico con capacidad aceptable de discriminar lesiones de caries dental in vitro. Para los sistemas de radiografías convencionales, sensor digital y placa de fósforo, cuyos resultados se encuentra por debajo de 0.75, se puede indicar que su capacidad diagnóstica es menor.

Existe una particular proliferación de marcas y modelos en sistemas de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam en la segunda década de este siglo. Sin embargo, la evidencia científica desarrollada en los últimos años para estas nuevas máquinas es bastante escasa y no puede ser aplicada para todos los sistemas en general.⁵² Por lo tanto, es conveniente que para realizar comparaciones de resultados en investigaciones sea entre equipos de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam de la misma marca y modelo. Al revisar la literatura, no se ha encontrado datos que hablen de la capacidad diagnóstica para lesiones de caries dental in vitro que utilicen el sistema I-Cat de tomografía volumétrica de haz

cónico, por lo que la presente investigación sería la primera en su tipo a nivel mundial.

Diferentes autores han realizado revisiones con otros sistemas de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam, reportando valores de Az inferiores a los hallados en el presente estudio. Cabe mencionar a Senel y colaboradores que reportaron un $Az=0.783\pm 0.035$ con el sistema Illuma 3D³⁶, Zhi-ling y colaboradores con un valor $Az=0.528\pm 0.049$ para el sistema ProMax 3D y 0.525 ± 0.023 para el sistema Kodak 9000.⁷⁴ También, las investigaciones de Kapypmaz y colaboradores quienes hallaron un valor $Az=0.705\pm 0.062$ para el equipo Kodak 9500⁷⁵, o las investigaciones de Qu y colaboradores con valor $Az=0.541\pm 0.033$ para el sistema NewTom 9000 y $Az=0.555\pm 0.044$ con el 3Dx Accuitomo.⁷⁶ Otra investigación realizada por Krzyzostaniak y colaboradores reportó un $Az=0.629$ (0.58-0.679) con el sistema NewTom 3G.⁷⁷ Todas estas investigaciones fueron realizadas en dientes in vitro, con un gold estándar histológico, al igual que la presente investigación. Sin embargo, en este estudio los observadores se encontraban más capacitados para la evaluación de caries dental con el sistema de tomografía de haz cónico Cone Beam I-Cat (CCI=0.98) y la calidad de la imagen del sistema I-Cat es muy alta, mostrando detalles que facilitan el diagnóstico de las lesiones de caries dental.

Otros autores reportan investigaciones realizadas con sistemas de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con valores de sensibilidad y especificidad inferiores. Haiter-Nieto y colaboradores obtuvieron un valor de sensibilidad de 0.18 y especificidad de 0.85 para el sistema NewTom 3G, y sensibilidad de 0.21 con especificidad de 0.89 para el sistema 3Dx Accuitomo.³⁴ Young y colaboradores reportaron una sensibilidad de 0.61 y especificidad de 0.95 para el sistema Accuitomo Plus.²⁹ Las mencionadas investigaciones se realizaron en dientes in vitro, el gold estándar en el trabajo de Haiter-Nieto y colaboradores fue histológico y en el caso de Young y colaboradores fue microtomografía. Esta investigación realizada, obtuvo un valor de sensibilidad de 0.84 y una especificidad de 0.93. Los valores de especificidad son similares lo cual indica que todos estos sistemas tienen una muy buena capacidad para identificar dientes sanos. Sin embargo, existe una diferencia importante en la sensibilidad entre el sistema de tomografía de haz cónico I-Cat con los otros, lo cual indica que el sistema tiene una mejor capacidad para diagnosticar los dientes con lesiones de caries dental, in vitro.

La presente investigación también abarcó las evaluaciones de capacidad diagnóstica de sistemas radiográficos, radiografía digital directa: CCD (Sirona® XIOS XG) y PSP (Dürr® VistaScan) y radiografía convencional Kodak® Ultraspeed para la detección de lesiones de caries dental in vitro.

La sensibilidad hallada en el presente estudio fue 0.51 para el sistema CCD, 0.48 para el sistema PSP y la radiografía convencional 0.49. La especificidad para el sistema CCD fue 0.98, para el sistema PSP 0.98 y para la radiografía convencional 0.93. Estos resultados concuerdan con estudios previos como el de Haiter-Neto y colaboradores quienes estudiaron los sistemas CMOS, CCD y PSP, entre ellos Vario DG de Sirona, el mismo que se usó en el presente estudio. Este sensor mostró una sensibilidad de 0.16 y una especificidad de 0.92 en la detección de lesiones de caries dental.³⁴ Por otro lado, Pontual y colaboradores compararon la sensibilidad y especificidad de tres sistemas PSP frente a una placa convencional en la detección de lesiones de caries dental, encontraron bajos valores de sensibilidad (0.14 – 0.16) y altos valores de especificidad (0.89 - 0.94).⁷⁸ Con estos resultados se demuestra la baja capacidad de los sistemas radiográficos digitales y convencionales para detectar lesiones de caries dental in vitro frente a la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con el sistema I-Cat, lo cual es lógico debido a que las radiografías en cualquiera de sus métodos, evalúan sólo en dos dimensiones espaciales mientras que la tomografía permite observar el diente en tres dimensiones. A pesar de esta diferencia significativa, los valores de especificidad de los sistemas radiográficos y tomográficos son bastante similares, lo cual indica que todos los sistemas de diagnóstico por imagen que utilicen rayos X son capaces de detectar en forma apropiada dientes sanos.

En el presente estudio se hallaron valores de $Az=0.74$ (0.70-0.78) para el sistema CCD, $Az=0.73$ (0.69-0.77) para el sistema PSP y para la radiografía convencional $Az=0.71$ (0.66-0.76). Tomando en cuenta los estudios de Swets,⁷² los tres dispositivos tienen una baja exactitud en la detección de lesiones de caries dental in vitro. Se han hallado resultados parecidos en los estudios de Krzyżostaniak y colaboradores y de Li y colaboradores, donde evaluaron piezas posteriores con el sistema de PSP Digora Optime y una película convencional y hallaron valores Az de 0.65 y 0.66, respectivamente.⁷⁷ Sin embargo, Li al evaluar tres sistemas de PSP a diferentes resoluciones, hallaron un valor Az de 0.60 para el PSP VistaScan con resolución de 10 pl/mm y 0.72 para el mismo sensor con resolución de 20 pl/mm.⁴⁸ Por otro lado, Şenel y colaboradores al estudiar piezas posteriores con película convencional, CCD Progeny Vision DX, PSP Digora Optime, hallaron valores Az de 0.73, 0.76 y 0.72 respectivamente.³⁶ Estos resultados son similares a los del presente estudio para CCD y PSP; sin embargo menores a los obtenidos en tomografía computarizada de Haz Cónico Cone Beam con sistema I-Cat, demostrando su menor capacidad diagnóstica en lesiones de caries dental in vitro.

Cuando se refiere al diagnóstico de lesiones de caries dental, no sólo se tiene los sistemas de diagnóstico en base a rayos X, sino una variedad de otros métodos. Dentro de ellos, la inspección visual clínica, la inspección visual validada como el sistema ICDASII (International Caries Detection and assessment system), el sistema de laser fluorescente, cámara de fluorescencia y la fluorescencia inducida

por luz como el QLF-D. Todos estos métodos de diagnóstico de lesiones de caries dental han sido evaluados para demostrar su sensibilidad, especificidad y valor Az. Así, para la inspección visual clínica Gimenez y colaboradores reportó una sensibilidad del 0.814, especificidad de 0.732 y $Az=0.86$.⁶⁴ Para el sistema ICDASII, Dulanto y colaboradores encontraron una sensibilidad de 0.67, especificidad de 0.76 y $Az=0.71$;⁷⁹ mientras que Jallad y colaboradores, para el mismo método, reportaron una sensibilidad de 0.82, especificidad de 0.86 y $Az=0.87$.⁸⁰ El sistema laser fluorescente evaluado en la investigación de Diniz y colaboradores reportó una sensibilidad de 0.89, especificidad de 0.80 y $Az=0.94$.⁸¹ Otro método avanzado para el diagnóstico de lesiones de caries dental es la cámara de fluorescencia, que en la investigación de Diniz y colaboradores halló una sensibilidad de 0.74, especificidad de 0.80 y $Az=0.79$.⁸¹ Cabe mencionar que Jallad y colaboradores reportaron evaluaciones para diagnóstico de lesiones de caries dental con un sistema de fluorescencia inducida por luz QLF-D, cuyos valores de sensibilidad, especificidad y Az fueron 0.84, 0.89 y 0.94 respectivamente.⁸⁰ Al observar estos resultados obtenidos por sistemas diferentes para el diagnóstico de lesiones de caries dental, se encuentra que el sistema de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con el sistema I-Cat, tiene similar capacidad diagnóstica que estos sistemas incluso superior a los de inspección visual. Todos han demostrado similar capacidad para detectar a los dientes sanos.

Los sistemas de tomografía volumétrica de haz cónico Cone Beam en cualquiera de sus versiones y marcas utilizan un tubo de rayos X para generar los fotones de energía capaces de interactuar con la materia orgánica y generar una imagen diagnóstica.³⁸ Pero al hablar de rayos X, es evidente que se trata de radiaciones ionizantes interactuando con un cuerpo humano, las cuales podrían generar alteraciones en algunos órganos o estructuras.⁸² Esto se podría considerar una limitación, sin embargo, todos los seres humanos estamos expuestos a la radiación ionizante a diario, conocida como radiación natural o de fondo. Esta proviene principalmente del espacio y según investigaciones puede ser equivalente a 0.008mSv por día.⁵² Se resalta que la radiación natural está directamente relacionada con la altitud a la cual vive una persona o si esta suele tener frecuencia de viajes por avión. Se ha calculado que una persona que vuela de Londres a Los Ángeles recibe en el trayecto 0.080mSv,⁸³ lo cual sería equivalente a unos 10 días de radiación natural. Una radiografía periapical convencional, como la utilizada en esta investigación, tiene una dosis de radiación aproximada de 0.0083mSv⁵², lo cual equivale a un día de radiación natural. La radiografía panorámica digital, utilizada mundialmente como herramienta de diagnóstico en odontología, tiene una dosis aproximada que oscila entre 0.014mSv y 0.024mSv⁸⁴, lo cual equivale entre 2 y 3 días de radiación natural. La tomografía volumétrica de haz cónico Cone Beam con el sistema I-Cat presenta un dosis estimada de 0.087mSv⁸⁵, equivalente a 11 días de radiación natural. Tal vez esta dosis parezca alta, pero se vuelve ínfima, si se compara con la dosis de una tomografía espiral multicorte que se realiza

rutinariamente en un servicio de radiología médica, para la evaluación cerebral de pacientes con cefaleas recurrentes, que tiene una dosis aproximada de 0.860mSv;⁵⁶ y cuyo equivalente se aproxima a los 108 días de radiación natural. Este tipo de información debe ser clara para que se pueda comprender la baja dosis de radiación que se utiliza en una tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con sistema I-Cat.

En la experiencia del autor, los artefactos en la imagen generados por los equipos de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam y el escaso entrenamiento de los profesionales de la salud oral para observar tomografía deberían ser consideradas limitaciones del sistema. En referencia a los artefactos producidos como el Beam Hardening o endurecimiento del haz de rayos X, una imagen hipodensa (negra) que aparece debajo o alrededor de los objetos metálicos de alta densidad como las obturaciones de amalgama o los implantes de titanio³⁸, y que dificultan la adecuada interpretación de una imagen, pudiendo ser diagnosticada una amalgama con lesión de caries recidivante o un implante con falla en la osteointegración, son reales limitaciones de este tipo de equipo.

En referencia al entrenamiento del observador, también constituye una limitación actual de la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam. La Comisión Europea recomendó que aquellos profesionales de la salud oral, incluso especialistas en Radiología Oral y Maxilofacial que no hayan recibido un adecuada

formación teórica y práctica en los sistemas de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam deben someterse a un entrenamiento adicional validado y certificado por una institución académica (Universidad o equivalente de acuerdo al país). Además mencionó, que cuando exista el requisito nacional para la interpretación de imágenes y la respectiva emisión de informes o reportes de las tomografías computarizadas de Haz Cónico Cone Beam, estos sólo deberían ser realizados por Radiólogos certificados del área cuya educación se halla realizado en instituciones académicas certificadas (Universidad o equivalente de acuerdo al país).⁵² Para la presente investigación, todos los observadores fueron especialistas en Radiología Oral y Maxilofacial.

Se puede considerar limitaciones del estudio lo siguiente, una es la existencia de sólo tres observadores. A pesar que todos fueron especialistas en Radiología Oral y Maxilofacial y además apropiadamente calibrados para las observaciones (CCI=0.98), investigaciones similares como la de Young y colaboradores²⁹ o Zhi-Ling y colaboradores⁷⁴, emplearon 8 y 7 observadores respectivamente. Lamentablemente, fue imposible contar con tantos observadores que cumplieran con los años de experiencia en la visualización de tomografías computarizadas de haz cónico Cone Beam con el sistema I-Cat, lo que hubiera permitido tener un grupo mayor de observadores evitando un posible sesgo de observación.

Las exigencias actuales de niveles apropiados en diagnóstico para enfermedades altamente prevalentes, como la caries dental, demanda a la profesión odontológica tener herramientas que le permitan diagnosticar, con poco margen de error, la enfermedad. De acuerdo a esta investigación, la tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam con sistema I-Cat se podría convertir en esta herramienta. Como se mencionó anteriormente, el tubo de rayos x de este equipo tiene la capacidad de generar un fotón de rayos x con mayor poder de penetración y más energía, permitiendo la obtención de una mejor calidad de imagen a una menor dosis de radiación.

Otro de los puntos importantes a discutir, es la implementación del CBCT como método diagnóstico para el diagnóstico de caries dental, analizando sólo el costo del procedimiento frente las otras técnicas radiográficas, éste sigue siendo muy alto, sin embargo, al hacer un análisis de costo-eficacia, el diagnóstico por CBCT para caries dental en un protocolo de atención de pacientes con necesidad de tratamiento ortodrómico, es la mejor elección.⁸⁶

Es así que, un siguiente paso es la implementación de la técnica CBCT dentro del sistema de salud pública, siendo un buen método para el diagnóstico de caries dental reconocido por la Organización Mundial de la Salud (OMS), quedando demostrado en la presente investigación su superioridad frente a las otras técnicas radiográficas evaluadas, teniendo la CBCT una mejor capacidad diagnóstica. Un

sistema de salud que incluya esta técnica no necesariamente obliga al Estado la adquisición de equipos, podría enmarcarse en las Asociaciones Público Privadas (APP), las cuales están teniendo mayor amplitud en un sistema de salud moderno, donde la rectoría tiene supremacía sobre la prestación, es importante, seguir discutiendo en futuras investigaciones la viabilidad y factibilidad de implementar un sistema como el descrito.

Finalmente, la presente investigación debe dar lugar a desarrollar estudios clínicos, evaluaciones de costo-efectividad, costo-beneficioso y otros, del sistema I-Cat para tomografía computarizada de haz cónico. Esto podría a futuro, hacer que se masifique su empleo y todas las personas que sufren de caries dental, puedan tener un diagnóstico apropiado que los lleve a un tratamiento adecuado.

IX. CONCLUSIONES

De la hipótesis de estudio y objetivo general se puede concluir que:

La tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam realizada con el sistema I-Cat fue una técnica válida para el diagnóstico de lesiones de caries dental in vitro.

Y de forma específica:

1. La tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat tuvo mayor capacidad diagnóstica (Az) que la radiología con sensor digital, radiología con placa de fósforo y radiología con película convencional en la interpretación de lesiones de caries dental en molares, premolares, superficie oclusal y proximal, in vitro.
2. La tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat presentó diferencia estadísticamente significativas de valores de Az mayores que los valores Az de las radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital en la interpretación de lesiones de caries dental en molares, premolares, superficie oclusal y proximal, in vitro.

3. La tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat, presentó mayores valores de sensibilidad, especificidad, valor predictivo negativo y exactitud que las radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital, y semejantes al valores predictivo positivo de las otras técnicas en la interpretación de lesiones de caries dental en molares, premolares, superficie oclusal y proximal, in vitro.

4. La tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat tuvo una mejor curva ROC que las radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital en la interpretación de lesiones de caries dental, in vitro.

5. La tomografía computarizada de haz cónico con sistema I-Cat tuvo una mejor curva ROC que las radiografías con película convencional, radiografías con placa de fósforo y radiografías con sensor digital en la interpretación de lesiones de caries dental en molares, premolares, superficie oclusal y proximal, in vitro.

X. RECOMENDACIONES

1. Realizar ensayos clínicos con el sistema I-Cat de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam para probar su validez en el diagnóstico de lesiones de caries dental in vivo.
2. Realizar investigaciones del costo-efectividad y costo beneficio en la aplicación de tomografía computarizada de haz cónico Cone Beam, como herramienta de diagnóstico para caries dental.
3. Seguir desarrollando investigaciones en el campo del diagnóstico de enfermedades bucales más prevalentes adecuándose a las nuevas tecnologías.

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Astvaldsdottir A, Ahlund K, Holbrook WP, de Verdier B, Tranaeus S. Approximal Caries Detection by DIFOTI: In Vitro Comparison of Diagnostic Accuracy/Efficacy with Film and Digital Radiography. *Int J Dentistry*. 2012; 8: 1-4.
2. Fanning B. CBCT- The justification process, audit and review of the recent literature. *J Ir Dent Assoc*. 2011; 57(5): 256-61.
3. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for the dental imaging based on cone-beam technique: Preliminary results. *Eur Radiol*. 1998; 8(9):1558-64.
4. Kau C, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis R. Cone- beam computed tomography of the maxillofacial region- an update. *Int J Med*. 2009,5(4):366-80.
5. Whaites E. *Essentials of dental radiography and radiology*. 3ra ed. London: Elseiver Science; 2003.
6. Ludlow J, Davies L, White S. Patient risk related to common dental radiographic examinations. *J Am Dent Assoc*. 2008; 3(139): 1237-43.
7. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010; 110(6): 770-6.

8. Isaacson KG, Thom AR, Horner K, Whaites E. Guidelines for the use of Radiographs in Clinical Orthodontics. 3ra ed. London: British Orthodontic Society; 2008.
9. Nithila A, Bourgeois D, Barmes E, Murtomaa H. Banco mundial de datos sobre salud bucodental de la OMS, 1986-1996: panorámica de las encuestas de salud bucodental a los 12 años de edad. J Public Health. 1998; 4(6):411-17.
10. Sheiham A, James WP. Diet and dental caries: the pivotal role of free sugars reemphasized. J Dent Res. 2015; 94(10); 1341-7.
11. González S, González N, González N. Salud dental: relación entre la caries dental y el consumo de alimentos. Nutr. Hosp. 2013; 28 (4): 64-71.
12. Fejerskov O. Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. Caries Res. 2004; 38(3): 182-91.
13. Kidd EAM, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic Biofilms. J Dent Res. 2004; (Spec Iss C):C35-8.
14. Marsh PD Ecological approaches to oral biofilms: control without killing. Caries Res. 2015; 49 (Suppl 1): 46-54.
15. Wolff MS, Larson Ch. The cariogenic dental biofilm: good, bad or just something to control? Braz Oral Res. 2009; 23 (Spec Iss 1): 31-8.
16. OMS. Informe sobre el problema mundial de las enfermedades bucodentales. OMS; 2004. (Consultado: 30 de de enero del 2014). Disponible en URL: <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2004/pr15/es/>.

17. Berkowitz, RJ. Mutans streptococcus: acquisition and transmission. *Pediatr Dent.* 2006; 28(2): 106-9.
18. Pitts NB, Rimmer PA. An in vivo comparison of radiographic and directly assessed clinical caries status of posterior approximal surfaces in primary and permanent teeth. *Caries Res.*1992; 3(26): 146-52.
19. Down FJ. Saliva and dental caries. *Dent Clin North Am.* 1990; 43 (4): 579-97.
20. Nyvad B. Diagnosis versus detection of caries. *Caries Res.* 2004; 38(3): 192-8.
21. Baelum V. What is an appropriate caries diagnosis? *Acta Odont Scand.* 2010; 68(2): 65-79.
22. Manton DJ. Diagnosis of early caries lesion. *Aust Dent J.* 2013; 58(Suppl 1):35-9.
23. Braga MM, Mendes F, Ekstrand K. Detection activity assessment and diagnosis of dental caries lesions. *Dent Clin North Am.* 2010;54(3): 479-93.
24. Jablonski-Momeni A, Stachniss V, Ricketts DN, Heinzl-Gutenbrunner M, Pieper K. Reproducibility and accuracy of the ICDAS II for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res.* 2008; 42(2): 79-87.
25. Akdeniz G, Grondahl G, Magnusson B. Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries Res.* 2006; 40(3):202-07.
26. Van Daatselaar AN, Tyndall DA, Verheij H, Van der Stelt PF. Minimum number of basis projections for caries detection with local CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(6): 355-60.

27. Van Daatselaar AN, Van der Stelt PF, Weenen J. Effect of number of projections on image quality of local CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(6): 361-9.
28. Tsuchida R, Araki K, Okano T. Evaluation of a limited cone beam volumetric imaging system: comparison with film radiography in detecting incipient proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 3(104):412-26.
29. Young SM, Lee JT, Hodges RJ, Chang TL, Elashoff DA, White SC. A comparative study of High Resolution Cone Beam Computed Tomography and Charge coupled device sensors for detecting caries. *Dentomaxillofacial Radiology* 2009; 38:445-51.
30. McNeil BJ, Hanley JA. Statistical approaches to the analysis of receiver operating characteristic (ROC) curves. *Med Dec Making.* 1984; 3(4): 137-50.
31. Park YS, Bae KH, Chang J, Shon WJ. Theory of X ray microcomputed tomography in dental research: application for the caries research. *J Korean Acad Conserv Dent.* 2011; 36(2): 98-107.
32. Khan EA, Tyndall DA, Caplan D. Extraoral imaging for proximal caries detection: Bitewings vs scanogram. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98(6): 730-7.
33. Wenzel A, Hintze H. The choice of gold standard for evaluating tests for caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28(3): 132-6.

34. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofacial Radiology* 2008; 37: 18-22.
35. Kamburoğlu K, Kursun S. A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *Int Endod J.* 2010; 43(9): 798–807.
36. Şenel B, Kamburoğlu K, Üçok O, Yüksel SP, Özen T, Avsever H. Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39(8): 501-11.
37. Kaipmaz A. Detect Artificial Secondary Occlusal Caries Health And Social Care Essay. (Consultado el 18 de Enero de 2014). Disponible en: <http://www.ukessays.com/essays/health-and-social-care/detect-artificial-secondary-occlusal-caries-health-and-social-care-essay.php>.
38. White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology: Principles and interpretation.* 7ma ed. Missouri: Elsevier Science; 2014.
39. Analui M, Stookey GK. Direct digital radiography for caries detection and analysis. *Mongr Oral Sci.* 2000; 17: 1-19.
40. Isaacson KG, Thom AR, Horner K, Whaites E. *Guidelines for the use of radiographs in clinical orthodontics.* 3ra ed. London: British Orthodontic Society; 2008.
41. Wenzel A. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. *J Dent Res.* 2004; 83(Spec Iss C): C72-5.

42. Wenzel A, Pitts NB, Verdonschot EH, Kalsbeek H. Developments in radiographic caries diagnosis. *J Dent.* 1993; 21: 131-40.
43. Wenzel A. Digital radiography and caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998; 27(1): 3-11.
44. Tyndall DA, Rathore S. Cone Beam- CT Diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment and endodontic applications. *Dent Clin N Am.* 2008; 52(4):825-41.
45. Wenzel A, Pitts N, Verdonschot EH, Kalsbeek H. Developments in radiographic caries diagnosis. *J Dent.* 1993;(21): 131-40.
46. Henostroza H. Caries dental. Principios y procedimientos para el diagnóstico. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2007.
47. Moystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl HG. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996; 25(4): 202-6.
48. Li G, Berkhout WER, Sanderink GC, Martins M, van der Stelt PF. Detection of in vitro proximal caries in storage phosphor plate radiographs scanned with different resolutions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(6):325–9.
49. Farman TT, Farman AG. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005; 99: 485–9.

50. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002; 31: 126-30.
51. Wenzel A, Moystad A. Decision criteria and characteristics of Norwegian general dental practitioners selecting digital radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2001; 3(30): 197–202.
52. European Commission. Radiation protection No. 172: evidence based guidelines on cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg; 2012
53. Van Daatselaar AN, Dunn SM, Spoelder HJ, Germans DM, Renambot L, Bal HE, Van der Stelt PF. Feasibility of local CT of dental tissues. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32(3): 173-80.
54. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;(8): 1558–64.
55. Baum U, Greess H, Lell M, Nomayr A, Lenz M. Imaging of head and neck tumors—methods: CT, spiral-CT, multislice- spiral- CT. *Eur J Radiol.* 2000;3(33):153-60.
56. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009; 71: 461-468.

57. Haak R, Wicht MJ, Noack MJ. Conventional, digital and contrast enhanced bite wing radiographs in the decision to restore proximal carious lesions. *Caries Res.* 2001; 3(35): 193-200.
58. Kalanthingal S, Mol A, Tyndall D, Caplan D. In vitro assessment of cone beam local computed tomography for proximal caries detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104(5): 699-704.
59. Pitts NB. Systems for grading approximal carious lesions and overlaps diagnosed from bitewing radiographs. Proposal for future standardizations. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1984; 12: 114-22.
60. Ten Cate A. *Histología Oral*. 2da. Ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 1986.
61. Fejerskov O, Thylstrup A. *Patología de la caries dental*. En: Thylstrup A, Fejerskov O, (editores). *Caries*. Barcelona: Ediciones Doyma; 1988.
62. Hidalgo R. Las metaloproteinasas y el progreso de la lesión cariosa en dentina. *RevEstomatol Herediana.* 2006; 16 (1):64-72.
63. Kamburoğlu K, Kurt H, Kolsuz, Öztaş, Tatar İ, Çelik H. Occlusal caries depth measurements obtained by five different imaging modalities. 2011; 24(5): 804-13.
64. Gimenez T, Piovesan C, Braga MM, Raggio DP, Deery C, Ricketts DN, Ekstrand KR, Mendes FM. Visual Inspection for Caries Detection: A Systematic Review an Meta-Analysis. *J Dent Res.* 2015; 94(7): 895-904.

65. Goncalves L, Subtil A, Oliveira MR, Bermudez P. ROC curve estimation: an overview. *REVSTAT*. 2014; 12(1): 1-20.
66. López de Ullibarri GI, Pita FS. Curvas ROC. *Cad Aten Primaria*. 1998; 5 (4): 229-35.
67. Medina M. Generalidades de las pruebas diagnósticas, y su utilidad en la toma de decisiones médicas. *Rev Colomb Psiquiat*. 2011;40 (4):787-97.
68. Moreno T, Guevara C, Morales V, Feres R, Resende do C, Miranda Ch. Uso de dientes humanos en la enseñanza odontológica: Aspectos éticos, legales y de bioseguridad. *Act Odont Venezolana*. 2012; 50(2): 55-9.
69. Dominici, JT, Eleazer, PD, Clark, SJ, Staat, RH, Scheetz, JP. Disinfection/sterilization of extracted teeth for dental student use. *J Dent Educ*. 2001; 65(11): 1278-80.
70. Petersen PE, Baez RJ, World Health Organization. *Oral health surveys: basic methods*. 2013.
71. Argimón JM, Jiménez J. *Métodos de investigación*. Madrid: Ediciones Harcourt S.A.; 1999.
72. Swets JA. Measuring the accuracy of diagnostic systems. *Science* 1988; 240 (4857): 1285-93.
73. DeLong ER, DeLong DM, Clarke-Pearson DL. Comparing the areas under two or more correlated receiver operating characteristic curves: a nonparametric approach. *Biometrics* 1988; 44(3): 837-45.

74. Zhi-ling Z, Xing-min Q, Gang L, Zu-Yan Z, Xu-Chen M. The detection accuracies for proximal caries by cone beam computed tomography, film and phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 111: 103-8.
75. Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Can G. An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. *Eur J Radiol*. 2011; 80(2): 478-82.
76. Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X. Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *Eur J Radiol*. 2011; 79(2): e24-7.
77. Krzyzostaniak J, Kulczyk T, Czarnecka B, Surdacka A. A comparative study of the diagnostic accuracy of cone beam computed tomography and intraoral radiographic modalities for the detection of noncavitated caries. *Clin Oral Investig*. 2015; 19(3): 667-72.
78. Pontual AA, De Melo DP, De Almeida SM, Boscolo FN, Haiter Neto F. Comparison of digital system and conventional dental film for the detection of approximal enamel caries. *Dentomaxillofac Radiol*; 2010; 39(7): 431-6.
79. Dulanto JA. Validación histológica in vitro de ICDAS-II y Micro-CT para la detección de lesiones de caries proximales y oclusales. Tesis Máster. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2015.

80. Jallad M, Zero D, Eckert G, Zandona A. In vitro detection of occlusal caries on permanent teeth by a visual, light-induced fluorescence and photothermal radiometry and modulated luminescence methods. *Caries Res* 2015; 49:523-30.
81. Diniz M, Boldieri T, Rodrigues J, Santos-Pinto L, Lussi A, Cordeiro R. The performance of conventional and fluorescence-based methods for occlusal caries detection: An in vivo study with histologic validation. *JADA* 2012; 143: 339-50.
82. Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R. Effective dose of dental CBCT a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 4-25.
83. Geleijns J. Optimisation of radiation protection for pediatric and adult patients in radiography and computed tomography. Third European IRPA Congress, June 2010.
84. Garcia Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Gründler K, Visser H, Hirsch E. Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008; 106(4): 571-7.
85. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106: 106-114.

86. León-Manco RA, Beltrán J, Best P. Evaluación costo-eficacia de protocolos diagnósticos de caries dental en pacientes para tratamiento ortodóntico (Póster). Lima: I Congreso Nacional de Salud Pública Estomatológica, Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2017.

ANEXOS

Anexo 1
Ficha de Registro

Código	Pieza	Superficie	Técnicas Diagnósticas					
			Histopatológico	CBCT	Radiográfico			
					Convencional	PSP	CCD	

Anexo 4

Calibración inter-examinador del diagnóstico de lesiones cariosas usando tomografía computarizada de haz cónico in vitro.

DIENTE	Diagnóstico de caries dental	
	CCI	
	Valor	p
Premolar		
Mesial	0.99	<0.01
Distal	0.98	<0.01
Oclusal	0.98	<0.01
Total	0.98	<0.01
Molar		
Mesial	0.99	<0.01
Distal	0.98	<0.01
Oclusal	0.94	<0.01
Total	0.96	<0.01
Superficie		
Mesial	0.99	<0.01
Distal	0.98	<0.01
Oclusal	0.96	<0.01
TOTAL	0.98	<0.01

CCI: Coeficiente de correlación intraclase

p: Nivel de significancia estadística.

*: Se evaluaron 30 molares y 30 premolares, 30 superficies mesiales, 30 distales y 60 oclusales.

** : En base a tres examinadores.

Anexo 5

Calibración inter-examinador del diagnóstico de lesiones cariosas usando radiografías bitewing de sensor digital in vitro.

DIENTE	Diagnóstico de caries dental	
	CCI	
	Valor	p
Premolar		
Mesial	0.98	<0.01
Distal	0.98	<0.01
Oclusal	1.00	<0.01
Total	0.99	<0.01
Molar		
Mesial	0.93	<0.01
Distal	0.99	<0.01
Oclusal	1.00	<0.01
Total	0.98	<0.01
Superficie		
Mesial	0.96	<0.01
Distal	0.98	<0.01
Oclusal	1.00	<0.01
TOTAL		0.98 <0.01

CCI: Coeficiente de correlación intraclase

p: Nivel de significancia estadística.

*: Se evaluaron 30 molares y 30 premolares, 30 superficies mesiales, 30 distales y 60 oclusales.

** : En base a tres examinadores.

Anexo 6

Calibración inter-examinador del diagnóstico de lesiones cariosas proximales usando radiografías bitewing de placa de fósforo in vitro.

DIENTE	Diagnóstico de caries dental	
	CCI	
	Valor	p
Premolar		
Mesial	0.86	<0.01
Distal	0.93	<0.01
Oclusal	0.84	<0.01
Total	0.88	<0.01
Molar		
Mesial	0.86	<0.01
Distal	0.96	<0.01
Oclusal	0.93	<0.01
Total	0.92	<0.01
Superficie		
Mesial	0.87	<0.01
Distal	0.94	<0.01
Oclusal	0.89	<0.01
TOTAL		0.90 <0.01

CCI: Coeficiente de correlación intraclase

p: Nivel de significancia estadística.

*: Se evaluaron 30 molares y 30 premolares, 30 superficies mesiales, 30 distales y 60 oclusales.

** : En base a tres examinadores.

Anexo 7

Calibración inter-examinador del diagnóstico de lesiones cariosas proximales usando radiografías bitewing convencionales in vitro.

DIENTE	Diagnóstico de caries dental	
	CCI	
	Valor	p
Premolar		
Mesial	0.85	<0.01
Distal	0.92	<0.01
Oclusal	0.89	<0.01
Total	0.89	<0.01
Molar		
Mesial	0.84	<0.01
Distal	0.95	<0.01
Oclusal	0.91	<0.01
Total	0.91	<0.01
Superficie		
Mesial	0.85	<0.01
Distal	0.93	<0.01
Oclusal	0.90	<0.01
TOTAL		0.90 <0.01

CCI: Coeficiente de correlación intraclase

p: Nivel de significancia estadística.

*: Se evaluaron 30 molares y 30 premolares, 30 superficies mesiales, 30 distales y 60 oclusales.

** : En base a tres examinadores.



Figura 1. Maquetas con dientes premolares y molares utilizadas para la investigación.

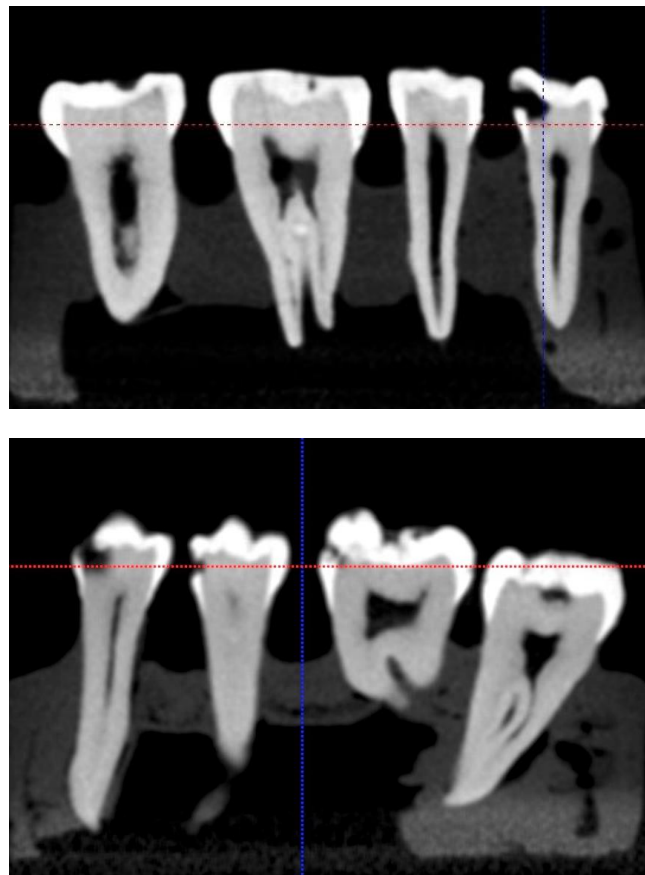


Figura 2. Equipo de tomografía computarizada de haz cónico I-Cat y maqueta ubicada en plataforma para adquisición de imágenes. Ejemplo de imágenes obtenidas para la interpretación de caries dental.

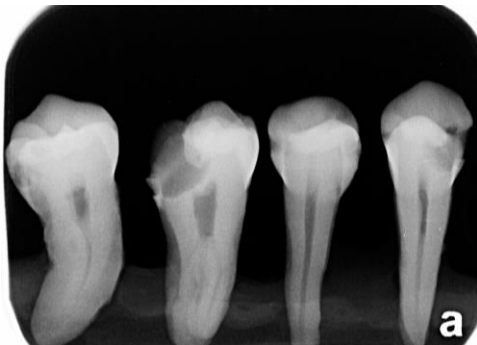


Figura 3. Equipo de placa de fósforo PSP. Se evidencia como se ubicaron las placas de fósforo en las maquetas, además de el escáner y ejemplo de imágenes obtenidas para evaluación de caries dental.

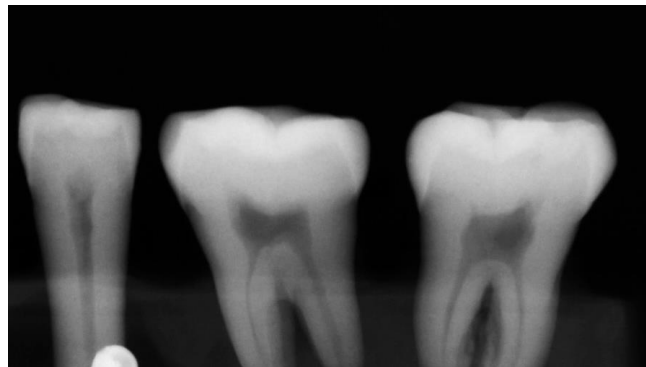
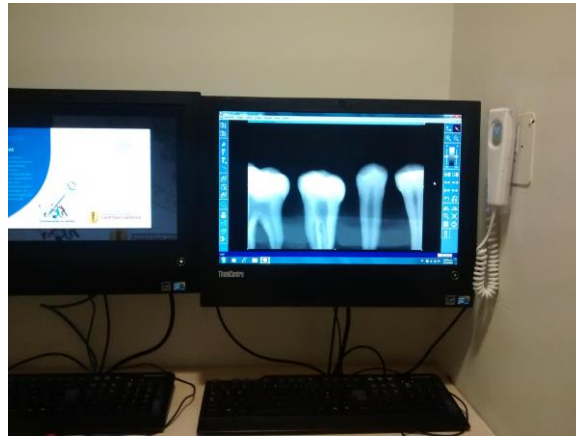
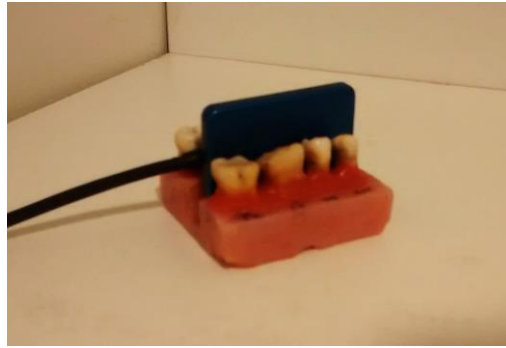


Figura 4. Equipo de sensor digital CCD. Se evidencia como se ubicó el sensor CCD en las maquetas, adquisición en el monitor y ejemplo de imágenes obtenidas para evaluación de caries dental.



Figura 5. Equipo de radiografía convencional. Se evidencia el modelo de placas radiográficas convencionales, su disposición para la toma radiográfica y como se realizó su evaluación.



Figura 6. Procesamiento de los especímenes. Seccionamiento de los dientes hasta obtener un grosor de 500 μm de cada espécimen. Ejemplo de microfotografía de corte histológico de diente.