

ARTÍCULO DE REVISIÓN

USOS Y LIMITACIONES DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO (TCHC) Y LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA MULTIDETECTOR (TCMD) EN CIRUGÍA DE CABEZA Y CUELLO: UNA REVISIÓN DE LA LITERATURA

USES AND LIMITATIONS OF CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY (CBCT) AND MULTIDETECTOR COMPUTED TOMOGRAPHY (MDCT) IN HEAD AND NECK SURGERY: A REVIEW

Jorge Iván Mora Mendoza¹

RESUMEN

Desde su introducción en el campo médico en la década de los 70, la tomografía computarizada ha sido de gran valor diagnóstico en las diferentes zonas anatómicas corporales. Este avance fue estudiado y adaptado por la radiología oral y maxilofacial, desarrollando un equipo, el cual utiliza un haz cónico de rayos X, los cuales son captados por sensores que reconstruyen una imagen tridimensional que mejora su capacidad de visualización de las diferentes estructuras orofaciales, lo que evita la superposición de imágenes que se producían en los exámenes tradicionales 2D. La tomografía computarizada de haz cónico (TCHC) ha incrementado su uso en otros campos de la región de cabeza y cuello, principalmente en las áreas que involucran la reconstrucción de tejidos óseos o correcciones de anomalías congénitas o adquiridas; por su gran calidad de imagen, su baja dosis de radiación comparada con los equipos médicos

tradicionalmente usados y su bajo costo. Debido a esto, y al no existir protocolos ni consensos definidos sobre los usos y limitaciones de esta tecnología, se realizó esta revisión teniendo en cuenta las diferentes aplicaciones de la TCHC en el área de la cirugía de cabeza y cuello.

Palabras clave: tomografía computarizada de haz cónico, tomografía computarizada multidetector, cirugía asistida por computador, procedimientos quirúrgicos reconstructivos

ABSTRACT

Since its introduction in the field of medicine in the 1970s, computed tomography has been of great diagnostic value in different anatomical areas of the body. This technological advance was evaluated and adapted for oral and maxillofacial radiology through the development of equipment that uses an x-ray

Citar como: Mora-Mendoza JI. Usos y limitaciones de la tomografía computarizada de haz cónico (TCHC) y la tomografía computarizada multidetector (TCMD) en cirugía de cabeza y cuello: una revisión de la literatura. Rev Cient Odontol (Lima). 2018; 6 (2): 213-227.

¹ PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA. BOGOTÁ, COLOMBIA.

cone beam which is captured by flat panel detectors in order to construct a three-dimensional image, improving the ability to visualize the different orofacial structures while avoiding the superposition of images which occurs during traditional two-dimensional examinations. The use of CBCT has increased in other aspects of head and neck surgery, particularly in treatments that involve the reconstruction of bone tissue or the correction of congenital or acquired anomalies, because of the high image quality for hard tissue, low radiation dose compared with traditional medical equipment, and low cost. In the absence of protocols and consensus on the uses and limitations of this technology, the objective of this review was to consider the different applications for CBCT in the area of head and neck surgery.

Keywords: Cone beam computed tomography (CBCT), multi slide computed tomography (MSCT), computer-assisted surgery, reconstructive surgical procedures.

INTRODUCCIÓN

La Tomografía Computarizada de Haz Cónico (TCHC) ha sido tema de estudio en la última década, en busca de ampliar su uso y aplicar sus bondades como técnica radiográfica en campos diferentes a los comúnmente usados en el ámbito odontológico. Sin embargo, su uso en la cirugía de cabeza y cuello es todavía limitado por la presencia de la tomografía computarizada multicorte la cual actualmente sigue siendo el examen "gold standard" por tradición y prestaciones (1). Las características técnicas de los equipos de tomografía multicorte, así como los de haz cónico tienen diferencias las cuales ofrecen resultados que, aunque son parecidos en una visión general, podrían diferir en las características de calidad de imagen necesarias

en las diferentes áreas anatómicas de la región de cabeza y cuello. Por esta razón, diversos grupos en el mundo han evaluado y comparado las dos técnicas para el diagnóstico, planeación y ejecución de tratamientos en áreas específicas del complejo craneal.

La principal diferencia radica en la capacidad de diferenciar tejidos duros de los blandos simultáneamente en el mismo examen, razón por la cual la TCHC ha sido descartada en muchos procedimientos que requieren la visualización y contraste de densidades entre estos dos tipos de tejidos; esto está dado por las características técnicas de los componentes de los equipos (tamaño de voxel, poder del tubo de rayos X, FOV entre otras) las cuales mejoran o disminuyen las características imagenológicas del examen. En el caso de las TCHC, a pesar de que mantienen su esquema básico de adquisición de imágenes, difieren en el tipo de detectores (*hardware*) y en los algoritmos de reconstrucción (*software*), así como también en los parámetros de exposición (2). Esto ha dificultado la estandarización de parámetros para la medición de la cantidad o calidad ósea en lo cual se ha venido trabajando para tratar de homologar este protocolo de calidad con el que cuentan los aparatos de Tomografía Computarizada Multicorte (TCMC) (2).

La cirugía de cabeza y cuello, y en especial la cirugía craneofacial y reconstructiva, han visto una oportunidad en el uso de la TCHC para diferentes tipos de procedimientos basados en 3 aspectos importantes: la disminución en la dosis de radiación sobre el paciente, la facilidad de toma del examen y su bajo costo (3). Un factor determinante en el bajo costo de la tecnología TCHC es el tubo de rayos X, el cual puede ser implementado con especificaciones técnicas similares a los equipos panorámicos; igualmente, el diseño del *gantry* del TCHC es similar al del equipo panorámico, solo que para

la TCHC involucran detectores digitales más avanzados, *hardware* y *software* de reconstrucción (4). Tal vez el factor más importante es la disminución de dosis de radiación sobre los tejidos radiosensibles del cuerpo humano, que está dada por dos factores importantes que son el tamaño del campo visual (FOV) y los ajustes de exposición, que han mejorado en los equipos de última generación, los cuales utilizan una exposición de haz de rayos X pulsados que produce bajas dosis de radiación sobre los pacientes por su intermitencia durante el proceso de adquisición de las imágenes (5).

El uso de estas tecnologías y su creciente desarrollo podrían mejorar las cualidades técnicas de los equipos de la TCHC y ampliar el espectro de uso en áreas diferentes a los maxilares; sin embargo, hasta el día de hoy se ha propuesto, estudiado y autorizado el uso de estos equipos y técnicas de imagen en diferentes áreas de la cirugía de cabeza y cuello, especialmente las que hacen referencia a la región frontal y lateral de la base del cráneo.

En el presente trabajo de investigación, se discutirán las diferencias técnicas entre la TCHC y la TCMC; los usos actuales por las diferentes especialidades involucradas en el diagnóstico y tratamiento de la patología craneofacial, sus limitaciones y el futuro de esta tecnología en el campo médico-odontológico.

DIFERENCIAS TÉCNICAS ENTRE CBCT Y MSCT

Básicamente, el funcionamiento de cualquier tomógrafo se basa en el uso de los rayos X desde una fuente o tubo de estos rayos que se dirigen hacia un sistema detector. Estos se mueven realizando un escaneo o barrido alrededor de un objeto o parte anatómica que, de acuerdo con su potencia y la densidad del objeto

o parte irradiada, producirá diferentes señales eléctricas, las cuales serán procesadas por un *software* basado en algoritmos, para finalmente producir una imagen que será definida por las características del equipo y las intrínsecas del tejido examinado (6).

A través del tiempo esta tecnología ha presentado cambios y mejoras las cuales han clasificado las diferentes generaciones de los tomógrafos siendo la tomografía computarizada helicoidal multicorte (TCMC) la más usada actualmente. La Tomografía Computarizada de Haz Cónico mejor conocida por sus siglas en inglés (CBCT) fue introducida a mediados de los años 90 por Tacconi y Mozzo como el primer aparato de tomografía digital para la región maxilofacial (5, 6).

En la TCMC, el paciente se desplaza a través del gantry mientras en este la fuente de rayos X y los detectores trabajan simultáneamente girando en 360 grados alrededor del paciente formando una trayectoria en espiral o helicoidal de la cual toma el nombre esta tecnología. Este proceso determina un parámetro importante que es el Pitch, el cual representa el radio de desplazamiento de la mesa en movimiento por el número de secciones las cuales puedan ser adquiridas por el scanner en una rotación (7).

Los mecanismos de adquisición de la imagen para la TCHC son un poco más simples; esta se realiza por rotación de un brazo o plataforma el cual tiene la fuente y el detector en una posición fija. De la fuente, salen los rayos X de forma cónica, los cuales atraviesan el centro del objeto o parte a examinar y se dirigen hacia el detector que se encuentra en el lado opuesto (5, 6) esta acción se realiza durante un giro de 360 grados durante el cual se obtienen las diferentes señales o información la cual se organizará en lo que se denomina (*raw data*) para que

después un *software* las convierta en una imagen tridimensional (6)

Durante la generación de los rayos X existen parámetros los cuales marcan la diferencia en cuanto a dosis de radiación y calidad de imagen. Los tomógrafos multicorte utilizan en promedio rangos de voltaje entre 80 y 140 kV usados al máximo poder en un tiempo transcurrido entre los 30 y 60 segundos; para la TCHC este parámetro cambia teniendo un rango entre 80 a 120 kV en un tiempo entre los 10 y los 40 segundos, sin embargo en términos generales, el tomógrafo de haz cónico trabaja en los 80 kV con un tiempo efectivo de exposición a los rayos X mucho más bajo debido a que la generación de estos es pulsada en concordancia a la activación de los detectores (7) Los detectores para ambos sistemas funcionan de una manera similar registrando la incidencia de los rayos X y convirtiendo esta energía en señales eléctricas las cuales son representadas en diferentes tipos en la escala de gris en un monitor.

La reconstrucción de la imagen es similar en los dos sistemas (TCMC y TCHC) los cuales recurren a operaciones matemáticas que convierten los valores de atenuación por voxel de la secuencia de imágenes base (raw data) en imágenes dentro de la escala de grises. Durante la reconstrucción son utilizadas cientos de proyecciones de rayos X adquiridas durante la toma las cuales en número son entre 800 y 1500 proyecciones para la TCMC, en tanto que la TCHC utiliza un número menor de imágenes (entre 100 y 600), las cuales requieren un proceso computacional más complejo; pero puede realizarse en un computador personal sin requerir estaciones de trabajo especiales. Una vez hecha la reconstrucción, esta puede ser vista interactivamente en los tres planos sagital, axial y coronal, a través de visores dispuestos por los fabricantes. En esto se diferencia de la

TCMC, que requiere de *softwares* y estaciones de trabajo más especializadas

En la reconstrucción de la imagen, el voxel se constituye como la unidad tridimensional que en la TCMC es de tipo anisotrópico y en la TCHC es isotrópico, lo cual permite en esta última mediciones más precisas para los datos en cualquiera de los tres planos, como lo corroboraron en su estudio Ludlow y cols (8).

Con respecto a la dosis de radiación, y siguiendo el concepto llamado en inglés “*as low as reasonably achievable*” (ALARA), un protocolo de examen debe estar enfocado en obtener imágenes de suficiente calidad para dar un diagnóstico adecuado con la menor dosis de radiación posible. La TCMC, debido a sus grandes FOV, requiere de parámetros de exposición mayores, los cuales aumentan la dosis de radiación; por tanto, la TCHC tiene ventajas sobre la anterior debido a que el FOV es menor y se puede ajustar de acuerdo con la zona requerida para el examen, lo cual optimiza la selección del campo visual ajustándolo al área y, por consiguiente, minimizando la dosis de radiación. De igual manera, los parámetros de exposición también son menores para la TCHC, como ya lo habíamos mencionado (5, 7).

Las diferencias en la calidad de la imagen entre la TCMC y la TCHC presentan elementos que técnicamente no pueden ser evaluados comparativamente entre un sistema y el otro, pero existen unos determinantes de la calidad de la imagen como son la resolución, el ruido y los artefactos, que la afectan directamente.

La resolución espacial es la capacidad de un sistema de imágenes para distinguir estructuras pequeñas que están cerca una de la otra. Dentro de este concepto se involucra la diferencia en la resolución del voxel, donde la isotropía del voxel en la TCHC produce una resolución espacial

igual en los tres planos, mientras que en la TCMC el voxel anisotrópico cambia su resolución en el plano longitudinal, lo que afecta de igual manera la reconstrucción. Esto le da una ventaja a la TCHC sobre la TCMC, pues generalmente provee una mejor resolución espacial con baja dosis de radiación.

La resolución de contraste es la capacidad de un sistema de imágenes para distinguir pequeñas diferencias entre los tejidos y mostrarlas en una escala de grises. Es medida en unidades Hounsfield (UH), las cuales dan un valor de densidad de los tejidos del cuerpo de acuerdo con una escala de grises calibrada. Sin embargo, debido a la limitada resolución de contraste de la TCHC, hace casi imposible utilizarla para mostrar las diferentes estructuras de tejidos blandos tales como fluidos y tumores de la región maxilofacial, lo cual es de especial interés para los cirujanos maxilofaciales y de cabeza y cuello (5, 6).

Los ruidos y los artefactos en la imagen hacen referencia a las diferencias de densidad en la imagen radiográfica, que son afectados por el tamaño del voxel, el cual a menor tamaño mejora la resolución, pero aumenta el ruido y viceversa. Respecto de los artefactos que son defectos en la imagen no relacionados con el objeto examinado, generalmente son causados por factores relacionados al paciente (respiración, movimientos del paciente, principalmente por la posición es más susceptible cuando la toma se hace en posición de pie en TCHC), al propio escaneo o al haz de proyección geométrica. Objetos metálicos como restauraciones o implantes causan también defectos en la imagen que pueden de cierta forma distorsionarla y afectar los resultados diagnósticos (5, 7).

PROTOCOLOS Y USOS EN ORL

Una de las especialidades que históricamente ha estudiado e incorporado a sus herramientas de diagnóstico la TCHC es la otorrinolaringología, específicamente en las áreas de senos paranasales, base de cráneo, las intervenciones en el hueso temporal y, en los últimos años, la evaluación de las vías aéreas. La justificación de su uso se basa principalmente en la excelente resolución espacial y su calidad en la reconstrucción, debido al pequeño tamaño del voxel; sin embargo, todavía se encuentra en desventaja frente a la TCMC en relación con el contraste en los tejidos blandos, probablemente debido a las características de potencia generadas por el tubo de rayos X (3).

En la zona anterior del cráneo, la región anatómica más examinada son los senos paranasales y el área nasal, dentro de las cuales la rinosinusitis crónica, el trauma del tercio medio facial y las enfermedades asociadas a dificultad respiratoria son las más comunes (3). Generalmente, los parámetros de exposición para la evaluación de estas áreas se encuentran definidos en promedio entre 60 y 90 Kv, 2 a 15 mA, los rangos de giro entre 180 a 360 grados y los tiempos de exposición entre 18 y 28 segundos (3, 9-11). Otro factor importante entre los protocolos de examen es el FOV, el cual debe aumentarse para visualizar el conjunto de senos paranasales, pero también será posible utilizar un FOV pequeño en la exploración del hueso temporal. Igualmente, es importante tener en cuenta o ajustar el protocolo para disminuir al máximo los tiempos de exposición, lo que representará una menor dosis de radiación y menor presencia de artefactos originados por movimientos del paciente durante la toma del examen (10).

En lo referente al estudio del seno maxilar, los signos imagenológicos más

comunes son el engrosamiento de la membrana sinusal (Sneider), la acumulación de líquidos, la opacificación del seno y la presencia de pólipos (12). Estos hallazgos son importantes porque su presencia se correlaciona directamente con sintomatología sinusal de tipo obstructivo y pérdida del olfato (13); pero los estudios que en mayor proporción relacionan estos hallazgos son los que presentan patología odontogénica (12-14).

Algunos autores consideran que el engrosamiento de la membrana sinusal mayor a 2 mm se considera ya un hallazgo patológico en las mediciones tomográficas (14, 15); pero, cuando este llega o supera los 5 mm, se asocia a un riesgo progresivo de obstrucción de ostium (16). Asimismo, es un factor de riesgo la presencia de pólipos (pseudoquistes) (15), lo cual no contraindica procedimientos como la elevación de piso de seno maxilar, pero sí son hallazgos que indicarían la interconsulta con un otorrinolaringólogo antes de la intervención.

Respecto a la dosis, estudios señalan que el promedio de dosis efectiva de la TCHC es aproximadamente un 40% menor comparado con la TCMC estándar, con un rango entre 0,05-0,48 mSv, lo cual hace de la TCHC un examen de dosis de radiación baja, bajo costo y un calidad de imagen óptima frente a los tomógrafos convencionales (TCMD-TCMC); sin embargo, existen limitaciones frente a la demarcación (contraste) de los tejidos blandos (9, 17, 18).

El hueso temporal y sus componentes es el objeto de estudio de los otólogos los cuales necesitan un examen tomográfico de alta nitidez y contraste para la diferenciación de las estructuras anatómicas del oído medio e interno, las enfermedades crónicas del oído y otros tipos de patologías del desarrollo o adquiridas como la hipoacusia o la sordera de tipo

conductorio. A pesar de que la tomografía convencional ha sido el gold estándar para visualizar los tejidos duros y blandos, esto ha cambiado desde la introducción de la TCHC, la cual provee una buena nitidez y contraste con un costo y dosis de radiación bajos, además de mejorar la visualización de las estructuras del oído medio e interno y base de cráneo lateral. Es acogido como examen de rutina pre y posoperatorio en las intervenciones otológicas, pues provee una reconstrucción ideal de las estructuras anatómicas obteniendo así un papel importante dentro de las imágenes de rutina para el examen del hueso temporal (19).

Otro uso de la TCHC dentro de la otología fue, inicialmente, para el control postoperatorio de la instalación de aparatos anclados al hueso, para tratamiento de la sordera de tipo conductorio (implantes cocleares), pues proveía una excelente visualización y contraste en el control de posición y oseointegración de los anclajes óseos (20, 21). Sin embargo, la definición de los protocolos de implantación y la facilidad de manejo del equipo, aumentó las posibilidades de su uso para la evaluación preoperatoria no solo de la región anatómica, sino de la inserción y posicionamiento del electrodo en la cóclea (22).

En conclusión, la TCHC ofrece unos excelentes resultados en cuanto a la observación de las estructuras óseas anatómicas del esqueleto facial anterior y base craneal anterior y lateral mostrando un alto contraste entre las estructuras, baja presencia de artefactos relacionados a la técnica radiográfica más no a la posición o al tiempo de duración del examen, unos protocolos de baja radiación comparado con los protocolos tradicionales en la TCMD o TCMC, sin embargo el contraste de los tejidos blandos sigue siendo su debilidad (10-12, 17, 20-22)

CBCT EN OFTALMOLOGÍA

En el campo de la oftalmología, pero más precisamente en la cirugía oculoplástica, también se ha trabajado en el estudio y utilización de la tecnología TCHC como herramienta de diagnóstico, planificación de tratamiento y control de calidad posoperatoria, donde actualmente se usan como exámenes de rutina, la tomografía multicorte (TCMC) y la IRM, esta última para la evaluación de procesos inflamatorios y tumorales (23). El uso principal de la tomografía es la evaluación del trauma orbitario; esta región anatómica forma parte del tercio medio facial en el cual se encuentran el 50 % de todas las fracturas faciales (24).

De acuerdo con las dificultades anatómicas de la órbita y la complejidad del trauma, se debe escoger muy bien el tipo de imagen a utilizar en su tratamiento. La TCHC, desde hace algunos años, aparece como una alternativa para la evaluación orbitaria, debido a sus características entre las cuales se hace énfasis en la calidad de la imagen, cortos tiempos de exposición, dosis bajas que siguen el principio de ALARA, facilidad de disposición de los aparatos en salas de emergencia y quirófanos, así como su bajo costo (25-27).

Las características a evaluar en un trauma orbitario son esencialmente, la integridad de los componentes anatómicos óseos, la presencia de fracturas, diplopías o anomalías en los movimientos oculares secundarios a lesión, o atrapamientos de los músculos intrínsecos de la órbita principalmente de los músculos rectos, las asimetrías de posición del globo orbitario, el desplazamiento de la grasa orbitaria hacia el seno maxilar, el compromiso de los sistemas de drenaje lacrimal y sinusal, así como la presencia de hematomas en el región retrobulbar de la órbita, las cuales pueden aumentar la presión en esa zona y producir daños

sobre el nervio óptico. Por esta razón, es importante actuar con cautela y agudeza para ordenar el tipo de examen adecuado de acuerdo con las características iniciales del trauma, la historia, los síntomas y las lesiones concomitantes a las orbitarias (23, 24).

De igual manera actualmente el manejo de secuelas de trauma se realiza con la ayuda de los softwares de reconstrucción los cuales debido a su excelente definición y presentación en detalle de las imágenes, es factible duplicar la imagen de la órbita afectada, a partir de la imagen orbitaria contralateral para realizar la planeación de la cirugía reconstructiva, sin embargo estudios sugieren tener en cuenta variables como la edad y el género como parámetros durante el proceso de reconstrucción orbitaria bilateral, pues estos pueden modificar el volumen y las características anatómicas de la órbita (24, 28)

Muchos traumas son causados no solo por objetos contundentes o cortocontundentes, sino por la presencia de cuerpos extraños en la zona de trauma adquiridos durante la injuria. Pensando en esto, algunas investigaciones se han enfocado en revisar la agudeza de los diferentes tipos de medios diagnósticos más usados en el trauma facial buscando el tipo de imagen que pueda incluir la visibilidad del mayor número de materiales que sea posible ubicar en la órbita, como cuerpos extraños que pueden traer signos y síntomas como la endoftalmitis y hasta la pérdida de la visión (29).

Una estructura que hace parte del componente orbitario es el sistema de drenaje lacrimal, el cual puede verse comprometido por obstrucción. Su principal signo clínico es la epifora (lagrimeo), cuya frecuencia es del 3% y afecta principalmente a las mujeres (30, 31). Tradicionalmente, el examen para la evaluación y el diagnóstico de las obstrucciones de

sistema lacrimal es la dacriocistografía por sustracción, la cual permite observar la permeabilidad del sistema, pero muchas veces es insuficiente para valorar y determinar las causas cuando están comprometidas estructuras anatómicas vecinas como los senos paranasales y la cavidad nasal, de los cuales pueden originarse patologías de tipo obstructivo como algún tipo de tumor o patología litiásica o inflamatoria (32). Debido a esto, la TCMC emergió como examen alternativo a la dacriocistografía para la evaluación de las estructuras aledañas al sistema de drenaje nasolacrimal; sin embargo, la aparición de otras tecnologías como la TCHC la cual ofrece similar calidad de imagen a la CT convencional, estimuló a diferentes grupos de experimentación a probar esta técnica la cual dio unos resultados satisfactorios debido a su facilidad de uso en salas de procedimientos ayudado por su diseño modificado del C-arm (brazo en C), en cual puede ser utilizado intraoperatoriamente con resultados de imágenes con alta resolución espacial mejorando los obtenidos con los intensificadores de imagen convencionales y, adicionalmente, con niveles de dosis de radiación muy inferiores a los de la tomografía multicorte.

Este protocolo agrega un medio de contraste inyectado manualmente durante la adquisición y la toma se realiza con un equipo TCHC con un brazo en C (C-arm), un rango de rotación de 240 grados en un tiempo de adquisición de 8 segundos. Posteriormente, el *software* realizará la reconstrucción 3D para su posterior análisis. Actualmente esta técnica es conocida como dacriocistografía por TCHC y es utilizada en muchos centros oftalmológicos como método de elección para la evaluación del sistema nasolacrimal y sus estructuras vecinas por su excelente resultado diagnóstico, su baja dosis de radiación sobre estructuras sensibles como el cristalino y su facilidad de uso intraoperatorio y bajo costo (32).

También en el campo de la cirugía reconstructiva, en donde la órbita ha pedido su anatomía por trauma principalmente o patología tumoral; la reconstrucción anatómica se basa en la creación de modelos estereolitográficos a partir de una TCHC, o la creación de modelos renderizados en los cuales, mediante *softwares* específicos de casas fabricantes de prótesis, se puedan diseñar y reproducir modelos protésicos predecibles y exactos para la reparación de cualquier defecto orbitario (33). En este sentido, Wilde y cols. han propuesto un diagrama de flujo de trabajo al respecto, el cual inicia con la toma del examen tomográfico y su correlación clínica; seguido por la planificación y simulación de modelos virtuales o estereolitográficos para la prefabricación de prótesis o implantes anatómicos. Posteriormente, se lleva a cirugía el paciente y se realiza la colocación de la prótesis o implante y, por último, se realiza un nuevo examen para la validación del resultado en el paciente y compararlo con los diseños previos realizados, haciendo superposición o fusión de los estudios pre y postoperatorios (33).

En la validación de los resultados intraoperatorios existen diferentes tipos de exámenes, como la ultrasonografía, la resonancia magnética, la tomografía convencional (TCMC-TCMD) y la tomografía computarizada de haz cónico (TCHC); pero también hay requerimientos necesarios para la evaluación, entre los cuales tenemos la resolución del examen, la disponibilidad, la duración de la toma, la seguridad y facilidad de manejo por parte del equipo de trabajo y la disponibilidad de imágenes multiplanares y sistemas de almacenamiento de las mismas, siendo la TCHC la que cumple en mejor forma los requisitos mencionados anteriormente (33). Sin embargo, estos equipos móviles presentan unas limitaciones frente a los fijos (CT), por ejemplo la baja potencia

del tubo de rayos X, lo cual se traduce en resolución más baja, un menor campo visual (FOV) y un sobrecalentamiento cuando se necesita usarlo por tiempos prolongados, como en el caso de la cirugía cardiovascular. No obstante, en cirugía de cabeza y cuello los tiempos de uso son limitados y esta última limitación puede no afectar en el momento de su uso.

Otro campo en el cual también se está usando la tomografía de haz cónico es en la radiología intervencionista donde, mediante el uso de un tomógrafo TCHC de alta resolución, acompañado de un medio de contraste yodado aplicado en arterias que irrigan el cerebro o hacen anastomosis con otras que van hacia la órbita (angiografía cerebral), se logra mostrar un mapa arterial, el cual es de gran importancia para la planeación del tratamiento en casos de microembolización arterial o para lograr perfusión en zonas arteriales obstruidas, a fin de preservar la agudeza visual y evitar la pérdida de la visión (34).

CIRUGÍA CRANEOFACIAL ASISTIDA POR COMPUTADOR

A través del tiempo, los cirujanos siempre se han esforzado en lograr perfeccionar las técnicas quirúrgicas para obtener unos resultados predecibles y satisfactorios en todas las áreas competentes con la cirugía craneomaxilofacial. Para lograr esto, siempre han realizado un trabajo preliminar para diseñar un procedimiento o implementar una técnica buscando predecir un resultado el cual será usado, modificado o descartado de acuerdo con los objetivos planteados para el éxito del tratamiento.

Desde hace aproximadamente 20 años, se ha estudiado la forma de introducir o adaptar a las ciencias médicas,

una tecnología que se usaba en otros campos de la industria. Fue así como nació la cirugía asistida por computador (CAC) la cual incorpora las imágenes diagnósticas tridimensionales con *softwares* de medición, análisis y transformación de estas en modelos o prototipos para mejorar los resultados de procedimientos que anteriormente quedaban a merced de la capacidad artística del cirujano (35, 36)

A partir de este concepto, se generó un flujo de trabajo que inicia con la toma de las imágenes en la que, tradicionalmente, la tomografía multicorte (TCMC) predominaba como el examen de elección por su gran calidad de imagen, pero con sus grandes debilidades descritas anteriormente (altas dosis de radiación y dificultad técnica de obtenerlo tanto en las fases preoperatorias e intraoperatorias). La TCHC aparece como un examen de excelente calidad de imagen, baja dosis de radiación, bajo costo y fácil disponibilidad, por lo cual se ha empezado a utilizar en diferentes áreas como la radioterapia oncológica, la otorrinolaringología, la radiología intervencionista, la implantología y la cirugía craneomaxilofacial, entre otras. De allí surgieron tomógrafos de campos visuales (FOV) pequeños, medianos y grandes, los cuales se adaptan a las necesidades del tamaño del campo a examinar y, por consiguiente, ajustan las dosis de radiación y permiten la valoración tanto de la parte ósea como la de tejidos blandos faciales y estructuras aledañas del macizo craneofacial (35). Respecto de la dosis en campos grandes, también existe una gran diferencia entre la TCHC, la cual tiene un rango entre 69 y 560 mSV, contra los 860 a 2000 microSV emitidos por la TC convencional (2, 37).

El flujo de trabajo en la cirugía asistida por computador incluye 4 pasos principales antes de aplicar el proceso en la sala de operaciones: 1) Adquisición

de la imagen; 2) Exportación y conversión de los archivos (DICOM/STL) a los diferentes *softwares* de planificación; 3) Manipulación de los datos (se refiere a la manipulación del *software* de acuerdo con la cirugía que necesitemos planificar); 4) Generación de plantillas, prototipos o modelos que usaremos en la planificación o el desarrollo del proceso quirúrgico (35-38).

Para la producción de estos modelos existen varias técnicas: la estereolitografía (SLA), que es el método más conocido; la sinterización por láser (SLS); el modelado por fundición (FDM); la laminación (LOM) y la inyección de sustancias principalmente plásticas (39).

Para el desarrollo del concepto de cirugía asistida por computador existen dos técnicas principales: la cirugía guiada por imágenes, la cual consiste en observar y manipular las estructuras anatómicas del paciente posicionando los instrumentos y correlacionando en las imágenes obtenidas en tiempo real en los 3 planos, lo cual es usado comúnmente en neurocirugía y cirugía de órbita (40). Esto es como estar operando con un “mapa o GPS”; sin embargo, esta tecnología requiere de mayor entrenamiento y de su disponibilidad, pues no es muy común en las diferentes instituciones.

En cirugía craneofacial para la corrección de anomalías congénitas craneales, tales como las craneosinostosis, se sigue el flujo de trabajo para planificar las osteotomías y el reposicionamiento de los segmentos óseos craneales mediante la creación de plantillas basadas en datos de imágenes de la bóveda craneal de pacientes de la misma edad. La primera plantilla será para la planificación quirúrgica de las osteotomías y la segunda, para la conformación del neocráneo y la fijación de los segmentos óseos; esto se lleva a cabo mediante los sistemas CAD (*computed assisted desing*) y CAM

(*computed assisted manufacturing*). Esta planificación basada en las plantillas será transferida al paciente en cirugía para disminuir el tiempo quirúrgico, los riesgos, mejorar el aspecto estético-anatómico del nuevo cráneo y lograr un acercamiento entre el cirujano y la familia, que entenderá mejor el problema y los retos que requiere la intervención (41, 42). De igual manera, este protocolo aplica para las craneoplastias parciales por secuelas de trauma o tumorales, en las cuales se debe reconstruir alguna zona de la bóveda craneal o de las estructuras craneofaciales por pérdida de sustancia ósea con algún tipo de material, como el titanio en malla, los implantes de hidroxiapatita, la resina porosa o los PEEK (polyetheretherketone) (43, 44).

En el campo de la cirugía reconstructiva, el flujo de trabajo va encaminado a reproducir el lado o zona anatómica afectada basada en la imagen contralateral a partir del lado no afectado, aplicando la técnica virtual de reconstrucción por superposición de imágenes en espejo de lado opuesto, la cual permite desde diseñar una prótesis del defecto, hasta planear una cirugía de injertos libres o microvascularizados, lo que permite planear los cortes sobre el hueso a trasplantar para agilizar el modelamiento del mismo y adaptarlo a la zona, así como también la adaptación de la placas de reconstrucción en titanio para la fijación de los injertos (35, 45, 46). Esta técnica es muy usada tanto en cirugías ablativas de mandíbula como en la reconstrucción de las órbitas (47, 48). Estas técnicas mejoran los tiempos de cirugía, lo que repercute directamente en la reducción de la isquemia en un colgajo.

En el caso de la distracción osteogénica, también tiene un papel importante la cirugía asistida por computador, principalmente para la fabricación de modelos craneofaciales que servirán en

la planificación de las osteotomías y la orientación y adaptación de los distractores (intraorales y/o extraorales), labor que realiza generalmente el cirujano durante la cirugía, asumiendo retos importantes en la alineación de los distractores principalmente cuando son bilaterales en los 3 planos. El uso de este proceso facilita la elección de los distractores, facilita su colocación, disminuye los tiempos quirúrgicos y evita el daño iatrogénico de estructuras anatómicas como las raíces dentales, los gérmenes dentales, los paquetes neurovasculares y la activación de fuerzas en vectores diferentes, los cuales pueden afectar los procesos condilares y la dirección del movimiento de los maxilares (49).

La cirugía ortognática ha sido uno de las especialidades en donde más se ha trabajado la cirugía asistida, la cual se desarrolló a partir de la necesidad de obtener resultados más exactos, disminuyendo el margen de error que hay con la planificación convencional basada en modelos de yeso, montaje en articulador semiajustable y múltiples medidas y cortes sobre este. El principal reto fue y sigue siendo la estandarización de las medidas craneométricas en los volúmenes obtenidos a partir de una TCHC para el inicio de las medidas y movimientos a realizar entre los maxilares. Una vez obtenido el *raw data*, se escanean los modelos en un scanner de mesa para luego fusionarlos al volumen craneofacial e iniciar el análisis cefalométrico 3D e iniciar la simulación quirúrgica, la cual obtendrá como resultado la confección de las férulas intermedia y final para la cirugía (40, 50, 51). Sin embargo, una de las limitaciones de esta técnica está cuando se tiene la necesidad de realizar osteotomías segmentarias que tendrán repercusión en la oclusión final, por lo cual todavía son imprecisas al momento de realizar la férula final. Pero ya se está trabajando en la fabricación de plantillas con el mismo principio de las realizadas

para corrección de craneosinostosis, a fin de facilitar las osteotomías y aumentar la precisión de los resultados, de modo que los pacientes obtengan mayor simetría y disminuyan las probabilidades de reintervenciones o reembolsos para este tipo de cirugías.

CONCLUSIONES

La cirugía reconstructiva de la región craneofacial tiene en la TCHC una herramienta fundamental, pues con FOV de tamaño cefálico y el manejo de archivos DICOM / STL, permite diseñar e imprimir plantillas para osteotomías, prótesis, preadaptación de material de osteosíntesis, simulaciones quirúrgicas, entre otros, con gran precisión, disminuyendo los tiempos quirúrgicos, costos y posibilidad de reintervenciones. Además, la TCHC es una alternativa importante a tener en cuenta para el diagnóstico y tratamiento de patologías o procesos relacionados con los tejidos duros del esqueleto facial y la base de cráneo, no solo por su calidad de imagen, sino por producir una dosis de radiación baja y tener un bajo costo comparado con el de los tomógrafos médicos. Sin embargo, su mayor limitación está relacionada con la baja capacidad de contraste con los tejidos blandos circundantes, por lo cual la TCMD sigue siendo, en este caso, el examen más recomendable.

Contribución del autor: Jorge Iván Mora Mendoza ha participado en la concepción del artículo, la recolección de datos, su redacción y aprobación de la versión final.

Fuente de financiamiento: Autofinanciada.

Conflictos de interés: El autor declara no tener conflictos de interés de ningún tipo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Güldner C, Pistorius SM, Diogo I, Bien S, Sesterhenn A, Werner JA. Analysis of pneumatization and neurovascular structures of the sphenoid sinus using cone-beam tomography (CBT). *Acta radiologica* 2012; 53: 214-9.
2. Hirabayashi S, Umamoto N, Tachi M, Sugawara Y, Sakurai A, Harii K. Optimized 3-D CT scan protocol for longitudinal morphological estimation in craniofacial surgery. *Journal of Craniofacial Surgery* 2001; 12: 136-40.
3. Stutzki M, Jahns E, Mandapathil MM, Diogo I, Werner JA, Güldner C. Indications of cone beam CT in head and neck imaging. *Acta oto-laryngologica* 2015; 135: 1337-43.
4. Adibi S, Zhang W, Servos T, O'Neill PN. Cone beam computed tomography in dentistry: what dental educators and learners should know. *Journal of dental education* 2012; 76: 1437-42.
5. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: A review. *Physica Medica* 2015; 31: 844-60.
6. Ronda N. Aplicaciones de la TAC en endodoncia. *Electronic Journal of Endodontics* 2012; 11 (2): 635-62.
7. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America* 2012; 20: 1-17.
8. Valentin J. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. Oxford: Elsevier; 2007.
9. Al Abduwani J, ZilinSkienne L, Colley S, Ahmed S. Cone beam CT paranasal sinuses versus standard multidetector and low dose multidetector CT studies. *American journal of otolaryngology* 2016; 37: 59-64.
10. Xu J, Reh D, Carey J, Mahesh M, Siewerdsen J. Technical assessment of a cone-beam CT scanner for otolaryngology imaging: image quality, dose, and technique protocols. *Medical physics* 2012; 39: 4932-42.
11. Dillenseger J-P, Matern J-F, Gros C-I, Bornert F, Goetz C, Le Minor J-M, et al. MSCT versus CBCT: evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging. *European radiology* 2015; 25: 505-15.
12. Horwitz Berkun R, Polak D, Shapira L, Eliashar R. Association of dental and maxillary sinus pathologies with ear, nose, and throat symptoms. *Oral diseases* 2018; 24: 650-6.
13. Croy I, Nordin S, Hummel T. Olfactory disorders and quality of life—an updated review. *Chemical Senses* 2014; 39: 185-94.
14. Capelli M, Gatti P. Radiological study of maxillary sinus using CBCT: relationship between mucosal thickening and common anatomic variants in chronic rhinosinusitis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 2016; 10: MC07.

15. Shanbhag S, Karnik P, Shirke P, Shanbhag V. Cone-beam computed tomographic analysis of sinus membrane thickness, ostium patency, and residual ridge heights in the posterior maxilla: implications for sinus floor elevation. *Clinical oral implants research* 2014; 25: 755-60.
16. Carmeli G, Artzi Z, Kozlovsky A, Segev Y, Landsberg R. Antral computerized tomography pre-operative evaluation: relationship between mucosal thickening and maxillary sinus function. *Clinical oral implants research* 2011; 22: 78-82.
17. Rafferty MA, Siewerdsen JH, Chan Y, Moseley DJ, Daly MJ, Jaffray DA, et al. Investigation of C-arm cone-beam CT-guided surgery of the frontal recess. *The Laryngoscope* 2005; 115: 2138-43.
18. Vargas CS, Dierckx D, Rogge F, Lichtherte S, Struelens L. Dosimetric study of the use of CBCT in diagnostic radiology: Sinus and middle ear. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics* 2014; 30: e19-e20.
19. Güldner C, Diogo I, Bernd E, Dräger S, Mandapathil M, Teymoortash A, et al. Visualization of anatomy in normal and pathologic middle ears by cone beam CT. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 2017; 274: 737-42.
20. Güldner C, Heinrichs J, Weiß R, Zimmermann AP, Dassinger B, Bien S, et al. Visualisation of the Bonebridge by means of CT and CBCT. *European journal of medical research* 2013; 18: 30.
21. Guberina N, Dietrich U, Arweiler-Harbeck D, Forsting M, Ringelstein A. Comparison of radiation doses imparted during 128-, 256-, 384-multislice CT-scanners and cone beam computed tomography for intra-and perioperative cochlear implant assessment. *American journal of otolaryngology* 2017; 38: 649-53.
22. Güldner C, Wiegand S, Weiss R, Bien S, Sesterhenn A, Teymoortash A, et al. Artifacts of the electrode in cochlea implantation and limits in analysis of deep insertion in cone beam tomography (CBT). *European Archives of Oto-rhino-laryngology* 2012; 269: 767-72.
23. Hatcher DC. CT & CBCT imaging: assessment of the orbits. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics* 2012; 24: 537-43.
24. Wikner J, Riecke B, Gröbe A, Heiland M, Hanken H. Imaging of the midfacial and orbital trauma. *Facial Plastic Surgery* 2014; 30: 528-36.
25. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *European journal of radiology* 2009; 71: 461-8.
26. Wang J-W, Tang C, Pan B-R. Data analysis of low dose multislice helical CT scan in orbital trauma. *International journal of ophthalmology* 2012; 5: 366.
27. Brisco J, Fuller K, Lee N, Andrew D. Cone beam computed tomography for imaging orbital trauma—image quality and radiation dose compared with conventional multislice computed tomography. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2014; 52: 76-80.

28. Friedrich RE, Bruhn M, Lohse C. Cone-beam computed tomography of the orbit and optic canal volumes. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2016; 44: 1342-9.
29. Deramo VA, Shah GK, Baupal CR, Fineman MS, Corrêa ZM, Benson WE, et al. Ultrasound biomicroscopy as a tool for detecting and localizing occult foreign bodies after ocular trauma. *Ophthalmology* 1999; 106: 301-5.
30. Linberg JV, McCormick SA. Primary acquired nasolacrimal duct obstruction: a clinicopathologic report and biopsy technique. *Ophthalmology* 1986; 93: 1055-63.
31. Herzig S, Hurwitz J. Lacrimal sac calculi. *Canadian journal of ophthalmology Journal canadien d'ophtalmologie* 1979; 14: 17-20.
32. Wilhelm KE, Rudolf H, Greschus S, Garbe S, Lüsse M, Lischka T, et al. Cone-beam computed tomography (CBCT) dacryocystography for imaging of the nasolacrimal duct system. *Clinical Neuroradiology* 2009; 19: 283.
33. Wilde F, Schramm A. Intraoperative imaging in orbital and midface reconstruction. *Facial Plastic Surgery* 2014; 30: 545-53.
34. Kadooka K, Tanaka M. Ophthalmic systems completely supplied from dural arteries indicate the utility of endovascular treatment of cerebral aneurysms. *Interventional Neuroradiology* 2015; 21: 765-8.
35. Edwards SP. Computer-assisted craniomaxillofacial surgery. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics* 2010; 22: 117-34.
36. Bianchi A, Muyldermans L, Di Martino M, Lancellotti L, Amadori S, Sarti A, et al. Facial soft tissue esthetic predictions: validation in craniomaxillofacial surgery with cone beam computed tomography data. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2010; 68: 1471-9.
37. Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortenesniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology* 2009; 38: 367-78.
38. Adolphs N, Liu W, Keeve E, Hoffmeister B. Craniomaxillofacial surgery planning based on 3D models derived from Cone-Beam CT data. *Computer Aided Surgery* 2013; 18: 101-8.
39. Yim HW, Nguyen A, Kim YK. Facial contouring surgery with custom silicone implants based on a 3D prototype model and ct-scan: a preliminary study. *Aesthetic plastic surgery* 2015; 39: 418-24.
40. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF. Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America* 2005; 13: 25-39.
41. Mardini S, Alsubaie S, Cayci C, Chim H, Wetjen N. Three-dimensional preoperative virtual planning and template use for surgical correction of craniosynostosis. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* 2014; 67: 336-43.

42. Girod S, Teschner M, Schrell U, Kevekordes B, Girod B. Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery* 2001; 29: 156-8.
43. Parthasarathy J. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Annals of maxillofacial surgery* 2014; 4: 9.
44. Thiele OC, Nolte IM, Mischkowski RA, Safi AF, Perrin J, Zinser M, et al. Cranio-maxillofacial patient-specific CAD/CAM implants based on cone-beam tomography data—a feasibility study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2018; 46 (9): 1461-4.
45. Rohner D, Guijarro-Martínez R, Bucher P, Hammer B. Importance of patient-specific intraoperative guides in complex maxillofacial reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2013; 41: 382-90.
46. Modabber A, Gerressen M, Stiller MB, Noroozi N, Füglein A, Hölzle F, et al. Computer-assisted mandibular reconstruction with vascularized iliac crest bone graft. *Aesthetic plastic surgery* 2012; 36: 653-9.
47. Schreurs R, Dubois L, Becking A, Maal T. Implant-oriented navigation in orbital reconstruction. Part 1: technique and accuracy study. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 2018; 47: 395-402.
48. Sozzi D, Gibelli D, Canzi G, Tagliaferri A, Monticelli L, Cappella A, et al. Assessing the precision of posttraumatic orbital reconstruction through “mirror” orbital superimposition: a novel approach for testing the anatomical accuracy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 2018; 46 (8): 1258-62.
49. Varol A, Basa S. The role of computer-aided 3D surgery and stereolithographic modelling for vector orientation in premaxillary and trans-sinusoidal maxillary distraction osteogenesis. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 2009; 5: 198-206.
50. Swennen GR, Schutyser FA, Hausamen J-E. *Three-dimensional cephalometry: a color atlas and manual*. Nueva York: Springer Science & Business Media; 2005.
51. Lo L-J, Weng J-L, Ho C-T, Lin H-H. Three-dimensional region-based study on the relationship between soft and hard tissue changes after orthognathic surgery in patients with prognathism. *PLoS one* 2018; 13: e0200589.

CORRESPONDENCIA: Jorge Iván Mora Mendoza, drjorgeivanmora@gmail.com

ARTÍCULO RECIBIDO: 13/08/2018

ARTÍCULO ACEPTADO: 09/11/2018