

UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

ULACIT

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**TEMA: ANÁLISIS DE LA ANGULACIÓN, DIÁMETRO Y CONTORNO DEL
CÓNDILO MANDIBULAR, EN IMÁGENES VOLUMÉTRICAS**

AUTOR: DIEGO RODRÍGUEZ SÁNCHEZ

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

TUTORA: DRA. MARIELA PADILLA

SAN JOSÉ

2009

INTRODUCCIÓN

El uso de herramientas diagnósticas para la obtención de información es parte fundamental del quehacer del clínico en cualquier disciplina de las ciencias médicas. En el caso de la odontología, las imágenes constituyen un acierto para complementar la información obtenida mediante la historia médica y el examen clínico.

Los rayos X fueron descubiertos por W. K Roentgen en 1895, y a los pocos meses ya se usaban con fines de diagnóstico médico. Este tipo de rayo logra la visualización de los tejidos internos, mediante la obtención de una imagen en un medio externo, como una película o un monitor. Existen varios tipos de imágenes tipo radiográfico, como la radiografía simple, la tomografía y la resonancia magnética (Sistemas Adaptativos y Bioinspirados en Inteligencia Artificial [SABIA] , 1997).

La radiografía simple ha sido la técnica inicial de imagen por excelencia, y ha llegado a ser el primer examen diagnóstico que se realiza después de la historia clínica de la mayoría de pacientes. Con esta imagen se obtiene información en dos planos y puede reconstruirse en forma digital. Cuando se digitaliza una imagen analógica, por otro lado, se pierde algo de la información, sobre todo en los detalles finos, pero se obtiene la posibilidad de actuar sobre ella electrónicamente. Además, se puede cuantificar la información y modificarla en algunos aspectos para una mejor visualización. (SABIA, 1997), (*Revista de Ingeniería Biomédica*, 2005).

La tomografía axial computerizada (TAC) fue descrita y puesta en práctica por el Dr. Godfrey Hounsfield en 1972, quien advirtió que los rayos X que pasaban a través del cuerpo humano contenían información de todos los constituyentes del cuerpo en el camino del haz de rayos y que, a pesar de estar presente, no se recogía en el estudio convencional con placas radiográficas. En este caso, la imagen contenida es bidimensional, con la posibilidad de realizar un corte tridimensional. A diferencia de la reconstrucción bidimensional en una radiografía plana (cuya unidad se conoce como píxel), en esta imagen la reconstrucción es tridimensional (la unidad es volumétrica y se conoce como voxel) (SABIA, 1997), (*Revista de Ingeniería Biomédica*, 2005).

La imagen por resonancia magnética (IRM) se basa en la capacidad de algunos núcleos para absorber ondas de radiofrecuencia cuando son sometidos al efecto de un campo magnético. Dicha capacidad genera una señal que es detectada por un receptor y tratada en un ordenador de manera similar a como lo hace la TAC para producir imágenes. Las imágenes que vemos con la RMN (resonancia magnética nuclear) o IRM (imagen por resonancia magnética) se realizan mediante cortes según los tres planos en que dividimos el cuerpo humano, por lo que son imágenes tridimensionales (SABIA, 1997), (*Revista de Ingeniería Biomédica*. 2005).

En la actualidad, se dispone además de técnicas que permiten la visualización y reconstrucción volumétrica digital de los tejidos, como por ejemplo mediante el rayo de cono. En esta técnica, se escanea el tejido y, por medio de un programa de cómputo, se reconstruye en formato volumétrico.

ANTECEDENTES

El hombre actual está acostumbrado a incorporar a su vida cotidiana soluciones técnicas y aparatos que solamente unos pocos años antes no habría podido imaginar. El apasionante avance de las comunicaciones, sumado a las millonarias campañas publicitarias, hace que conozca la existencia de estas novedades nada más desarrollarse, las acepte como normales y se beneficie de ellas (Clínica de Diagnóstico Bucofacial, Dr. Ortega, 2007).

Es ineludible para el profesional la obligación de conocer las técnicas relacionadas con su especialidad, estar al corriente de sus modificaciones, incorporar las de nueva aparición y hacer uso de ellas cuando son de utilidad. Es también necesario conocer las limitaciones de cada técnica y las complicaciones que pueden originar en el paciente.

Existe todavía una gran controversia sobre cuál es el término que define mejor el conjunto de técnicas diagnósticas disponibles, conocidas clásicamente como radiológicas, aunque el de uso más consensuado es Diagnóstico por la Imagen (DI). Este término introduce la palabra imagen y permite la inclusión también de aquellas técnicas diagnósticas basadas en otros procedimientos disponibles distintos a los rayos X, como la resonancia magnética o la ecografía, además de que queda abierto a otras

nuevas técnicas que se vayan desarrollando (Clínica de Diagnóstico Bucofacial, Dr. Ortega, 2007).

Podría decirse que la confluencia de la informática y de la radiología permite el desarrollo del Diagnóstico por Imagen. Es necesario, por tanto, entender que el DI es un conjunto de técnicas complementarias al alcance del profesional, que le aportan una información valiosa para conseguir establecer y, en algunos casos, confirmar, el diagnóstico, pero que se encuentra en una evolución constante que requiere una formación continuada para aprovechar su máxima capacidad.

El desarrollo de la web está sufriendo un crecimiento explosivo, y ya hoy se habla de “autopistas de la información” o también, una expresión más reciente, de Infocosmos, espacio virtual en el que se sitúa la información de cualquier ramo o saber, accesible para todo el mundo (Clínica de Diagnóstico Bucofacial, Dr. Ortega, 2007).

Los Sistemas de Comunicación y de Imagen de Archivo (PACS, por sus siglas en inglés) se han presentado como un elenco de soluciones con gran potencial. Gotfredsen (2005) los describe como un sistema radiológico flexible de archivo y comunicación. Entre los últimos desarrollos de la informática aplicada al DI, destacan las nuevas estaciones radiológicas, orientadas al tratamiento de la imagen, incluyendo la visualización tridimensional y el diagnóstico asistido por ordenador (Clínica de Diagnóstico Bucofacial, Dr. Ortega, 2007).

La sustitución de los soportes clásicos para la obtención de la imagen por otros tipos de captadores produce un cambio en el concepto de las exploraciones radiológicas, gracias a lo cual se hace realidad la “radiografía sin película”, sin lugar a dudas uno de los avances más importantes desde el descubrimiento de los rayos X (Clínica de Diagnóstico Bucofacial, Dr. Ortega, 2007)

La imagen obtenida con los sistemas digitales de captación se visualiza en la pantalla del ordenador, lo que permite la posibilidad de realizar cualquier modificación sobre ella mediante la utilización de programas desarrollados para tratar la imagen. Terminado el proceso, la imagen puede hacerse patente mediante diferentes sistemas de impresión y quedar almacenada para su posterior recuperación.

El esfuerzo para integrar la radiografía convencional dentro del entorno digital ha llevado a desarrollar diferentes procedimientos, que incluyen el uso de digitalizadores de radiografías, sistemas de radiografía computarizada basados en fósforo, la conversión de las salidas de los intensificadores de imagen y la utilización de captadores capaces de transformar los rayos X en una señal eléctrica (*Revista de Ingeniería Biomédica*, 2007), (Clínica de Diagnóstico Bucofacial, Dr. Ortega, 2007).

MARCO TEÓRICO

El sistema de tomografía computarizada *cone-beam* (CBCT) fue creado para imágenes en tejidos blandos de difícil visualización. Este sistema es muy utilizado en medicina y odontología en la región bucomaxilofacial. El CBCT proporciona imágenes con resoluciones de submilímetros de alta calidad diagnóstica con excelente visualización (Nielsen et al., 2005). Además, realiza cortes topográficos en cortos intervalos de tiempo (10 a 70 segundos) y la dosis de radiación es quince veces menor en comparación con la tomografía computarizada convencional (Aranyarachkul et al., 2005). Gracias a esto, posibilita aumentar la capacidad de evaluación en la clínica odontológica, con menor distorsión de las imágenes provenientes en 3D (Scarfe et al, 2006).

El CBCT es muy utilizado en clínicas de radioterapia para identificar con exactitud el posicionamiento correcto para el tratamiento. Sabemos que al respirar, el paciente se mueve y por esto, ocurrirá una distorsión en la reconstrucción de la imagen. El uso del CBTC compensa esta distorsión. El CBTC tiene como principio una función algorítmica que fue desarrollada en 2D (geometría paralela) y fue extendida en 3D (geometría cónica). Se demostró que el algoritmo puede reducir el movimiento de artefactos, restaurando el tamaño y forma del tumor, así como también proporcionar con precisión y localización del albo, cuando se utiliza el CBTC, como medio diagnóstico (Li, T et al, 2006).

Tsiklakis et al. (2005) estudiaron la cantidad de dosis de radiación absorbida en mandíbulas entre la espina cervical y la tiroides con o sin protección. En sus estudios utilizaron el aparato QR-DVT 9000 de Newton. Concluyeron que el uso del sistema CBTC para imágenes maxilofaciales resultó en menor absorción y en mejor efecto de la dosis utilizada.

Hashimoto et al. (2003) también afirmaron en sus estudios la disminución considerable de la dosis de radiación (Malusek, A., 2005) en áreas dentales. El promedio evaluado por los examinadores en TC convencional fue de 458 mSv (mili Sievert), mientras que la utilización del *cone-beam* fue de apenas 1,19 mSv.

Mozzo et al. (1998) estudiaron el sistema *cone-beam* en relación con el TC convencional para planeamiento de implantes en áreas del complejo maxilomandibular. En las reconstrucciones de las imágenes, las mediciones del ancho variaron apenas de un 0,8% a un 1%, y en altura variaron cerca de un 2,2%. El nuevo sistema permite una visualización muy eficaz de áreas dentomaxilofaciales. Aparte de eso, también concluyeron que en el área central estudiada, la dosis de radiación era 1/6 menor en comparación con la TC convencional.

En el 2005, Létoumeau et al. estudiaron el error residual de acceso, magnitud y estabilidad del CBCT en ocho pacientes con cáncer de próstata. El error puede ocurrir por la inseguridad del registro de la imagen, limitada precisión mecánica y por movimientos del paciente. Los autores utilizaron marcas radiopacas implantadas en la piel de los pacientes. Fueron realizadas dos tomografías con CBCT, en intervalos de treinta segundos. Llegaron a la conclusión de que el CBCT puede tener error residual de 3mm cuando existe un pequeño movimiento del paciente.

Según Tang et al. (2005), el algoritmo tiene como principio tres componentes. El primero es la estabilidad generalizada en el teorema "*central-slide*" (cortes centrales) en que relatos de 1D son transformados en datos arbitrarios, y los de 2D son transformados en imágenes proyectadas (Huang, Q., 2005). El segundo componente es la proyección "*fan-beam*", que se identifica con las mediciones paralelas de los mismos objetos, con los mismos atenuantes. El tercero es la reconstrucción algorítmica analítica estable para atenuar uniformemente los efectos del elemento radonio. El algoritmo "*fan-beam*" fue extendido para el *cone-beam* algoritmo de reconstrucción, donde la órbita del punto focal de la imagen geométrica del *cone-beam* es circular. En el algoritmo *cone-beam*, los datos *cone-beam* son inicialmente proyectados en las imágenes volumétricas en 3D, mientras que los cortes son filtrados y preformados.

Zeng et al. (2005) afirmaron que el movimiento respiratorio dificulta el estudio de las imágenes de tumores mediante el TC convencional. Utilizaron en sus trabajos el CBCT y compararon deformidades referentes al volumen del tórax libre de movimiento con parámetros estimados y las proyecciones de las mediciones de imágenes correspondientes. Verificaron que ocurrió un mínimo error en los parámetros obtenidos, y que el sistema es muy eficaz para la estimación del movimiento respiratorio en 4D, es decir tres dimensiones espaciales más tiempo (Acta Odontológica Venezolana, 1997).

Los autores hicieron una comparación en tres tipos de aparatos de tomografía computarizada disponibles: el aparato 3D Accuitomo- XYZ Slice View Tomography da J. Morita MFG.Corp.; el aparato Promax 3D cone beam de la empresa Planmeca; y el aparato I-CAT (sistema de imagen dental cone-beam 3D) de la empresa Imaging Sciences International, Inc. El primer factor que se considera es en relación con el posicionamiento del paciente, que será sentado o de pie, a diferencia de los tomógrafos médicos, en que el paciente estará recostado en la mesa para la realización del examen. Con esto presenta una desventaja para el área odontológica, en que la región de cabeza y cuello son de extrema importancia, ya que la mandíbula puede encontrarse en una posición más retruida.

La principal ventaja que se puede destacar de estos tres tipos de aparatos mencionados es en relación con la dosis de radiación a la que el paciente tiene que someterse. En los tres, esta es menor en comparación con la obtención de una tomografía convencional médica, donde, por ejemplo, el Accuitomo 3D es un séptimo menor y para el Promax es de diez a treinta veces menor. Haciendo la comparación ahora en relación con el tiempo de exposición, se sabe que el Accuitomo 3D se realiza en 17 segundos, el Promax en 20 segundos y para el I-CAT existe un ajuste en que se puede elegir 10, 20 y 40 segundos.

Estos aparatos son del tipo *cone beam*, o sea, tienen alta definición, presentan la imagen en 3D, los datos son digitales y tienen mayor exactitud de información de la región oral y estructuras maxilofaciales (Acta Odontológica Venezolana, 1997).

El Sistema de Tomografía Computadorizada Cone-beam es de significativa importancia para el diagnóstico, localización y reconstrucción de imágenes topográficas con excelente precisión, lo que le facilita al profesional del área de la salud los procedimientos que debe realizar y le posibilitan una mejoría en el tratamiento para el paciente (Acta Odontológica Venezolana, 1997).

Las imágenes tomadas con esta nueva tecnología difieren en el escáner de la Tomografía computarizada, ya que en este no necesitamos la posición supina, el volumen de imagen es en un formato voxel (elemento de volumen), la absorción de rayos X es menor y es más barato (Miles, D. 2008).

Las aplicaciones que se pueden dar al aparato de imágenes volumétricas incluyen:

- Radiografía en 3-D.
- Estudio de las vías aéreas y la relación con la apnea.
- Estructura ósea (deficiencias, fracturas o efectos periodontales en adultos).
- Estructuras relacionados con ortodoncia.
- Observación del lugar de colocación de un implante.
- Localización del nervio dental inferior para una cirugía.
- Visualización de lesiones odontogénicas.
- Diagnósticos ortodónticos.
- Evaluación de senos paranasales.
- Fabricación una guía quirúrgica.
- Evaluación de la articulación temporomandibular.
- Evaluar traumas.

Estas imágenes son también conocidas como imágenes volumétricas de rayo de cono (*Cone Beam Volumetric Imaging*, CBVI, por sus siglas en inglés) y otro nombre que se les da es tomografía computarizada de rayo de cono (CBCT, *Cone Beam Computerized Tomography*) (Miles, D., 2008).

Estas imágenes nos brindan una gran precisión, lo cual permite que las decisiones como profesionales se faciliten y se den mejores tratamientos en cualquier ámbito en el que se desempeñe. Con este tipo de imágenes la “interpretación radiográfica” se está convirtiendo en una “visualización de patologías” directamente (Miles, D. 2008).

Existen diferencias en las imágenes volumétricas y las radiografías digitales de 2-D. Cada una de las imágenes de este tipo (2-D), en la computadora, tiene un tamaño de 300 KB, mientras que las radiografías panorámicas digitales tienen un tamaño de 5 a 7 MB, así que para llenar un CD se ocuparán aproximadamente unas 100 imágenes de estas; mientras que cada CBVI puede tener un tamaño de 100 MB a 250 MB, lo que quiere decir que con solo unos pocos pacientes se ocuparía el espacio de un CD (Miles, D., 2008).

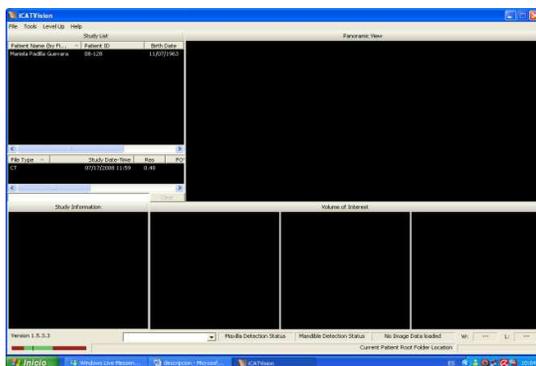
Para obtener este tipo de imágenes es necesario que la computadora o servidor sea de una gran capacidad de memoria, ya que el impacto de la información de imágenes es grande.

La manera de obtener la información o conseguir la imagen es muy diferente en un CBVI y en un CBCT, por la diferencia que existe en los sistemas. El CBCT funciona de manera diferente, ya que actúa sobre un punto específico —ya sea cabeza, abdomen u otra parte del cuerpo—; la fuente de rayos X rota alrededor del cuerpo 60 veces por minuto, que consiste en yoduro de cesio y gas que hace que sea detectado por el rayo del cono; también se debe estar en el escáner acostado y en este dispositivo el espesor de las imágenes se va a determinar según el ancho escogido del rayo (1mm-10 cm.). Las imágenes obtenidas son muy precisas, pero tiene un gran volumen de datos y la absorción de radiación es mayor, es decir, si lo comparamos sería como tomar 375 radiografías panorámicas (Miles, D., 2008).

A diferencia del CBCT, el CBVI utiliza un rayo en forma de cono que rota de 194 a 360 grados alrededor del paciente. Este funciona con un sensor que intensifica la imagen que se adapta a un dispositivo acoplado por carga, a un semiconductor complementario de óxido metálico o a una película delgada de transistores tipo de panel plano del receptor de imagen. El sensor intensificador ya es tecnología discontinuada, pues se desarrolló para ver las imágenes en fluorescencia, lo cual hacía que el cirujano no pudiera ver bien la imagen y distorsionaba las estructuras cercanas que se obtenían.

Ahora, los transistores de tipo panel plano son mejores, ya que ofrecen menos distorsión, hay escalas de contraste y no se velan las imágenes (Miles, D., 2008).

El software ICAT Vision consiste en un programa en donde se pueden observar imágenes radiográficas en 3-D, con el fin de facilitar los diagnósticos radiográficos. La pantalla principal se puede dividir en seis pequeñas ventanas de información, las cuales tienen diferentes funciones y se pueden dividir en dos: el portal superior, donde aparece la información del paciente; y el portal inferior, donde están las vistas izquierda, derecha y central de la tomografía.

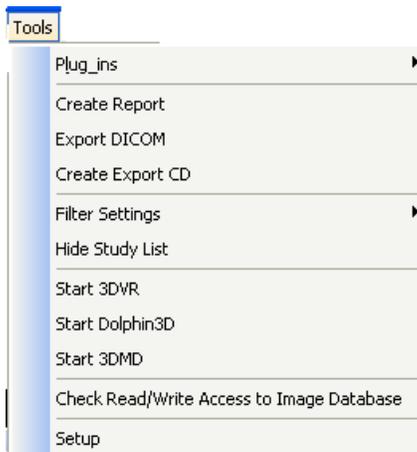


El software cuenta en la parte superior derecha con un menú de aplicación que se divide en cuatro funciones o comandos:

La primera es el *File*, que es para salir del caso del paciente que se está diagnosticando.



El segundo es *Tools*, cuyas funciones son poder mandar información al servidor del programa, poder crear un reporte del caso, sacar información o grabarla en un CD, cambiar el brillo o resolución de la imagen, ocultar la información del paciente, interactuar con otras funciones, conocer dónde se encuentra la imagen en el programa y poder mandar la imagen a otro lugar para guardarla.



La tercera es *Level Up*, esta hace salir del nivel en el que estemos trabajando y nos pasa al anterior o a la pantalla principal del paciente. [Level Up](#)

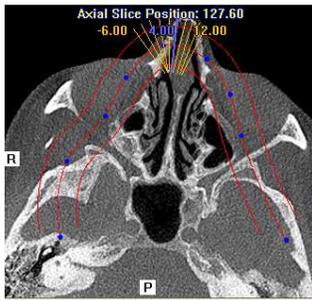
La cuarta y última es *Help*, que tiene información del programa, cómo usarlo y la licencia de este.



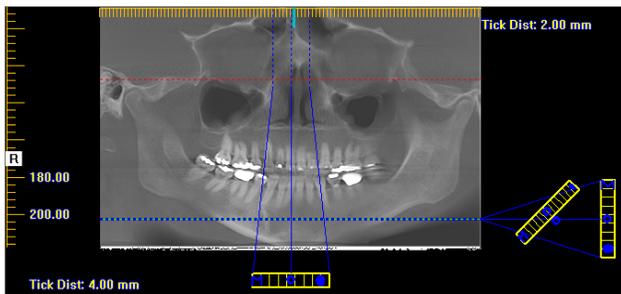
Portal superior

Las ventanas que están en la parte superior e inferior izquierda son de información del paciente y facilitan la documentación del operador; la superior da información como el nombre, la fecha de nacimiento, el número de identificación del paciente en el programa y el sexo.

La imagen superior izquierda es una visión axial del paciente donde es posible cambiar la longitud del hueso que se quiere ver y la angulación.



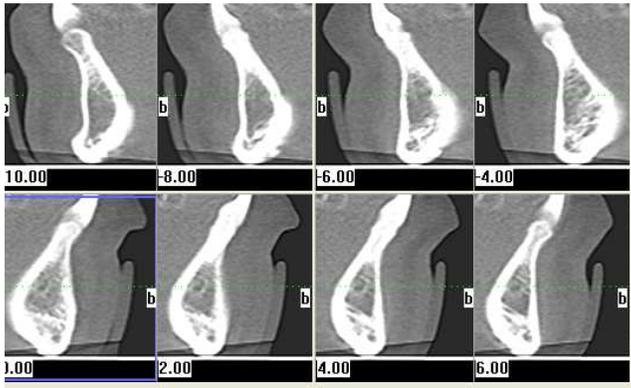
La imagen superior derecha es la misma panorámica, pero con unas líneas de posicionamiento que van a servir para ubicar cuál parte de la tomografía no se quiere perder de vista: las líneas horizontales sirven para saber hasta dónde ver en la maxila de color rojo y la de color verde en mandíbula; las líneas verticales dan una imagen más detallada en el cuadro inferior derecho. Este cuadro también trae una regla milimétrica en su parte superior, con el fin de que si la imagen se imprime, pueda tomar medidas que interesen.



En el cuadro inferior izquierdo se observa una imagen en 3D del paciente que está siendo objeto de estudio, la cual puede ser manipulada para tener un mejor enfoque de la parte anatómica que se analiza.



El cuadro inferior derecho muestra cortes del hueso, en el que se enfoca la línea de posicionamiento mandibular o maxilar.



Portal inferior

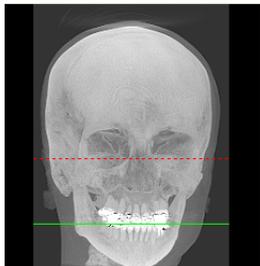
En la ventana inferior izquierda hay una vista lateral del cráneo, que de igual forma tiene las dos líneas roja y verde, como en la panorámica, y a la que se puede acceder dándole un doble clic.



Esta ventana ingresa a una nueva página donde se pueden observar diferentes vistas del cráneo, como las de perfil de ambos lados, frontal y tejidos blandos, con el fin de poder facilitar un buen estudio ortodóntico.



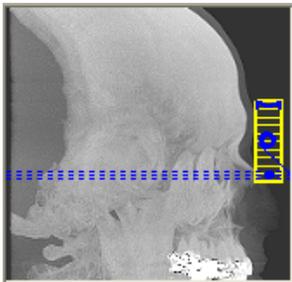
La ventana central es donde se ve una vista frontal del cráneo.



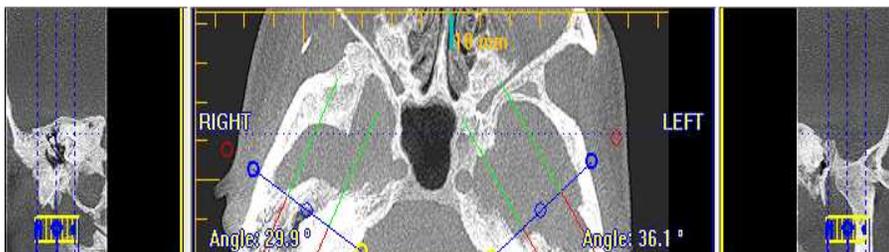
Dándole doble clic, se puede acceder a una página que se divide en cuatro cuadros diferentes.



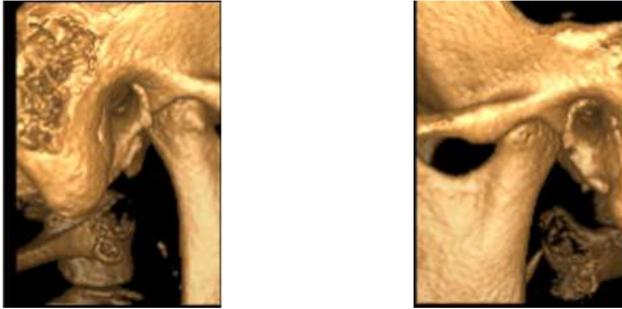
El primer cuadro es una vista lateral del cráneo, donde intervienen nuevamente las líneas de posicionamiento para ayudar a localizar, más detalladamente, lo que se busca en la imagen.



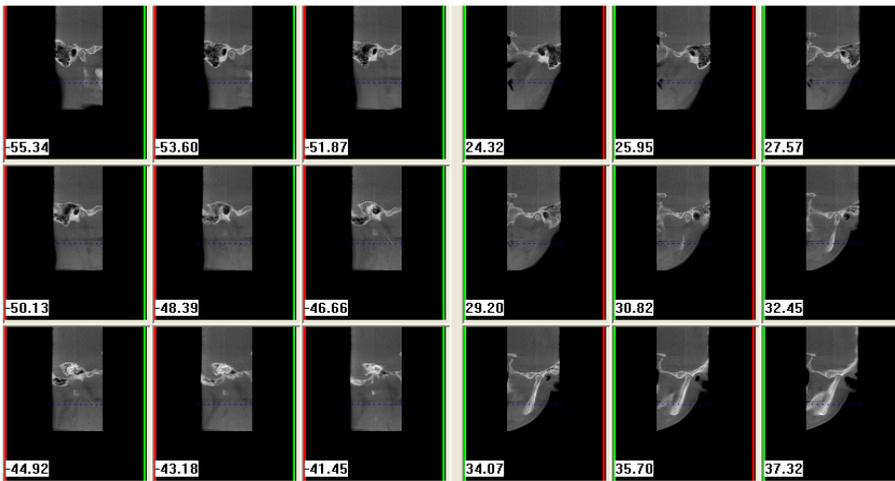
El segundo cuadro es una vista tipo submento-vértex, donde pueden hacerse mediciones y tomar ángulos de las estructuras anatómicas que se quieren analizar. También tiene líneas de posicionamiento que se pueden mover a conveniencia para analizar bien la imagen deseada.



El tercer cuadro es la imagen tridimensional de las articulaciones la cual se puede mover para tener una visión más detallada de estas, y se puede controlar por las líneas de posicionamiento del cuadro superior.



Para finalizar, se observan pequeños cortes de las articulaciones que también son controlados por las líneas del cuadro superior.



En esta ventana es donde se enfocan las mediciones de los ángulos de los cóndilos y el contorno de estos, y se observa si están regulares o no.

MARCO METODOLÓGICO

JUSTIFICACIÓN

Considerando que el rayo de cono se encuentra disponible y puede ser de utilidad para el clínico como una herramienta diagnóstica, existe la necesidad de aprender los alcances de esta tecnología, y las ventajas que puede ofrecer. Asimismo, es importante determinar algunos parámetros que nos permitan interpretar la información que se obtiene, para hacer el mejor uso de esta. Por esta razón, en este estudio se busca identificar algunos elementos relacionados con la articulación témporomandibular, que pueden observarse en la reconstrucción volumétrica, para lograr diferenciar los hallazgos normales de los patológicos.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Este estudio pretende responder al cuestionamiento:

¿Cuáles son las características de la articulación temporomandibular en un estudio volumétrico?

Los subproblemas que se busca resolver son:

1. ¿Cuál es la angulación promedio de las cabezas condilares en una proyección tipo submento-vértex?
2. ¿Cuál es el diámetro mayor de las cabezas condilares?
3. ¿Cuál es la frecuencia con la que se observan irregularidades condilares en la ATM?

OBJETIVO GENERAL

El objetivo general de este estudio es:

Determinar las características de la ATM en un estudio volumétrico.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Como objetivos específicos se incluyen:

1. Medir la angulación de las cabezas condilares en una proyección tipo submento-vértex para su utilización en articuladores totalmente ajustables.
2. Cuantificar el diámetro mayor de las cabezas condilares para la determinación del ancho promedio.
3. Identificar la presencia de irregularidades en el contorno de las cabezas condilares.

TIPO DE ESTUDIO

La investigación que se presenta se puede caracterizar como exploratoria, de acuerdo con la clasificación de Dhanke (1988), ya que se estudia un tema sobre el que existe poca información, además de que en la literatura revisada no se han encontrado otras investigaciones acerca del tema.

Por su metodología de abordaje del sujeto de estudio, se puede clasificar como descriptiva, ya que se pretende tomar información de diferentes mediciones radiológicas e integrarlas para establecer patrones de medición.

SUJETO DE ESTUDIO

Imágenes de pacientes atendidos que llegaron a la consulta privada en la Clínica de Especialidades West y se sometieron al rayo de cono (ICAT vision®).

UNIVERSO

Está conformado por todos los pacientes que hayan sido sometidos al rayo de cono en la consulta clínica privada, en forma secuencial, en 92 casos donde se pueda observar la articulación temporomandibular.

MUESTRA

Es la selección de 92 casos secuenciales en la base de datos de la Clínica de Especialidades West donde se encuentra el sistema de digitalización de imágenes ICAT®.

VARIABLES

VARIABLE	OPERACIONALIZACIÓN	INSTRUMENTACIÓN
Angulación de las cabezas condilares en una proyección tipo submento-vértex.	Este se hace mediante un proceso de colocación manual que el sistema operativo ofrece; se realiza posicionando el “medidor” de ángulos y automáticamente el sistema calcula el ángulo en el que se encuentra el cóndilo.	Se mide en grados.
Diámetro mayor de las cabezas condilares.	Este se hace con una regla milimétrica en la cual se toma la medida de la cabeza del cóndilo en su mayor extensión.	Regla milimétrica.
Presencia de irregularidades en el contorno de las cabezas condilares.	Se toma como irregularidades forma, continuidad de la cortical y el grosor de la cortical.	Con el sistema operativo que ofrece diferentes tipos de cortes del cóndilo.

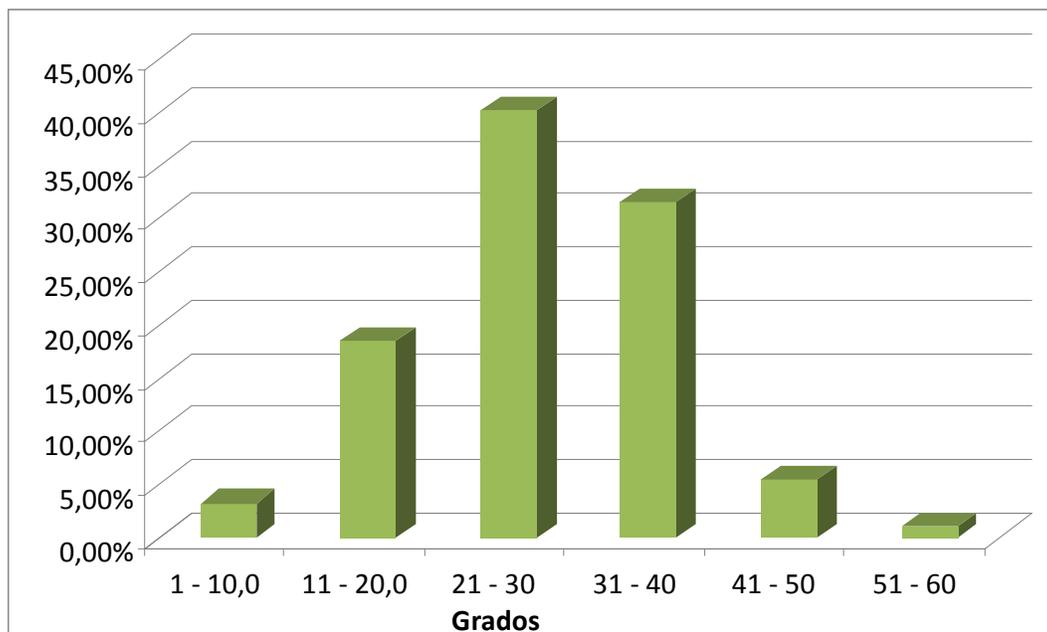
RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Tabla N.º 1

Distribución por ángulos condilares derechos según rangos

Rango en ángulos	Fi	Fr
1 - 10,0	3	3,26%
11 - 20,0	17	18,48%
21 - 30	37	40,22%
31 - 40	29	31,52%
41 - 50	5	5,43%
51 - 60	1	1,09%
TOTAL	92	100,00%
Angulación promedio	27.5	

Gráfico N.º 1



Fuente: Tabla N.º 1.

La tabla y el gráfico arrojan una angulación promedio condilar de 27.5 grados en el cóndilo derecho, en un total de 92 casos estudiados, la cual se explica en los siguientes rangos: de 1-10° hay una representación del 3,26%, de 11-20° hay 18,48%, de 21-30° hay 40,22%, de 31-40° hay 31,52%, de 41-50° hay 5,43% y de 51-60° hay 1,09%. El rango de más incidencia es el de 21-30 °, con 37 pacientes cuyo cóndilo derecho se articula; y el rango de 51-60 ° es el de menor incidencia, con 1 paciente en el que el cóndilo derecho se articula.

Este caso derecho, debido al sistema de medición que el sistema operativo presenta, brinda la facilidad de poder sacar individualmente la angulación y da como el rango más incidente el de 21-30 grados, que de acuerdo con Raspall, G. (1997), “Su extremo externo se encuentra algo más adelantado que el interno, de forma que los ejes que pasan por los dos cóndilos definen un ángulo de 145 a 160 grados” (p. 257).

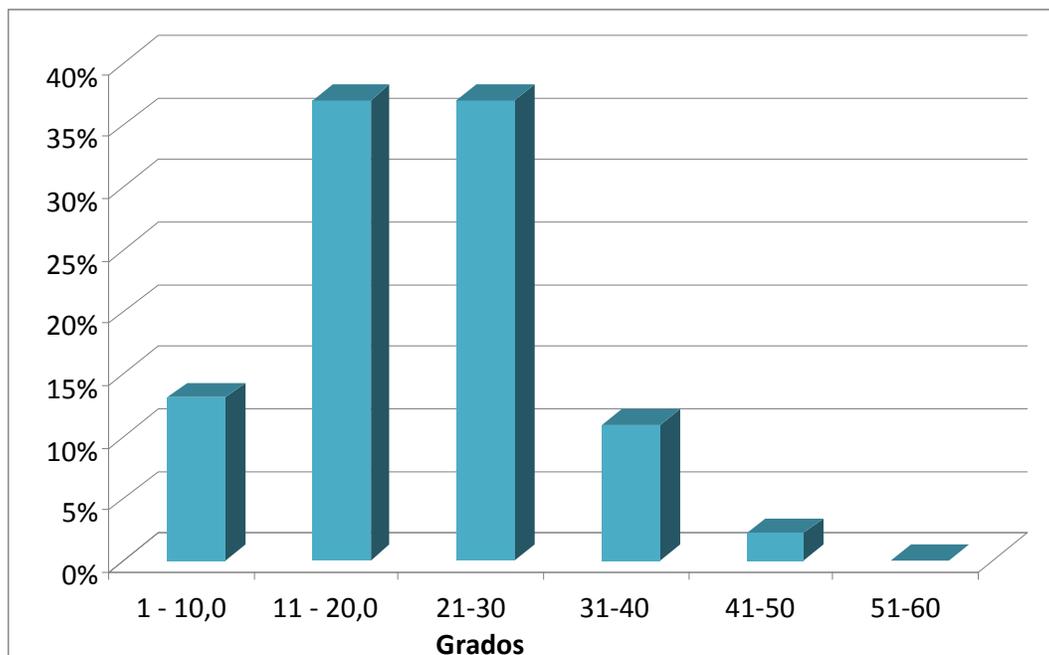
Velayos, J.L. y Santana, H. (1998) comentan que los polos medial y lateral terminan de forma puntiaguda, sobresaliendo más el medial, extendiéndose más allá del cuello del cóndilo y ocupando una posición más posterior, por eso una línea imaginaria que une ambos polos se extiende horizontalmente en dirección medial y posterior hacia el borde anterior del agujero occipital, donde se encuentra con una línea homóloga del lado opuesto, formando ambas líneas entre sí un ángulo de 135 grados, son líneas más o menos paralelas a las que unen las cúspides de las premolares y molares (p.114).

Tabla N.º 2

Distribución por ángulos condilares izquierdo según rangos

Rango en ángulos	Fi	Fr
1 - 10,0	12	13%
11 - 20,0	34	37%
21-30	34	37%
31-40	10	11%
41-50	2	2%
51-60	0	-
TOTAL	92	100%
Angulación promedio	20.7	

Gráfico N.º 2



Fuente: Tabla N.º 2.

En este gráfico se observa la representación en grados, en la cual el cóndilo izquierdo se articula en la cavidad glenoidea. Se observa que de 1-10° hay una representación del 13%, de 11-20° hay 37%, de 21-30° hay 37%, de 31-40° hay 11%, 41-50° hay 2% y de 51-60° no hay representación. Los rangos de más incidencia son el de 11-20° y el de 21-30°, con 37 pacientes en los que el cóndilo izquierdo se articula; y el rango de 51-60° es el de menor incidencia, con 0 pacientes en que el cóndilo izquierdo se articula en este rango. Se obtiene un ángulo promedio de 20,7°.

En el caso del lado izquierdo, debido al sistema de medición que el sistema operativo presenta, puede obtenerse individualmente la angulación, la cual da como los rangos más incidentes los de 21-30 y de 11-20 grados, con respecto a lo cual Raspall, G. (1997) comenta lo siguiente: “Su extremo externo se encuentra algo más adelantado que el interno, de forma que los ejes que pasan por los dos cóndilos definen un ángulo de 145 a 160 grados” (p. 257).

Velayos, JL. y Santana, H. (1998) señalan que los polos medial y lateral terminan de forma puntiaguda, sobre saliendo más el medial, extendiéndose más allá del cuello del cóndilo y ocupando una posición más posterior, por eso una línea imaginaria que une ambos polos se extiende horizontalmente en dirección medial y posterior hacia el borde anterior del agujero occipital, donde se encuentra con una línea homóloga del lado opuesto, formando ambas líneas entre sí un ángulo de 135 grados, son líneas más o menos paralelas a las que unen las cúspides de las premolares y molares (p.114).

Si a la angulación del plano de 180 grados se le resta la angulación de cada lado de los cóndilos, dará la angulación del eje donde los cóndilos convergen, la cual, en promedio según la literatura, es de 135-160 grados; pero en la mayoría de los casos analizados se da la particularidad de que el ángulo es de alrededor de 120 grados o menos.

Tabla N.º 3

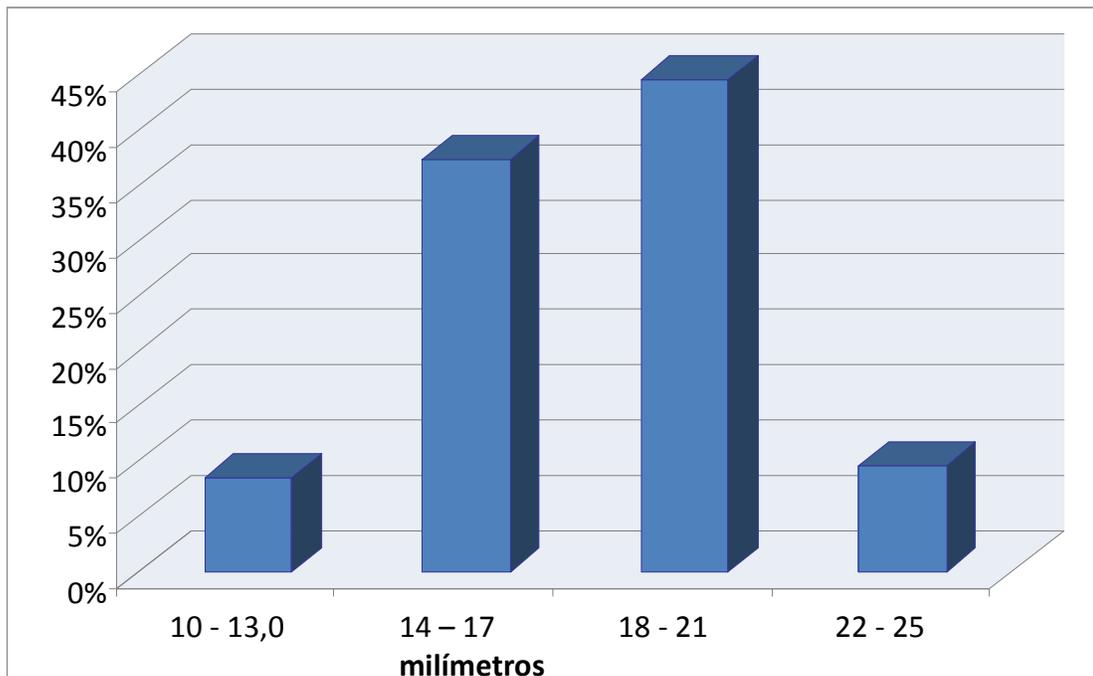
Distribución del diámetro condilar derecho en milímetros según rangos



Rango en mm	Fi	Fr
10 - 13,0	7	8%
14 - 17	31	37%
18 - 21	37	45%
22 - 25	8	10%
	83	100%

Diámetro promedio 17.6

Gráfico N.º 3



Fuente: Tabla N.º 3.

Este gráfico demuestra la representación en milímetros, en la cual se determina el diámetro mayor del cóndilo derecho. En el rango de 10-13 hay una incidencia del 8%, en 14-17 hay 37%, en 18-21 hay 45% y en el de 22-25 hay 10%. El rango de mayor incidencia es el de 18-21, con 37 pacientes cuyos diámetros se encuentran en este grupo. El rango de menor incidencia es el de 10-13, con 7 pacientes cuyo diámetro coincide con este grupo. Esto da como resultado un diámetro promedio de 17,6 milímetros.

En este estudio, el diámetro del cóndilo derecho se toma de forma mediolateral o transversal, y da como resultado que el rango donde más incidencia hubo es el de 18-21 mm, y de acuerdo con Raspall, G. (1997): “La cabeza condílea tiene una forma ovoidea aproximadamente de 1 cm en sentido antero-posterior y 2cm en sentido mediolateral” (p. 257).

Velayos, JL. y Santana, H. (1998) indican que el cóndilo de las mandibulares una eminencia con el eje mayor que guarda la misma dirección que el de la cavidad glenoidea del hueso temporal. Mide unos 15-20 mm en sentido transversal y 8-10 mm en sentido antero-posterior. Comparando la literatura con el rango de incidencia es coincidente pero si lo comparamos con el promedio hay diferencia significativa (p.114).

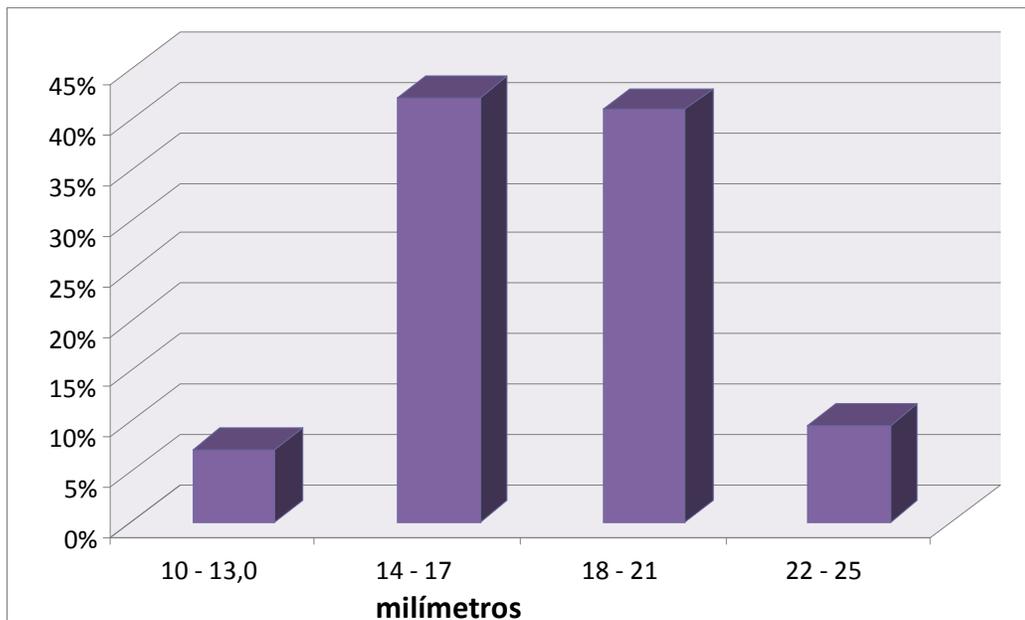
Tabla N.º 4

Distribución del diámetro condilar izquierdo en milímetros según rangos

Rango en mm	Fi	Fr
10 - 13,0	6	7%
14 - 17	35	42%
18 - 21	34	41%
22 - 25	8	10%
	83	100%

Diámetro promedio 17.6

Gráfico N.º 4



Fuente: Tabla N.º 4.

Este gráfico demuestra la representación en milímetros, en la cual se determina el diámetro mayor del cóndilo izquierdo. En el rango de 10-13 hay una incidencia del 7%, en 14-17 hay 42%, en 18-21 hay 41% y en el de 22-25 hay 10%. El rango de mayor incidencia es el de 14-17, con 35 pacientes cuyo diámetro se encuentra en este grupo. El rango de menor incidencia es el de 10-13, con 6 pacientes cuyo diámetro coincide con este grupo. Se tiene, entonces, que el diámetro promedio es de 17,6 milímetros.

En este estudio, el diámetro del cóndilo izquierdo se toma de forma mediolateral o transversal, y el rango donde más incidencia hubo es el de 18-21 mm, y según Raspall, G (1997) “La cabeza condílea tiene una forma ovoidea aproximadamente de 1cm en sentido antero-posterior y 2cm en sentido mediolateral” (p. 257).

Al respecto, Velayos, JL. y Santana, H. (1998) indican que “El cóndilo de la mandibulares una eminencia con el eje mayor que guarda la misma dirección que el de la cavidad glenoidea del hueso temporal. Mide unos 15-20 mm en sentido transversal y 8-10 en sentido antero-posterior” (p. 114).

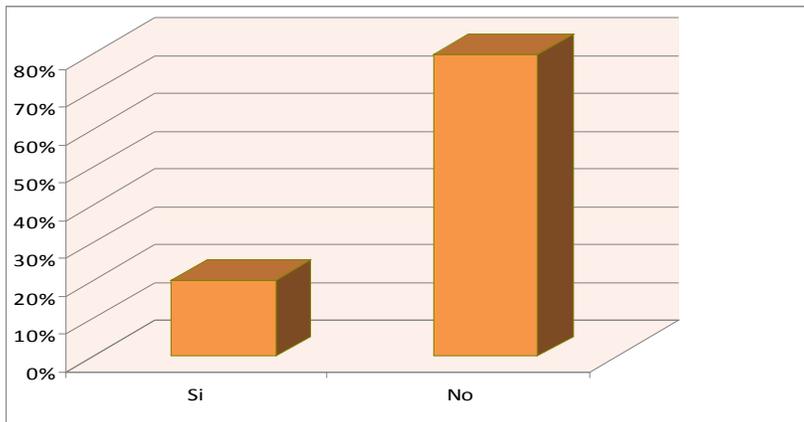
Comparando la literatura con el rango de incidencia, vemos que es coincidente, pero si lo comparamos con el promedio, hay una diferencia significativa.

Tabla N.º 5

Distribución de irregularidades del cóndilo derecho

Sí	17	20%
No	67	80%
TOTAL	84	100%

Gráfico N.º 5



Fuente: Tabla N.º 5.

Este gráfico demuestra las irregularidades existentes en el cóndilo derecho. De 84 casos estudiados un 80% no muestra irregularidades y un 20% sí las presenta, y las más comunes se dan en la forma y en el grosor.

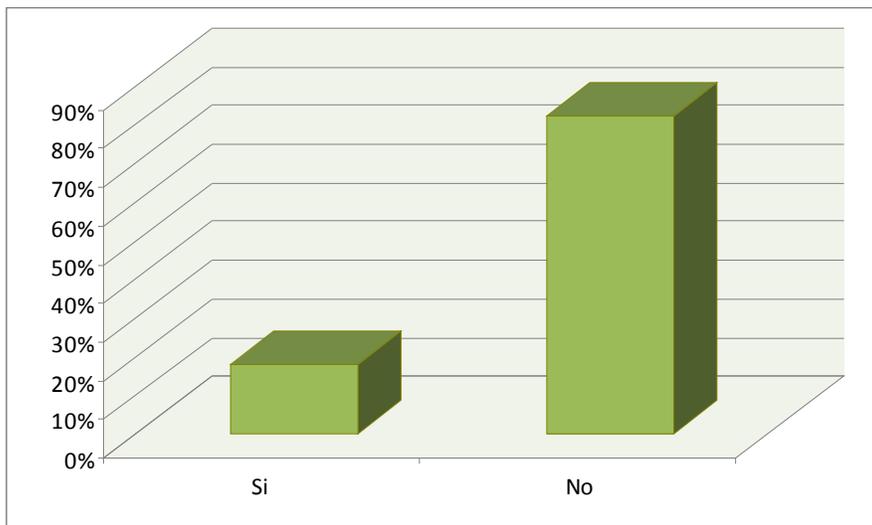
La incidencia de la artrosis de la ATM aumenta con la edad y su prevalencia abarca un rango del 22% al 38%, en una población de entre 20 y 90 años.

Tabla N.º 6

Distribución de irregularidades izquierdo

Distribución de irregularidades izquierdo		
Si	15	18%
No	69	82%
TOTAL	84	100%

Gráfico N.º 6



Fuente: Tabla N.º 6.

Este gráfico demuestra las irregularidades existentes en el cóndilo izquierdo. De 84 casos estudiados, un 82% no muestra irregularidades y un 18% sí las presenta, y las más comunes se dan en la forma y en el grosor.

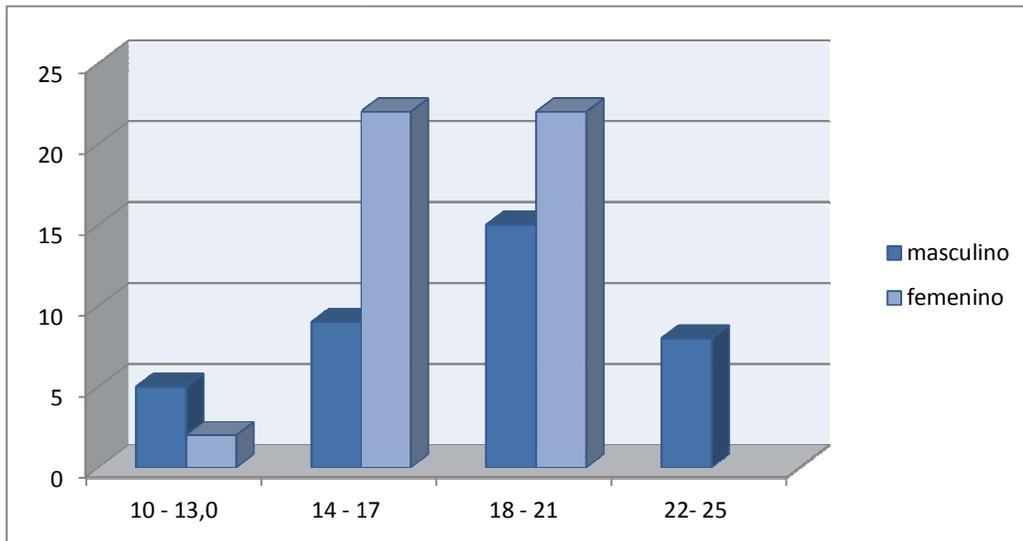
Tabla N.º 7

Distribución de diámetro del cóndilo derecho según el sexo



Rango	Masculino	Femenino	Total
10 - 13,0	5	2	7
14 - 17	9	22	31
18 - 21	15	22	37
22- 25	8		8
	37	46	83

Gráfico N.º 7



Fuente: Tabla N.º 7.

En el gráfico y tabla podemos ver el diametro del cóndilo derecho distribuido según el sexo. Los rangos son 10-13, con 5 pacientes masculinos y 2 pacientes femeninos, 14-17, con 9 masculinos y 22 femeninos, 18-21, con 15 masculinos y 22 femeninos y de 22-25, con 8 masculinos y no presenta pacientes femeninos. El rango 18-21 es en el que se presentan más casos en ambos pacientes, y en el de 10-13 donde existen menos casos en ambos pacientes. Se presenta la particularidad de que en el rango de 22-25, solamente se presentan casos de género masculino.

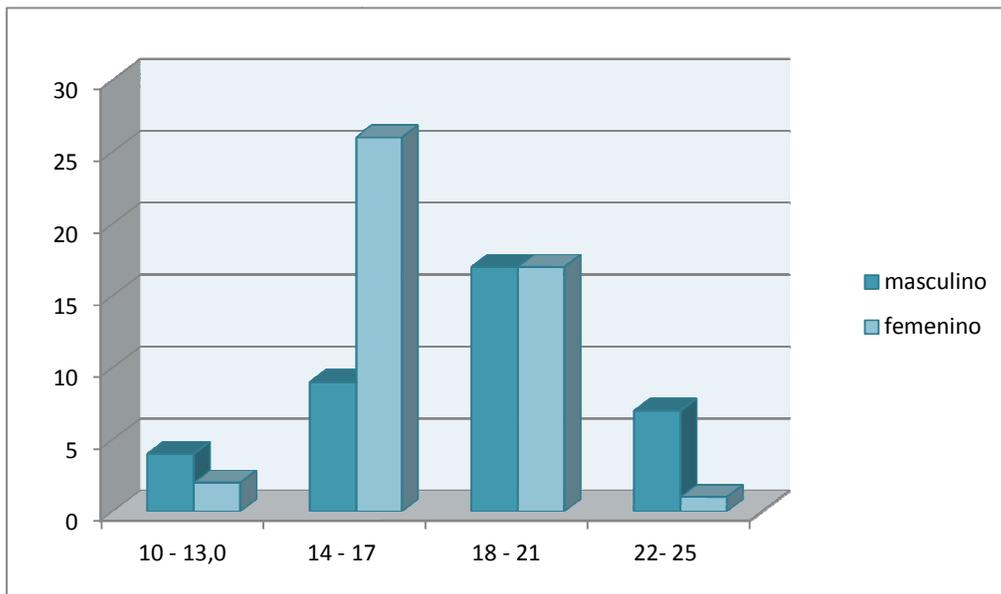
Con la distribución de los casos en el gráfico, se puede ver que con respecto al cóndilo derecho, la mayoría de las mujeres se encuentran con medidas condilares similares, con rangos de 14-17 y 18-21 mm como los más comunes, mientras que en los hombres se ve una distribución más uniforme en sus medidas condilares, donde el más común es el de 18-21 mm.

Tabla N.º 8

Distribución del diámetro del cóndilo izquierdo según el sexo

Rango	Masculino	Femenino	Total
10 - 13,0	4	2	6
14 - 17	9	26	35
18 - 21	17	17	34
22- 25	7	1	8
	37	46	83

Gráfico N.º 8



Fuente: Gráfico N.º 8

En el gráfico y tabla se muestra el diámetro del cóndilo izquierdo distribuido según el sexo. Los rangos son 10-13, con 4 pacientes masculinos y 2 pacientes femeninos, 14-17, con 9 masculinos y 26 femeninos, 18- 21, con 17 masculinos y 17 femeninos y de 22-25, con 7 masculinos y 1 paciente femenino. El rango 14-17 es donde se presentan más casos en ambos grupos de pacientes, y el de 10-13 donde existen menos casos en ambos grupos. Se presenta la particularidad de que el rango de 18-21 tiene la misma cantidad de pacientes tanto femeninos como masculinos.

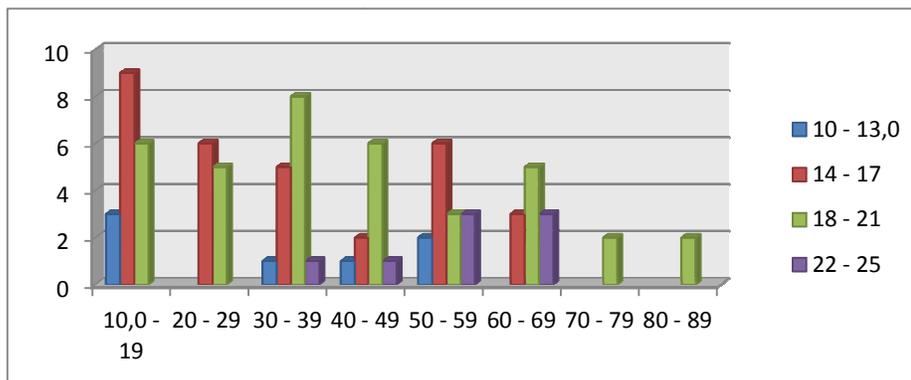
Con la distribución de los casos en el gráfico, se puede ver que con respecto al cóndilo izquierdo, la mayoría de las mujeres se encuentran con medidas condilares similares, al ser el más común el de 14-17 mm, mientras que en los hombres se ve una distribución más uniforme en sus medidas condilares, pues el más común es el de 18-21 mm.

Tabla N.º 9

Distribución de diámetro del cóndilo derecho con respecto a la edad

	10 - 13,0	14 - 17	18 - 21	22 - 25	TOTAL
10,0 - 19	3	9	6		18
20 - 29		6	5		11
30 - 39	1	5	8	1	15
40 - 49	1	2	6	1	10
50 - 59	2	6	3	3	14
60 - 69		3	5	3	11
70 - 79			2		2
80 - 89			2		2
	7	31	37	8	83

Gráfico N.º 9



Fuente: Tabla N.º 9.

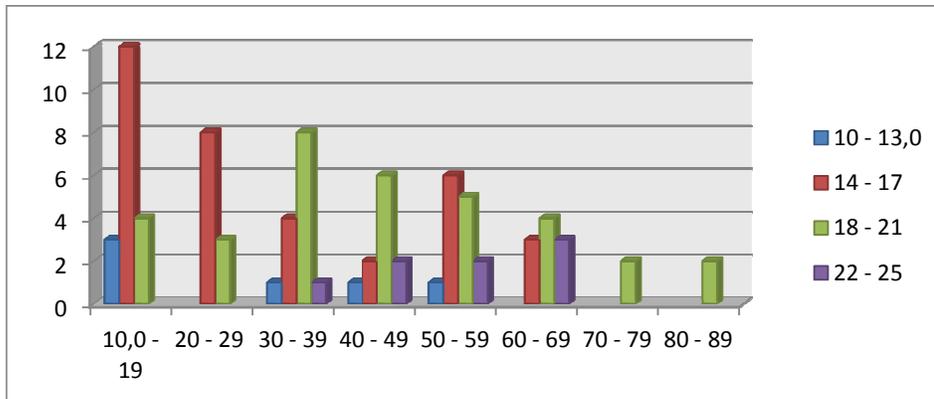
La tabla y el gráfico demuestran la comparación entre el diámetro del cóndilo derecho con respecto a la edad del paciente, distribuidos en rangos de edad y diámetro. La importancia de este tipo de evaluaciones es ver qué se encuentra o se asocia entre ambas variables, por lo que se llega a concluir, de acuerdo con el gráfico, que se encuentra el mayor número de personas de diferentes edades con el rango promedio de 18-21 mm, y al respecto, la literatura hace referencia a la normalidad del promedio en el diámetro del cóndilo. Sin embargo, no se debe pasar por alto que en su mayoría, las personas que están en un rango de 10-19 años y se encuentran en un diámetro de 14-17 mm son la mayor cantidad por ambas variables.

Tabla N.º 10

Distribución del diámetro del cóndilo izquierdo con respecto a la edad

	10 - 13,0	14 - 17	18 - 21	22 - 25	TOTAL
10,0 - 19	3	12	4		19
20 - 29		8	3		11
30 - 39	1	4	8	1	14
40 - 49	1	2	6	2	11
50 - 59	1	6	5	2	14
60 - 69		3	4	3	10
70 - 79			2		2
80 - 89			2		2
	6	35	34	8	83

Gráfico N.º 10



Fuente: Tabla N.º 10.

La tabla y el gráfico demuestran la comparación entre el diámetro del cóndilo izquierdo con respecto a la edad del paciente. Hay un pequeño cambio significativo en el promedio, debido a que la mayoría de personas se encuentran en el rango de 14-17 mm. Se observa nuevamente que en su mayoría, las personas que están en un rango de 10-19 años en un diámetro de 14-17 mm, son la mayor cantidad por ambas variables.

CONCLUSIONES

En la actualidad, la tecnología está avanzando de una forma acelerada y en todos los campos; el área de la salud no es la excepción y en el caso específico de la odontología, esta ha permitido que se faciliten procedimientos que antes podían ser complicados y ahora son sencillos, debido a un medio diagnóstico donde se muestra con facilidad el área donde se va a trabajar. En el presente caso, el rayo de cono hace que el profesional tenga una amplia visión del campo de trabajo en el paciente, con lo cual se reducen las posibilidades de producir lesiones o procedimientos fallidos en la práctica profesional.

A diferencia de otros medios diagnósticos que existen, el rayo de cono cuenta con la imagen 3-D, que difiere de las radiografías convencionales que sólo muestran imágenes en dos planos y sobreponiendo estructuras anatómicas, por lo que se pierde visibilidad en partes importantes para el profesional, dependiendo del procedimiento.

Con respecto a la primera variable donde trata de valorar la angulación de las cabezas condilares en una proyección submento-vértex, se encuentra en el estudio realizado a las 92 imágenes de pacientes, que la angulación promedio para el cóndilo derecho es de 27,5 grados y el izquierdo de 20,7 grados, con una diferencia entre ambas mediciones. La medida del cóndilo derecho en la mayoría de los casos es mayor que el izquierdo.

En relación con la segunda variable, que consiste en valorar el diámetro de las cabezas condilares, el estudio que se realizó en 83 imágenes de pacientes da como resultado un promedio de 17,6 milímetros en el plano transversal o mediolateral, el cual es un poco más bajo que el promedio que dice la literatura, que es de 20 mm en la mayoría de los casos; pero aunque el promedio del diámetro haya sido bajo, una gran mayoría está en el rango promedio de 20 mm.

Esta segunda variable se analiza con dos subvariables que se presentan en el estudio: la edad y el género de los pacientes, con el fin de estudiar los resultados que se podían obtener, a través de la documentación en la recolección de datos hecha en el sistema operativo de imágenes.

La combinación del diámetro con el género arroja como resultados que existen menos hombres que mujeres en el estudio y que ellas están en un diámetro más específico, mientras que los varones están uniformemente repartidos en los rangos de proporción. La gran mayoría de la población femenina se encuentra entre 14-17 mm y 18-21 mm, y los hombres, aunque están más repartidos, la mayoría se encuentran en 18-21 mm.

Con respecto a la edad y el diámetro, se obtiene que la gran mayoría de imágenes estudiadas se encuentran en el rango de 18-21 mm en el cóndilo derecho, pero cambia en el cóndilo izquierdo (por un paciente) a 14-17 mm, lo que da como resultado tentativo que en su mayoría los cóndilos no son tan asimétricos.

La tercera variable habla sobre las irregularidades del contorno de las cabezas condilares, donde se concluye en que una gran mayoría de las 83 imágenes estudiadas el 80% no tienen irregularidad alguna y el 20% de las que presentan lo hacen con respecto al grosor o forma uniforme, pudiendo esto llevar a desencadenar problemas de artrosis de la articulación; no obstante, no se presentan en ambas, siempre es solamente en una, ya sea la derecha o la izquierda.

En este estudio se midieron las cabezas condilares con el fin de buscar una angulación promedio en la proyección submento-vértex, y se promediaron los ángulos, lo cual dio resultados menores a la angulación promedio de la literatura que es de 135-160. En la mayoría de los casos analizados se da la particularidad de que el ángulo es de alrededor de 120 grados o menos.

Con respecto al diámetro de las cabezas condilares, se tomó de forma mediolateral o transversal para determinar el promedio, lo cual nos da una similitud o por lo menos concuerda con el promedio del que se habla en la literatura, sin haber cambios significativos que se puedan tomar en cuenta.

Al tratar de identificar irregularidades en el contorno de las cabezas condilares, se encuentra que la artrosis de la ATM aumenta con la edad y su prevalencia abarca un rango del 22% al 38%, en una población de entre 20 y 90 años, por lo que las irregularidades encontradas a nivel de la articulación se pueden ver de forma normal de acuerdo con estudios anteriormente realizados.

Desde el descubrimiento de los rayos X, estos han servido para el diagnóstico en el campo de la salud y han sido de gran ayuda para los profesionales en esta área, por lo que con el pasar del tiempo se fue perfeccionando cada vez más el diagnóstico con este tipo de herramientas. La tecnología de hoy brinda nuevos métodos para diagnosticar, y en este trabajo se evidencia que el software de rayo de cono es una herramienta importante para el diagnóstico, localización y reconstrucción de imágenes, cuyo objetivo es dar al profesional en odontología un mayor flujo de información con la cual tenga la facilidad de adecuar los tratamientos, a fin de poder brindarles a los pacientes mayor efectividad en los resultados de sus procedimientos.

BIBLIOGRAFÍA

- ❖ Cavézian R. y Pasquet G. (1993). *Diagnóstico por la Imagen en Odontostomatología*. Primera Edición.. Barcelona, España: Editorial Masson
- ❖ Miles, D. (2008). *Color Atlas of Cone Beam Volumetric Imaging for Dental Applications*.. Illinois, Estados Unidos: Quintessence Publishing.
- ❖ Raspall, G. (2003). *Cirugía Maxilofacial*. Primera edición. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- ❖ Velayos, J.L. y Santana, H. (1998). *Anatomía de la cabeza con enfoque odontoestomatológico*. Segunda edición. Madrid, España: Editorial Panamericana.
- ❖ White, S. Y Pharoah, M. (2004). *Oral Radiology Principles and Interpretation*. Quinta Edición St. Louis, Missouri: Editorial Mosby.
- ❖ *Revista de Ingeniería Biomédica*. (2007). Tomografía Computarizada por Rayos X: Fundamentos y Actualidad. Recuperado el 6 de febrero de 2009, de [http://revistabme.eia.edu.co/Art%C3%ADculos/Edici%C3%B3n%204/54-72%20\(Tomograf%C3%ADa%20computarizada\).pdf](http://revistabme.eia.edu.co/Art%C3%ADculos/Edici%C3%B3n%204/54-72%20(Tomograf%C3%ADa%20computarizada).pdf).
- ❖ Acta Odontológica Venezolana. (1997). *Importancia y Aplicaciones del Sistema de Tomografía Computarizada Cone-Beam (CBCT)*. Recuperado el 6 de febrero de 2009, de
 - http://www.actaodontologica.com/ediciones/2007/4/sistema_tomografia_computarizada.asp
- ❖ Clínica de Diagnóstico Bucofacial, Dr. Ortega. (2007). *Radiología sin película. Actualización en diagnóstico por la imagen en odontoestomatología*. Recuperado el 6 de febrero de 2009, de
 - http://www.drortega.es/xml/documentos/doc_4703c1e7dd960.pdf.
- ❖ Sistemas Adaptativos y Bioinspirados en Inteligencia Artificial. (1997). *Rayos X bases de formación de imágenes*. Recuperado el 13 de enero de 2009, de <http://sabia.tic.udc.es/gc/Contenidos%20adicionales/trabajos/Imagenyvideo/imagen%20medica/rayos.htm>
- ❖ Scientific Electronic Library On Line. (2004). *Diagnóstico Clínico de Artrosis en ATM Asociado a un Síndrome de Dolor Miofascial, Análisis de un Caso*. Recuperado el 27 de enero de 2009, de <http://scielo.isciii.es/pdf/dolor/v14n7/nota3.pdf>