

UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA UNIVERSITARIA DE TECNOLOGÍA MÉDICA
LICENCIATURA EN IMAGENOLÓGÍA



Efectos de los parámetros de exposición en la localización del canal mandibular en la tomografía computada multi-slice.

MONOGRAFÍA FINAL
Julio Mársico – Eduardo Aguirrezabala

MONTEVIDEO, URUGUAY

2017

HOJA DE APROBACIÓN

Fecha:

Autores:

Julio Mársico

Eduardo Aguirrezabala

Tutores:

Gainer Jasa

Natalia Viera

TABLA DE CONTENIDOS

INTRODUCCION	1
OBJETIVOS	2
MARCO TEÓRICO	3
MATERIALES Y MÉTODOS	15
RESULTADOS	19
DISCUSIÓN	22
CONCLUSIONES	24
BIBLIOGRAFÍA	25
ANEXO	28

INTRODUCCIÓN

La Odontología está pasando por un período de cambios tecnológicos cada vez más intensos, que van desde nuevas técnicas de diagnóstico clínico hasta numerosas modalidades de tratamiento. Ese proceso evolutivo se debe principalmente a la tecnología digital que ha permitido grandes avances en las búsquedas y disponibilidad de exámenes por imagen con mayor especificidad y sensibilidad.

Las crecientes demandas sobre el planeamiento preoperatorio, debido a la expansión de las indicaciones para la colocación de implantes orales y otros procedimientos quirúrgicos de importancia, han conducido a un aumento de la utilización de técnicas de imagen para su mejor diagnóstico.

Como en toda cirugía, se pueden desencadenar algunas complicaciones, que pueden ir desde infecciones hasta injuria del nervio alveolar entre otros acontecimientos. Según la literatura, se han reportado diversos casos de lesiones del nervio, ocasionando paresia del mismo, con un porcentaje que pasó de ser del 0.5% al 8%.⁽¹⁾

Existen numerosos protocolos para los procedimientos quirúrgicos, en los cuales el primer paso es realizar una simple radiografía periapical de la zona a estudiar, en algunos casos este estudio es insuficiente para planificar la cirugía.⁽²⁾

Por ejemplo para la planificación de cirugías de implantes dentales el estudio por excelencia es la tomografía computarizada (TC), se ha demostrado que proporciona una mejor visualización del canal mandibular, también brinda información sobre la estructura y densidad disponible del hueso para el anclaje del implante. Teniendo como desventaja las altas dosis de radiación suministrada.⁽³⁾⁽⁴⁾

El presente trabajo tiene como objetivo, tratar de brindar al licenciado en Imagenología información sobre las posibles variaciones de los factores de exposición, para la localización del canal mandibular y en tanto también disminuir la dosis de exposición

OBJETIVOS GENERALES

- Elaborar un protocolo para disminuir la dosis de exposición en el estudio de tomografía computada multi slice (TCMS) para terceros molares inferiores.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Valorar el canal mandibular por la técnica dental-scan en TCMS
- Estudiar los efectos de la corriente del tubo de rayos x (mA) en la detección del canal mandibular
- Estudiar los efectos del voltaje del tubo de rayos x (kV) en la detección del canal mandibular.

MARCO TEÓRICO

CANAL MANDIBULAR ⁽⁵⁾

El canal mandibular (CM) es una formación anatómica que se inicia en la cara medial de la rama mandibular a partir del foramen mandibular, este continua su trayecto en dirección ínfero lateral, relacionándose con las raíces de molares y premolares del sector inferior, finalizando su recorrido en el agujero mentoniano.

El nervio alveolar (rama del nervio mandibular) transita en el interior del CM y es responsable de la sensibilidad de la pulpa de los dientes inferiores, tejido óseo, papilas interdentes, periodonto, labio inferior, mucosa y encía vestibular de los dientes anteriores. El CM, puede presentar diferentes trayectos en el interior del cuerpo de la mandíbula, tanto en el sentido súpero inferior como en el sentido medio-lateral, pudiendo presentar bifurcaciones en su trayecto o hasta trifurcaciones.

Entre los ápices del tercer molar y el CM pueden establecerse varios tipos de relaciones, que deben ser identificadas previamente a la intervención quirúrgica por medio de diagnóstico por imagen, ya que esas estructuras pueden estar muy próximas o en contacto. Su posición es de mucho interés para el odontólogo que realiza procedimientos quirúrgicos como cirugías ortognáticas, reconstrucciones mandibulares, exodoncia de terceros molares inferiores o aún procedimientos de implantología.

Trabajos realizados por varios autores con radiografías de mandíbulas, documentaron que existe una variación estructural y anatómica del canal mandibular de un individuo a otro, también revelaron que hay un gran número de traumas al tejido nervioso durante las cirugías de terceros molares, pero poco se sabe sobre los factores que aumentan la tasa del traumatismo.

Los autores Pogrel y Kaban, en investigaciones revelaron, que en la cirugía-buco maxilar, cuando se lesiona en nervio alveolar, la mayor parte de los pacientes no tuvieron que realizar ningún tratamiento posterior a la cirugía, dado que en un 96% de los casos el retorno sensitivo es espontáneo. Los mismos atribuyen a que ésta alta tasa de recuperación, es producto de que el nervio está retenido en el canal óseo y afirman que la alteración de sensibilidad en el labio inferior, después de la realización de la exodoncia de tercer molar, puede significar una complicación postquirúrgica.

Wofford, Miller, Valmesada-Catellón, afirmaron que el trauma en el nervio alveolar durante la cirugía, puede incurrir a una alteración de la sensibilidad en la región del labio inferior, debido a su relación con el tercer molar.

Swanson, luego de 100 cirugías de terceros molares inferiores, observó la aparición de parestesia en 5 casos, luego de 6 meses de la extracción, en apenas un caso el síntoma continuó existiendo.

En virtud de las posibles variaciones de la relación del canal mandibular con el tercer molar inferior, es posible identificar señales que contribuyan a la identificación de factores de riesgo durante el acto quirúrgico que conduce a la lesión en el nervio alveolar inferior.

TERCEROS MOLARES ^{(6) (7)}

Embriológicamente los terceros molares se forman a partir de los 36 meses, comenzando su período de calcificación a los 9 años, completando su período de erupción entre los 18 y 27 años aproximadamente, éstas piezas dentarias tienen la mayor variedad de forma, anomalías y disposición diversa.

La forma de la porción radicular es muy irregular y se puede llegar a observar una, dos, tres o más raíces que generalmente muestran una curvatura, en tanto los terceros molares tienen en un alto porcentaje de situaciones que no erupcionan normalmente, es decir que se encuentra total o parcialmente retenida en el hueso maxilar.

La retención parcial o total dentro de los maxilares es una situación muy frecuente, afecta aproximadamente al 75% de la población y la principal causa es la retención del molar por la falta de espacio dentro de la rama mandibular. Además puede impactarse por su mal posición cuando se encuentra inclinado, puede deberse por la dificultad de perforar la cortical ósea, como ocurre cuando está demasiado próximo a la rama ascendente de la mandíbula.

La cirugía de terceros molares representa una de las intervenciones más realizadas en la práctica de la cirugía oral y maxilofacial, por lo cual ha sido un tema ampliamente documentado a través de la historia. Las indicaciones de las mismas son variadas y van desde medidas profilácticas hasta pacientes que presentan grandes lesiones osteolíticas en relación a terceros molares.

Como en toda cirugía existen también complicaciones post quirúrgicas, desde episodios hemorrágicos de fácil manejo, hasta en ocasiones grandes infecciones maxilofaciales que requieren tratamientos más complejos. Algunos síntomas del postoperatorio son, el dolor y el edema provocado principalmente por la osteotomía que limita la apertura bucal.

PATOLOGÍAS ASOCIADAS A TERCEROS MOLARES ^{(8) (9) (10)}

Una de las patologías que afectan a los terceros molares es la pericoronaritis, que es una afección inflamatoria de los tejidos blandos que recubre la corona del mismo cuando está en erupción, como se observa en la figura 1 a y b.

Es uno de los procesos más referido por los pacientes representando el 82% de los procesos mucosos y en algunos casos pueden generar un bloqueo del saco pericoronario, causando también la formación de un verdadero quiste de erupción y su posterior colonización bacteriana.

Efectos de los parámetros de exposición en la localización del canal mandibular en la tomografía computada multi-slice.



Figura 1A– Muestra el proceso inflamatorio o pericoronaritis. Figura 1B- Radiografía periapical de región del tercer molar, muestra un proceso inflamatorio.

Otra patología que afecta a los molares es la celulitis, que es la contaminación bacteriana del tejido celular en las zonas de erupción del tercer molar, el signo característico es la presencia de un absceso, que ha migrado desde su lugar de origen en el tercer molar hasta la altura de los premolares.

También las lesiones quísticas constituyen una de las afecciones patológicas más frecuentes asociadas a los dientes retenidos o impactados, ésta y otras patologías se pueden observar en la Figura 2.

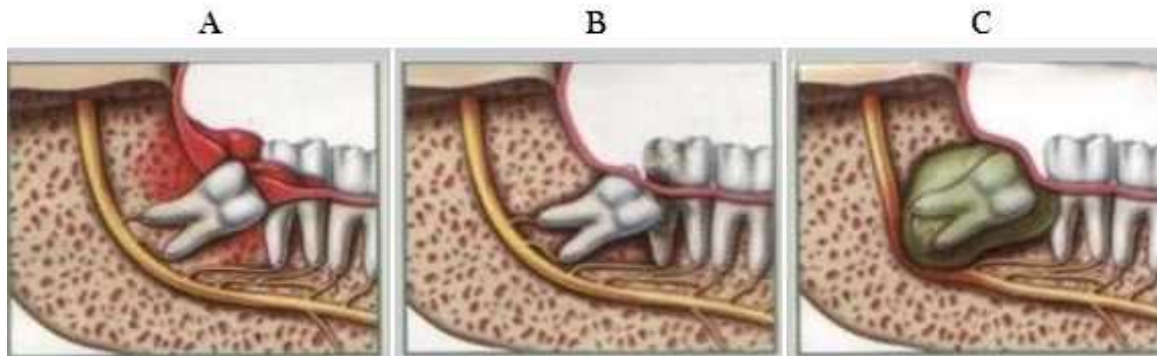


Figura 2. Tercer molar retenido A, B y asociado a lesiones C.

Los quistes de los maxilares representan sin lugar a duda un peligro para la integridad del componente maxilofacial; cuando esto ocurre, ocasiona trastornos funcionales, estéticos o ambos, de intensidad variable si no son diagnosticados precozmente y tratados de forma adecuada.

Muchos quistes pueden ser tratados adecuadamente de forma ambulatoria; sin embargo, algunos alcanzan gran tamaño antes de ser detectados y en pacientes con afecciones sistémicas, su tratamiento va a requerir de la hospitalización.

El ameloblastoma es una patología asociada al tercer molar inferior como se puede observar en la figura 3, que si bien su incidencia es poca, es el más agresivo de los tumores odontogénicos, comprende el 18 % de estos tumores, es común entre las edades de 20 a 50 años y alrededor del 80 % se presenta en la mandíbula.

Los tumores que se forman a partir de los tejidos que participan en la odontogénesis del tercer molar, no llegan a ser verdaderas neoplasias, sino alteraciones de una de las etapas de la odontogénesis, que es un crecimiento de tejido anormal y aparece en la cavidad bucal, así como en otras partes del organismo. Pueden ser benignos o malignos y se localizan en el interior del hueso del maxilar o la mandíbula.

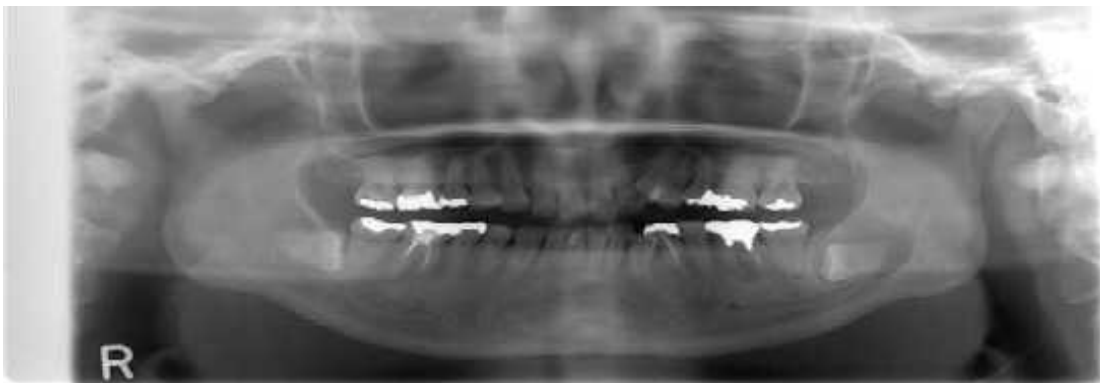


Figura 3 – Ameloblastoma en la región mandibular en relación con el canal mandibular y el tercer molar inferior izquierdo.

IMAGEN RADIOLÓGICA ⁽¹¹⁾

Comúnmente, para visualizar terceros molares se indican técnicas radiográficas convencionales como la radiografía periapical, oclusales y la ortopantomografía (OPT) entre otras técnicas Imagenológicas.

La imagen radiológica del CM consiste, en una banda de una radiolucidez superior en comparación con el trabeculado óseo mandibular, se encuentra enmarcada por dos líneas paralelas de intensa radiopacidad. El CM discurre por el cuerpo mandibular desde la espina de Spix hasta la zona de los premolares, finalizando su trayecto en el agujero mentoniano.

Sin embargo, este patrón puede presentar variaciones en dichos casos como se observa en la figura 4, donde se produce una estrecha relación entre ambas estructuras anatómicas, con lo cual el CM puede producir una muesca en la raíz del diente y dejar su impresión en la superficie dentaria.

En estos casos la imagen radiológica, pone de manifiesto una inferior radioopacidad de la raíz por la menor cantidad de tejido dentario y se aprecia una modificación del recorrido del CM cuando pasa por la zona del tercer molar, que tiende a arquearse en dirección al ápice.

Cuando el contenido del CM pasa a través de la raíz del molar y queda totalmente comprendido en su interior, radiográficamente se aprecia una doble constricción del CM a la altura de los dos orificios y se puede observar también, por el fenómeno descrito anteriormente, una disminución de la radioopacidad de la raíz en la zona por la que discurre el paquete vasculo-nervioso en su interior.

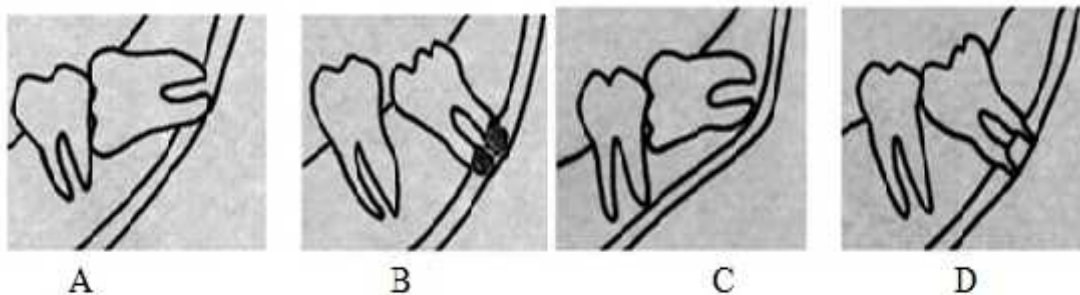


Figura 4 - Muestra 4 posiciones del tercer molar en relación al canal mandibular.

A, Interrupción de la pared del canal mandibular. B, Oscurecimiento de la raíz. C, Desviación del canal mandibular. D, Estrechamiento de la raíz.

A continuación comenzaremos a describir las técnicas de imagen radiológica en relación a los protocolos más utilizados en las clínicas buco-maxilo-facial para el mejor diagnóstico según la literatura consultada.

RADIOGRAFÍAS PERIAPICALES ⁽¹¹⁾

Son los estudios de menor costo, sin embargo no siempre se observa un registro total de las piezas dentarias y nos proporcionan un mayor detalle de la configuración radicular. Se recomienda la aplicación de la técnica de Richards, con desplazamiento del cono en sentido ocluso-apical para determinar la posición vestibulo lingual del conducto dentario inferior con respecto a los ápices. (Figura 5)

Efectos de los parámetros de exposición en la localización del canal mandibular en la tomografía computada multi-slice.

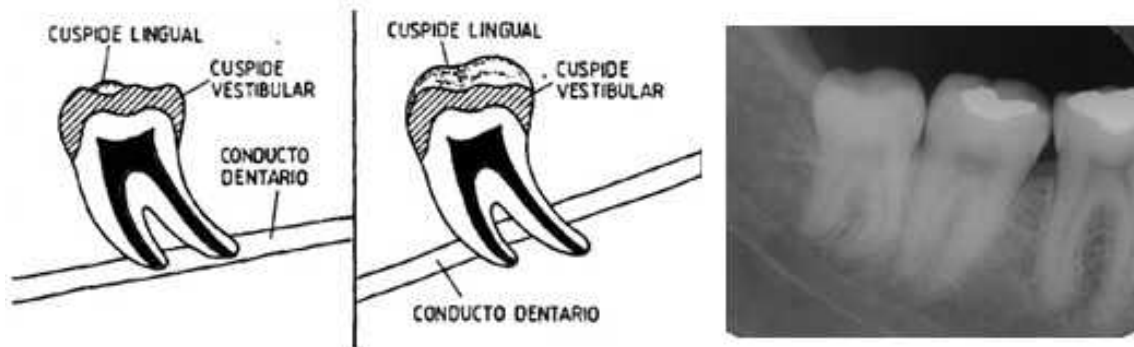


Figura 5- Muestra la tec. Radiográfica de richards en relación con las estructuras y al lado una radiografía periapical del 3er molar y su relación con el CM.

RADIOGRAFÍAS OCLUSALES (11)

La película radiográfica la debemos situar en el plano oclusal (figura 6), este método nos permite observar un área más extensa en comparación con las radiografías periapicales. Es un método utilizado para visualizar por ejemplo; dientes retenidos, tanto en sentido apical como en sentido distal o que se encuentren parcial o totalmente dentro de la rama mandibular.

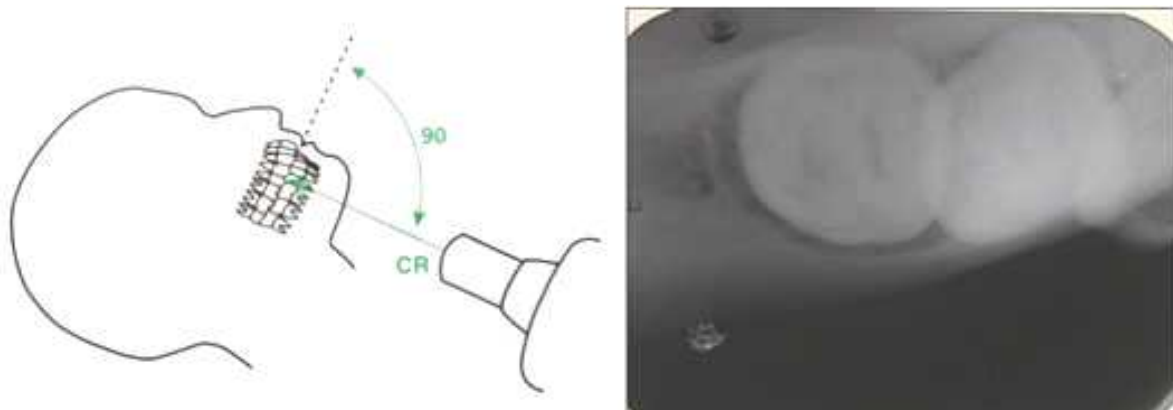


Figura 6 – Muestra la técnica utilizada y al lado una radiografía oclusal del tercer molar en relación con el segundo molar.

Mediante las dos proyecciones antes mencionadas se consigue establecer, la posición vestibulo lingual relativa del conducto dentario inferior y si no se observan signos de compromiso, se considera que la información anatómica obtenida basta para planificar la intervención quirúrgica. Sin embargo, si se aprecian importantes dilaceraciones radiculares, proliferaciones cementarias y observamos ausencia de desplazamiento del conducto dentario inferior, será imprescindible complementar con otro tipo de estudio imagenológico.

ORTOPANTOMOGRAFÍA ⁽¹¹⁾

Esta técnica entrega una visión general del área como se observa en la figura 7, la cual muestra los terceros molares incluidos y su relación con el CM, el cual habitualmente muestra proximidad a los ápices del molar. Esta técnica es fundamental para el estudio de los terceros molares, pero carece de detalle en cuanto a la ubicación espacial entre el canal mandibular y el tercer molar.

Los signos característicos de contacto íntimo entre el CM y los terceros molares son; oscurecimiento, reflexión y el estrechamiento de los ápices, la interrupción y desviación de las líneas blancas del CM, la presencia de ápices bífidos sobre el CM y el estrechamiento del conducto dentario inferior y los ápices “en isla”.



Figura 7 – Radiografía Panorámica u Ortopantomografía.

TOMOGRAFÍA COMPUTADA ^{(12) (13)}

La tomografía computada (TC) es una técnica utilizada para procedimientos diagnósticos, con el fin de escanear las diferentes estructuras del cuerpo, mediante la combinación de rayos X y tecnología informática. Gracias a los importantes avances informáticos realizados en estos últimos años, se ha logrado disminuir considerablemente el tiempo de los estudios, aumentando la calidad de las exploraciones, permitiendo a su vez la realización de nuevos estudios.

Las exigencias en cuanto a la calidad de imagen han desencadenado, que las dosis recibidas por los pacientes hayan aumentado de manera importante, ya que el uso de técnicas de alta resolución implica aumentar la dosis al paciente. Por citar un ejemplo, en Alemania la TC aporta un tercio de la dosis de radiación colectiva para fines médicos, aunque representa solo un 2% a un 5% de todos los exámenes radiológicos, donde el 35% de los exámenes comprende la TC cráneo, con una dosis efectiva media de 1mSv a 5 mSv.

En la práctica esto implica que hay un compromiso entre la calidad de la imagen que obtendrá el Lic. en imagenología y la dosis de radiación a la que el paciente es expuesto. En algunos casos se necesitará aumentar la cantidad de corriente del tubo (mA), para obtener fotones suficientes para contrarrestar el ruido.

Para una correcta optimización de los estudios, deben contemplarse los siguientes aspectos, disminuir la longitud de la zona anatómica irradiada al mínimo, controlar que los cortes topográficos no pasen por órganos más radiosensibles dentro de nuestras posibilidades. También ajustar las técnicas con protocolos de realización diseñados a tal fin, sin que ello implique una disminución de la calidad de imagen, y emplear los medios de radioprotección disponibles en la sala.

Pese a todas las ventajas que aportan los nuevos equipos de TC, el técnico debe brindar una atención sanitaria profesional, adecuada a las necesidades del paciente que atiende dentro de la sala, colaborando con el médico radiólogo en la realización óptima del estudio, en tanto aportando los conocimientos científicos necesarios en cada momento según los criterios de calidad y seguridad que se establecen en las normas legales y bioéticas.

CONCEPTOS DOSIMÉTRICOS ⁽¹⁴⁾

Haciendo referencia sobre algunos conceptos dosimétricos que el licenciado debe tener en cuenta, podemos hablar de dosis efectiva como la magnitud para caracterizar el riesgo asociado a una exploración con radiaciones ionizantes. Es la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los tejidos y órganos del cuerpo, teniendo en cuenta la radiosensibilidad de los mismos. En la tabla 1 podemos observar un cuadro comparativo sobre valores de dosis efectiva en los procedimientos imagenológicos.

La dosis absorbida, es la cantidad de energía cedida por la radiación ionizante a la materia por unidad de masa y la dosis equivalente es el producto de la absorbida por factores que tienen en cuenta las características de cada tipo de radiación.

Las unidades más utilizadas para medir las dosis de radiación son el Gray (Gy), que cuantifica la dosis absorbida, y el Sievert (Sv), que mide la dosis equivalente. La unidad de dosis absorbida, se define como la cantidad de energía absorbida por una masa ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$). La radiación medida en Gy no toma en cuenta los efectos biológicos de la radiación, y por esto se propuso utilizar la dosis equivalente (en Sv).

Sistema de Diagnóstico Radiográfico	Dosis Efectiva (μSv)
Radiografías Convencionales	
Periapical ⁽²⁶⁾	5
Panorámica ⁽¹⁶⁾	6.3
Cone Beam CT	
3D Accuitomo (max)	66
Galileos Confort (max)	68
Planmeca ProMax 3D (max)	250
Tomografía Computada Tradicional	
Mandíbula ⁽²⁶⁾	1320
Maxilar Superior ⁽²⁶⁾	1400

Tabla 1 - Cuadro comparativo de dosis suministradas en estudios imagenológicos.

FACTORES QUE AFECTAN LA DOSIS DE EXPOSICION ^{(12) (15)}

Los factores con influencia directa sobre la dosis de radiación sobre el paciente en la Tomografía Computada Multi Slice son la tensión del tubo (kV), la corriente de tubo (mA), el tiempo de rotación o de exposición (segundos), el grosor de la sección o el corte (colimación del haz), el grosor y la atenuación del objeto (tamaño del paciente, pediátrico o adulto), el paso y/o el espaciado de la sección (distancia recorrida por la camilla durante una rotación de 360°), las técnicas de reducción de la dosis (modulación de mA) y la distancia desde el tubo hasta el isocentro.

Estudios realizados con el fin de reducir la dosis de exposición, mostraron que en imágenes de alto contraste como por ejemplo de pulmón y hueso, se observó una notoria reducción en la dosis y fue posible detectar nódulos pulmonares, con un mínimo aceptable de corriente del tubo de 50 mA en donde no hubo inconveniente en cuanto a la traducción del diagnóstico médico.

El aumento de las tecnologías nos permiten realizar reconstrucciones iterativas que son incluidas en la práctica diaria, dando lugar a posibles reducciones de dosis que van desde 27% al 65 %. También podemos llegar a disminuir la exposición solo alterando los factores de Kv y mA que pueden llegar a representar de un 65% a un 70% de la dosis.

MODULACIÓN DE LA TENSION DEL TUBO DE RAYOS X ^{(16) (17) (18)}

Todos los equipos de TC actuales permiten el control automático de exposición durante el estudio. Se calcula la adquisición del topograma y permite modular automáticamente la dosis radiación óptima necesaria, proporcionando una relación equilibrada entre calidad de imagen y baja dosis de radiación (los equipos TC antiguos carecen de esta función).

En la modulación de dosis sólo se ajusta la corriente del tubo de rayos X (mA), mientras que la tensión del tubo de rayos X (el kV) se deja intacto. Sin embargo, existe un gran potencial para la reducción de la dosis mediante la adaptación de la configuración del kV. Al cambiar el voltaje de la corriente del tubo, el kV también debe adaptarse, en tanto es necesario mantener un equilibrio entre la relación señal y ruido. Así, utilizando esta forma de modulación doble (kV y mA) se pueden ajustar ambos parámetros a las características específicas del paciente o al objetivo del estudio.

Entre los métodos de reducción de dosis existen los algoritmos integrados al equipo que permiten regular, hasta cierto punto, la dosis que recibe el paciente. En la reconstrucción de los equipos de TC antiguos la obtención de las imágenes se basaba en un proceso conocido como retroproyección filtrada.

La reconstrucción iterativa toma esta retroproyección inicial y la procesa múltiples veces hasta lograr la mejor imagen. En realidad, la imagen final es el resultado de una combinación de ambos tipos de reconstrucción y el usuario puede seleccionar qué porcentaje de reconstrucción iterativa aplica a la imagen. La utilidad de esta técnica es obtener imágenes con menor ruido y lograr una reducción de la corriente del tubo con una consecuente disminución de la dosis de radiación.

El equipo de TCMS utiliza un software denominado Dental-Scan, a partir del cual se logran imágenes paraxiales a lo largo del arco de los maxilares en tamaño real y sin deformaciones. Este sistema realiza cortes a lo largo de todo el maxilar en cuestión y muestra cada porción en una imagen milimetrada con lo cual no existirían diferencias con el tamaño real; pero si estarían sujetos al plano de referencia con que se programe el tomógrafo para realizar el primer corte.

Para este estudio el plano de referencia utilizado es el axial, y se deben hacer las adquisiciones con respecto al paladar duro o a la base mandibular que debe estar perpendicular al suelo. En las imágenes obtenidas se realizan determinadas medidas, a partir de las cuales se realiza el diagnóstico y planificación del acto quirúrgico como se observa en la figura 8.

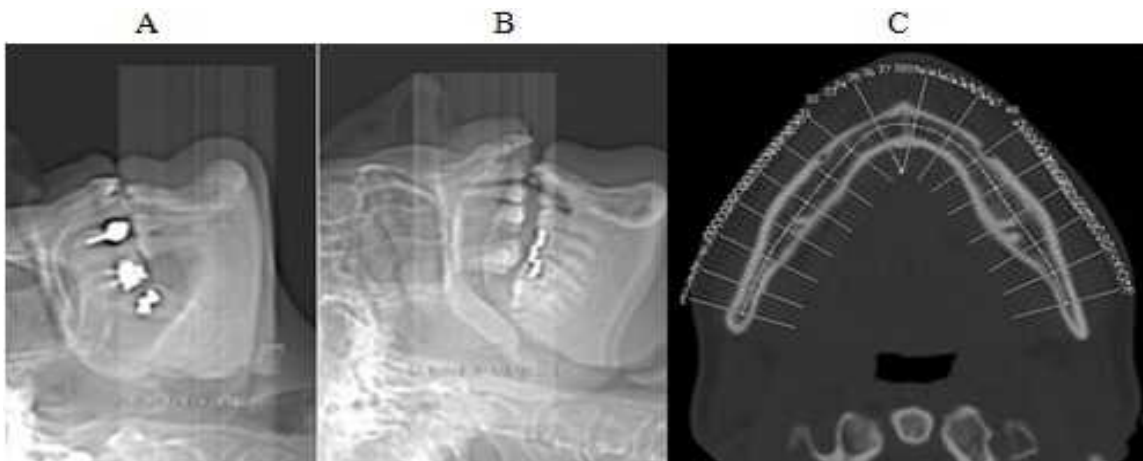


Figura 8. A y B muestra la planificación de los cortes y la C muestra las mediciones para la planificación quirúrgica.

MATERIALES Y MÉTODOS

- Estudio de diseño experimental, de corte transversal. Se intenta analizar un fenómeno o llegar a determinado objetivo en un período de tiempo relativamente corto.
- El periodo de muestreo fue en el mes de noviembre del año 2016, se consideró una muestra de 20 mandíbulas de hueso seco donde la condición a cumplir es tener al menos un tercer molar inferior. Se estudiaron un total de 32 terceros molares inferiores, que fueron proporcionadas por el museo de la Facultad de Odontología, Universidad de la República.
- Se utilizó un tomógrafo multi slice de 16 hileras marca GE Healthcare para la adquisición de las imágenes, perteneciente al servicio de imagenología del Hospital Policial de Montevideo, Uruguay.
- Se dispusieron las mandíbulas divididas en siete cajas de espumaplas con tres mandíbulas cada una, las cuales se fijaron con la base mandibular perpendicular al piso o plano horizontal. Se llenaron las cajas con agua tibia para simular los tejidos blandos y se agregó jabón líquido para disminuir la tensión superficial como se puede observar en la figura 9.

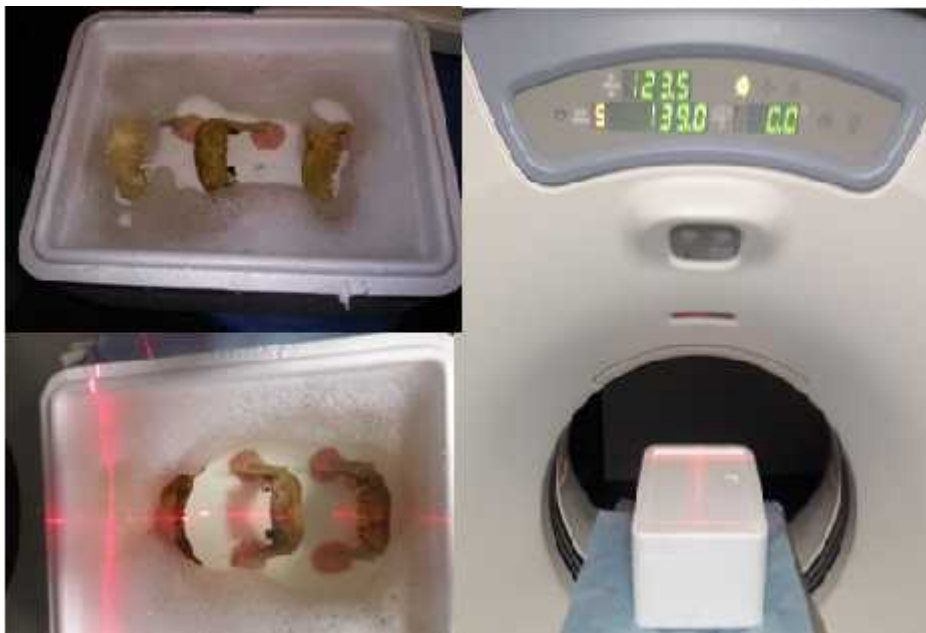


Figura 9 - Mandíbulas con agua preparadas para la adquisición.

- Dentro del canal mandibular se colocó un alambre con el fin de poder visualizar el CM, a esto lo llamamos “el padrón oro”, la técnica estándar fue de 120kV-100mA (fijo), es la utilizada en los estudios dental-scan de rutina.
- El equipo de TC utiliza el programa de reconstrucción iterativa ASSIR el cual reduce un 30% la dosis de exposición.
- En base a los valores estándar del equipo, para este procedimiento se realizó una serie de variaciones a los parámetros de exposición (kV-mA) con el fin de valorar el canal mandibular y determinar cambios en el valor diagnóstico.
- En una primera instancia se mantuvo fijo el kV y se varió los valores de mA, luego en una segunda instancia se varió los valores de kV y el mA se mantuvo fijo, con esto se evaluó el efecto del kV y el mA en la detección del canal mandibular como muestra la tabla 2.

<i>Parámetros de TC</i>	<i>Variaciones</i>
<i>Voltaje tubo (kV)</i>	<i>80 / 100/ 140</i>
<i>Corriente tubo (mA)</i>	<i>20 / 50 / 100 / 150</i>
<i>FOV (cm)</i>	<i>15</i>
<i>Espesor de corte (mm)</i>	<i>0.625</i>

Tabla 2 – muestra las variaciones que se realizaron en las adquisiciones.

- La tabla 3 muestra las imágenes en reconstrucción MPR coronal, que fueron importados para el tratamiento digital de las imágenes en formato DICOM con el software Image J (National Institutes of health, Bethesda,MD).

Efectos de los parámetros de exposición en la localización del canal mandibular en la tomografía computada multi-slice.


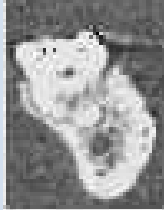





IMAGEN TOMOGRAFICA	VALORES DE EXPOSICIONES	IMAGEN TOMOGRAFICA	VALORES DE EXPOSICIONES
	80 KV/ 20 mA		80 KV/ 50mA
	80KV/ 100mA		80KV/150mA
	100KV/ 100mA		140KV/ 50mA
	120KV/ 100mA "Adquisición con alambre"		

Tabla 3 -Resultados de las distintas adquisiciones variando los factores de exposición.

- A partir de las reconstrucciones MPR en el plano coronal, teniendo como referencia la gutta-perch que fue colocada en el tercer molar para la ubicación de nuestra región de interés, se realizaron cortes preestablecidos, para que en todas las mandíbulas se inicien en la misma posición y no hubiese variaciones para su posterior visualización como observamos en la figura 10 a y b.



Figura 10 (A y B)- Imágenes MPR coronales cropeadas con y sin canal mandibular.
A-muestra crop con alambre. B- muestra crop sin alambre.

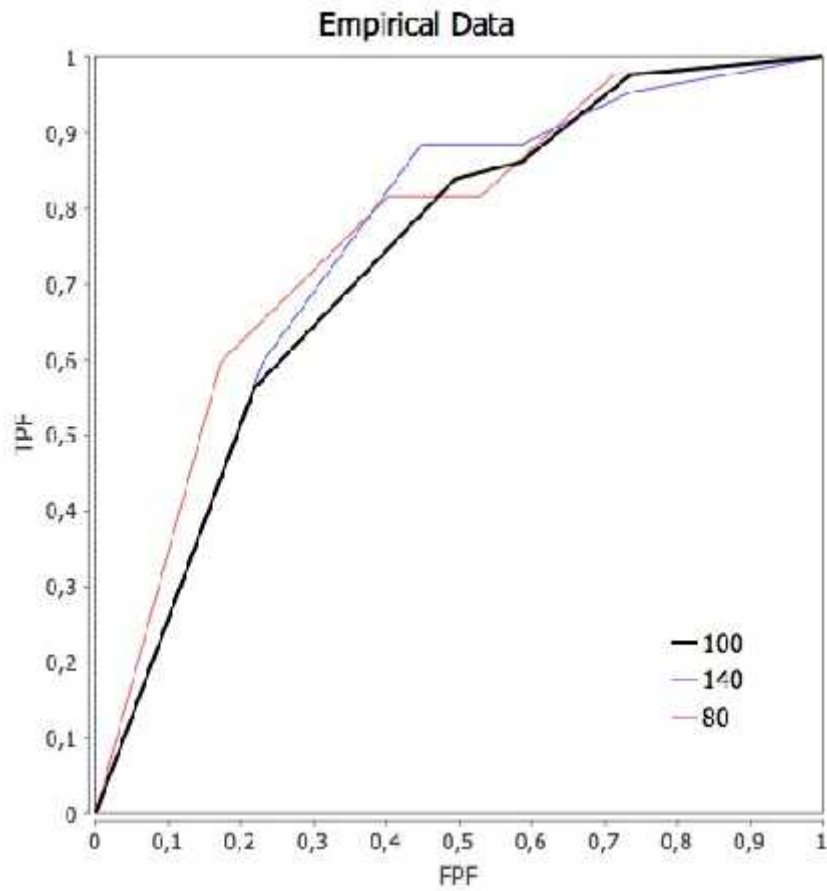
- En la tabla 4 se pueden apreciar el informe de dosis suministradas con las diferentes combinaciones de mA y Kv ,aportadas por el equipo de TC en un rango de 124.250mm a 132.000 mm.

VALORES DE EXPOSICION	DOSIS (CTDI _{vol.})
<i>80 kv / 20 mA</i>	<i>2.12 mGy IEC Head Dosimetry Phantom</i>
<i>80 kv / 50 mA</i>	<i>5.29 mGy IEC Head Dosimetry Phantom</i>
<i>80 kv/ 100 mA</i>	<i>10.58 mGy IEC Head Dosimetry Phantom</i>
<i>80 kv/ 150 mA</i>	<i>15.87 mGy IEC Head Dosimetry Phantom</i>
<i>100 kv/ 100 mA</i>	<i>18.95 mGy IEC Head Dosimetry Phantom</i>
<i>140 kv/ 50 mA</i>	<i>19.7 mGy IEC Head Dosimetry Phantom</i>
<i>120 kv / 100 mA</i>	<i>28.56 mGy IEC Head Dosimetry Phantom</i>

Tabla 4- Dosis suministradas con las diferentes combinaciones de mA y kV.

- Luego las imágenes fueron calificadas en 2 oportunidades, con una diferencia de 15 días entre observación por tres docentes de la Cátedra de Radiología de la Facultad de Odontología, Universidad de la República.
- El resultado de las observaciones se describió por medio de una escala del 1 al 5, en donde los observadores describían como “definitivamente no presente” =1 y “definitivamente presente”=5. Se examinaron las imágenes en dos oportunidades con un período de quince días entre ambas observaciones.
- La concordancia intra-observador fue evaluado por el valor kappa. El análisis estadístico se realizado mediante el software ROCKIT 1.1 B (Charles E Metz, University of Chicago, Chicago, IL, USA), con el cual se calculo el valor del área bajo la curva (Az). La diferencia entre los valores debajo de la curva fue calculada mediante el mismo software, analizando los intervalos de confianza.

RESULTADOS

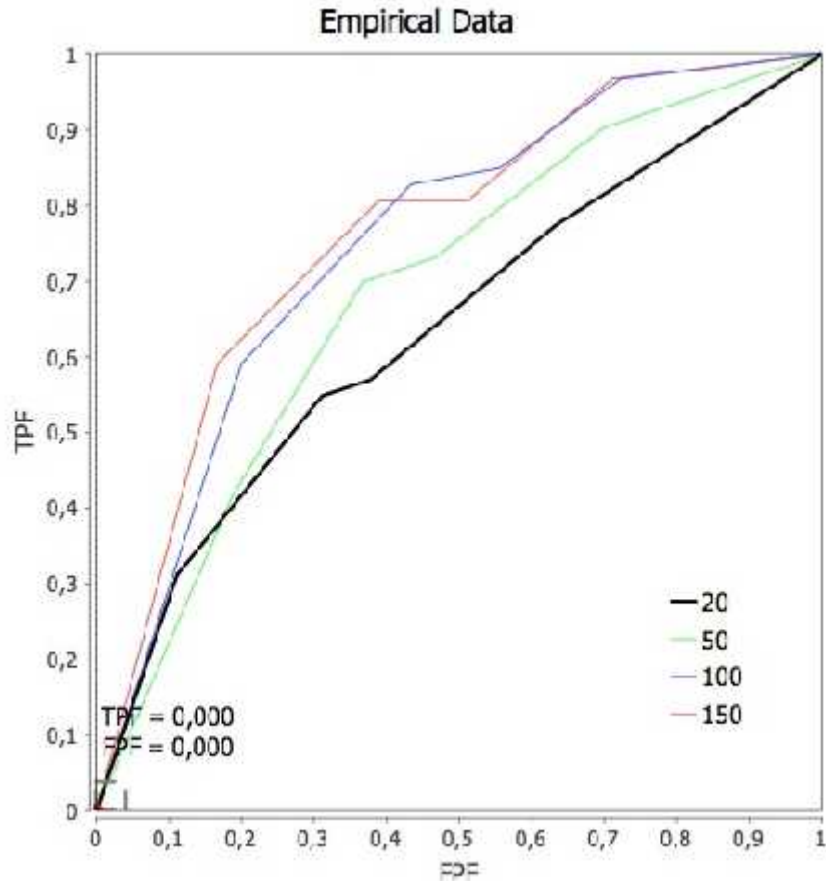


Grafica 1 – Efectos del kV en la detección del canal mandibular, manteniendo el mA prácticamente constantes.

TREATMENT	100 Kv	140 Kv	80Kv
AUC	0.7319	0.7484	0.7662
SE AUC	0.0361	0.0357	0.0345
95% CI UPPER	0.8027	0.8183	0.8338
95% CI LOWER	0.6611	0.6785	0.6985

Tabla 5- Valor del área bajo la curva (AUC) para los diferentes kV de la grafica 1 y sus intervalos de confianza.

Efectos de los parámetros de exposición en la localización del canal mandibular en la tomografía computada multi-slice.



Grafica 2 – Efectos del mA en la detección del canal mandibular, manteniendo el kV constante en 80kV.

TREATMENT	20 mAs	50 mAs	100 mAs	150 mAs
AUC	0.6376	0.6867	0.752	0.7648
SE AUC	0.0397	0.0382	0.0345	0.0339
95% CI UPPER	0.7155	0.7615	0.8195	0.8312
95% CI LOWER	0.5598	0.6118	0.6844	0.6985

Tabla 6- Valor del área bajo la curva (AUC) para los diferentes mA de la grafica 2 y sus intervalos de confianza.

Efectos de los parámetros de exposición en la localización del canal mandibular en la tomografía computada multi-slice.

- El valor de concordancia intra observador fue de $Kappa = 0.7$; siendo este bueno.
- En la gráfica 1 se observa que el área bajo la curva fue aumentado a medida que se usaron menores valores de kV, obteniendo el mayor valor de área bajo la curva (Az) con 80kV ($Az = 0,7662$).
- En la gráfica 2 se observa que el área bajo la curva fue mayor a medida que se usaron mayores valores de mA.
- De acuerdo a los intervalos de confianza mostrados en las tablas 5 y 6, no se observa diferencia significativa entre los diferentes kV y mA; aunque los Az de 20 y 50mA son muy inferiores a los Az de 100 y 150mA.

DISCUSIÓN

Se evaluaron los efectos de los parámetros de exposición sobre la localización del canal mandibular (CM) y se comprobó que tanto el kV como el mA afectaron la visibilidad del CM.

En la grafica 1 observamos que manteniendo constante el mAs, podemos ver como el kV afecta la calidad de imagen, no se observa diferencia significativa, pero el área bajo la curva es mayor con el menor kV. Lo que sugiere es que disminuyendo el kV se obtienen mejor visibilidad del canal mandibular. Teniendo en cuenta que a menor Kv, menor es la dosis para el paciente, se aconseja usar un menor valor de kV para observar el canal mandibular en la región de terceros molares.

Trabajos anteriores concentrándose en la reducción del mAs, mostraron que en imágenes de alto contraste (de pulmón o hueso) con dosis bajas, no significaron una pérdida de información de diagnóstico.^{(19) (20)}

Algunos autores afirman que la alteración del kv y mA representa una forma diferente para reducir la exposición del paciente a la radiación, en donde se muestra una reducción de la dosis máxima de hasta el 65% en la TC helicoidal; Por otro lado, debido a que existe una relación directa entre el ruido de la imagen y el flujo de fotones, la reducción de la dosis bajando kV y mA puede llevar a una degradación de la calidad de la imagen⁽²¹⁾

Sin embargo en este trabajo se observo que si bien se redujo el factor kV no hubo cambios con respecto a la imagen, se observó mejor el CM con una disminución del kV y como consecuencia también se contribuyó a una reducción de la dosis de exposición.

Estudios sobre la disminución de la dosis sugieren que la dosis de superficie de escaneo estándar puede reducirse hasta en un 40% cambiando kilovoltage y miliamperaje siguiendo el principio ALARA.⁽²²⁾ En este caso coincidimos con el autor Mathias Cohnen et al, que es posible una reducción de por lo menos un 40% o mayor de los valores de dosis.

En la tabla 6 el intervalo de confianza entre los diferentes valores del área bajo la curva, muestra que no hay diferencia significativa en el efecto de los diferentes corrientes del tubo. Pero, si se observa que a medida que aumenta el mA, aumenta el valor del área bajo la curva, existiendo mayor diferencia entre 20 y el resto de los valores.

Por lo tanto se podría recomendar utilizar un valor de 50 mA o mayor dado que la diferencia no fue significativa entre los resultados obtenidos y así disminuir la dosis absorbida por el paciente; ya que estos valores son mucho menores a los utilizados actualmente con este equipamiento, (Tabla 4)

Autores como Hamberg et al; Kalra et al; afirman que una reducción del 50% en la corriente del tubo se reduce la dosis de radiación a la mitad y también Kalender et al.; Mullins et al; hablan de que una Reducción de la corriente del tubo es el medio más práctico de reducir la dosis^{(23) (24) (25) (26)}

Con relación a los autores mencionados y comparando con nuestro presente estudio podemos decir que la variación del mA es un factor determinante en la dosis suministrada y comprobamos que es posible una disminución de la exposición sin pérdida de información (Tabla 4; Gráfica 2).

Por otro lado, Judy & Swensson, afirma que una disminución en la corriente del tubo, cuando los demás parámetros se mantienen constantes, aumenta el ruido cuántico. El ruido cuántico influye en la calidad diagnóstica de la imagen negativamente, ya que disminuye la visibilidad de las estructuras, que a su vez depende del contraste y el tamaño de la estructura.⁽²⁷⁾ Sin embargo, en nuestro estudio observamos que una disminución de la corriente aumenta el ruido cuántico, pero no disminuye la utilidad diagnóstica de la imagen cuando se quiere ubicar el canal mandibular. Situación muy deseable, si tenemos en cuenta el principio ALARA.

CONCLUSIONES

En este trabajo podemos concluir:

- Que la visualización del canal mandibular por medio de la TCMS, aumenta con la disminución del Kv. y por el contrario con el aumento del mA.
- También se confirmó que el uso de menores dosis de exposición no perjudican la calidad de las imágenes, para la localización del canal mandibular, aconsejando para el equipamiento utilizado en este trabajo.
- En base a nuestros datos obtenidos podemos sugerir un protocolo para la visualización de canal mandibular.

PROTOCOLO TCMS DENTAL-SCAN

<u>PARAMETROS</u>	<u>VARIACIONES</u>
<i>Voltaje tubo (kV)</i>	<i>80</i>
<i>Corriente tubo (mAs)</i>	<i>50 (fijo)</i>
<i>Tiempo de scan (s)</i>	<i>0.8s</i>
<i>FOV (cm)</i>	<i>15</i>
<i>Espesor de corte (mm)</i>	<i>0.625</i>

BIBLIOGRAFÍA

1. Aakarsh Jhamb, et al Sujata Mohanty, Comparative Efficacy of Spiral Computed Tomography and Orthopantomography in Preoperative Detection of Relation of Inferior Alveolar Neurovascular Bundle to the Impacted Mandibular Third Molar, 2009 American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons J Oral Maxillofac Surg 67:58-66, 2009
2. Rustemeyer P, Streubühr U, Suttmoeller J. Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. Acta Radiol 2004;45:847–853
3. Ekestubbe A , Gröndahl K , Ekholm S , Johansson PE , Gröndahl HG; Low-Dose Tomographic Techniques for Dental Implant Planning, Int J Oral Maxillofac Implant. 1996 Sep-Oct; 11 (5): 650-9.
4. Koizumi H, et al Okano T. Effects of dose reduction on multi-detector computed tomographic images in evaluating the maxilla and mandible for pre-surgical implant planning: a cadaveric study. Clin. Oral Impl. Res. 21, 2010; 830–834
5. Jorge Abel Flores, et al Rodrigo Ferrari, Relação entre os terceiros molares inferiores com o nervo alveolar inferior, Int J Dent, Recife, 8(4):210-214, out./dez.,2009.
6. Armand Lorié M, Legrá Silot E, Ramos de la Cruz M, Matos Armand F. Terceros molares retenidos. Actualización. Rev Inf Cient ;92(4)
7. Laissle Casas del Valle G., Aparicio Molares P., Uribe Fenner F., Alcocer Carvajal D.. Comparación del postoperatorio de dos colgajos en cirugía de terceros molares inferiores. Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac ; 31(3): 185-192.
8. Arteagoitia I, Alvarez J, Barbier L, Santamaría J Santamaría G, Erupción del tercer molar. Patología asociada. Universidad del país vasco ; pag 1-13.
9. Estrada Sarmiento Manuel. Lesiones quísticas asociadas a terceros molares retenidos que requirieron hospitalización. Rev Cubana Estomatol [Internet]. 1998 Dic ;35(3): 97-101.

10. Isis Mateos Corral, Florentino Hernández Flores, Prevalencia de inclusión dental y patología asociada en pacientes de la Clínica de la Facultad de Odontología Mexicali de la UABC, Revista Odontológica Mexicana, Vol. 9, Núm. 2 Junio 2005 pp 84-91
11. L. Roca Piqué et al C. Gay Escoda, Técnicas radiológicas para la identificación anatómica del conducto dentario inferior respecto al tercer molar inferior, Anales de Odontostomatología - 2/95
12. Eugene D. Frank, et al Barbara J. Smith atlas de posiciones Radiográficas y procedimientos radiológicos, Elsevier España, Barcelona, España, undécima edición vol 1, pag 327.
13. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kötter R, Modder U, CT of the Head by Use of Reduced Current and Kilovoltage: Relationship between Image Quality and Dose Reduction, AJNR Am J Neuroradiol 21:1654–1660, October 2000
14. Ronda, N. Aplicaciones de la TAC en endodoncia, Electronic Journal of Endodontics Rosario, Año 11, Vol.02, octubre 2012, pag 649.
15. Christe A, Heverhagen J, Ozdoba C, Weisstanner C, Ulzheimer S, Ebner L. CT dose and image quality in the last three scanner generations. *World J Radiol* 2013; 5(11): 421-429.
16. Joaquín Costa Subias, Juan Alfonso Soria Jerez, tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico, Elsevier España.
17. Darío CUCHIARELLI; Nicolás diulio, distorsión en tomografía denta-scan, Cs Morfol 2010 Vol. 12, N° 1, pp. 20-29.
18. Mendizábal MAL, Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión, Anales de Radiología México 2012; 11 (2), pag. 90-97.
19. Haaga JR, Miraldi F, MacIntyre W, LiPuma JP, Bryan PJ, Wiesen E. Effect of mAs variation upon computed tomography image quality as evaluated by in vivo and in vitro studies. *Radiology* 1981;138: 449–454
20. Zwirowich CV, Mayo JR, Müller NL. Low-dose high-resolution CT of lung parenchyma. *Radiology* 1991; 180:413–417

21. Wang G, Vannier MW. Low-contrast resolution in volumetric X-ray CT analytical comparison between conventional and spiral CT. *Med Phys* 1997;24:373–376
22. Mathias Cohnen, Hubert Fischer, Juergen Hamacher, Evaldo Lins, Rolf Koetter, and Ulrich Moedder CT of the Head by Use of Reduced Current and Kilovoltage: Relationship between Image Quality and Dose Reduction *AJNR Am J Neuroradiol* 21:1654–1660, October 2000
23. Hamberg, L.M., Rhea, J.T., Hunter, G.J. & Thrall, J.H. (2003) Mutli-detector row CT: radiation dose characteristics. *Radiology* 226: 762–772
24. Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., Hamberg, L.M., Blake, M.A., Shepard, J.A. & Saini, S. (2004) Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 230: 619–628.
25. Kalender, W.A., Wolf, H., Sues, C., Gies, M., Greess, H. & Bautz, W.A. (1999) Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *European Journal of Radiology* 9: 323–328.
26. Mullins, M.E., Lev, M.H., Bove, P., O'Reilly, C.E., Saini, S., Rhea, J.T., Thrall, J.H., Hunter, G.J., Hamberg, L.M. & Gonzalez, R.G. (2004) Comparison of image quality between conventional and low-dose nonenhanced head CT. *American Journal of Neuroradiology* 25: 533–538.
27. Judy, P.F. & Swensson, R.G. (1981) Lesion detection and signal-to-noise ratio in CT images. *Medical Physics* 8: 13–23.

ANEXO

El siguiente cuadro compara el protocolo habitual para los estudio dental que se utiliza en servicio de tomografía, con el protocolo sugerido por nuestro trabajo.

<u>CUADRO COMPARATIVO</u>		
<i>PARAMETROS</i>	<i>PROTOCOLO HABITUAL</i>	<i>PROTOCOLO SUGERIDO</i>
<i>Kv</i>	<i>120</i>	<i>80</i>
<i>mA</i>	<i>100 (fijo)</i>	<i>50 (fijo)</i>
<i>Tiempo(s)</i>	<i>0.8</i>	<i>0.8</i>
<i>FOV(cm)</i>	<i>15</i>	<i>15</i>
<i>Espesor de Corte(mm)</i>	<i>0.625</i>	<i>0.625</i>
<i>Dosis DLP(mGy/cm)</i>	<i>766.86</i>	<i>141.99</i>
<i>Equivalente en Sv</i>	<i>0.7669</i>	<i>0.142</i>