



EVOLUCIÓN DE LA IMAGENOLÓGIA DIAGNÓSTICA EN ORTODONCIA Y CIRUGÍA ORTOGNÁTICA

**Monografía para la Obtención del
Título de Especialista en Cirugía y
Traumatología Oral y Maxilofacial**

Residente: Dr. Paulo García Castillo

**Director Del Programa
Prof. Dr. Edwin Valencia Mundy
Cátedra De Cirugía y Traumatología
Oral y Maxilofacial**

**Valparaíso – Chile
2014**

DEDICATORIAS Y AGRADECIMIENTOS.

A Dios por protegerme durante todo mi camino y darme fuerzas para superar obstáculos y dificultades a lo largo de toda mi vida.

A tu paciencia y comprensión, preferiste sacrificar tu tiempo para que yo pudiera cumplir con el mío, por todas las horas que nos hemos privado. Por tu bondad y sacrificio me inspiraste a ser mejor para Ti, ahora puedo decir que esta monografía lleva mucho de Ti, gracias por estar siempre a mi lado, Ana.

Con todo mi cariño y mi amor para la persona que hizo todo en la vida para que yo pudiera lograr mis sueños, por motivarme y darme la mano cuando sentía que el camino se terminaba, a ti por siempre mi corazón y mi agradecimiento.

Mamá

Como un padre siempre fuiste y como una madre también, gracias a su sabiduría influyeron en mi la madurez para lograr todos los objetivos en la vida, es para ustedes está monografía en agradecimiento por todo su amor.

Gracias amados Abuelos (Q.E.P.D)

A mi hermano por ser parte importante de mi existencia y por hacerme sentir un ejemplo para El.

Al Doctor Edwin Valencia, por sus conocimientos entregados y su valiosa guía y asesoramiento en la realización de esta monografía.

A mis profesores gracias por confiar en mí, Dr. Joaquín Jaramillo gracias por la confianza y apoyo, Dr. Marco Nasi gracias por su apoyo, su paciencia y por compartir su tiempo y conocimientos, Dr. Gastón Corona, gracias por su apoyo y ayuda cuando la necesite, Dr. Oscar Badillo gracias por sus enseñanzas clínicas y de vida, Dr. Roberto Osbén gracias por transmitirme sus conocimientos, por estar disponible para ayudarme siempre que lo he necesitado, y sobre todo por ser un amigo. A todos mis profesores que en este andar por la vida, influyeron con sus lecciones y experiencias en formarme como una persona de bien y preparada para los retos que pone la vida, a todos y cada uno de ellos les dedico cada una de estas páginas de esta monografía.

A mis compañeros de Postgrado por haber tenido la suerte de conocerlos, de compartir una misma ilusión por nuestra profesión, por todos los momentos que hemos pasado juntos dentro y fuera de la vida Hospitalaria.

Y no me puedo ir sin antes decirles, que sin ustedes a mi lado no lo hubiera logrado, tantas desveladas y horas menos de sueño sirvieron de algo y aquí está el fruto. Les agradezco a todos Ustedes con toda mi alma el haber llegado a mi vida y el compartir momentos agradables, momentos tristes y difíciles, pero esos momentos son los que nos hacen crecer y valorar a las personas que nos rodean. Los quiero mucho y nunca los olvidaré.

Paulo Cesar García Castillo

INDICE.

INTRODUCCION.....	1
REVISION DE LA LITERATURA.....	4
1. Desarrollo de las técnicas tridimensionales.....	4
2. Análisis cefalométricos.....	27
3. Conceptos generales de análisis aplicados a los sistemas CT y CBCT...	44
4. Planificación 3d en cirugía ortognática.....	51
CONCLUSION.....	75
BIBLIOGRAFIA.....	76

INTRODUCCION

Las deformidades dentofaciales son descritas por Fish y Epker como cualquier condición en la cual el esqueleto facial esta significativamente diferente al normal; por lo tanto hay maloclusion, y la apariencia facial está afectada, es decir toda persona que tenga alterada la forma de su cara asociada a una maloclusión tienen una deformidad dentofacial¹, estas anomalías pueden ser congénitas o adquiridas, y se encuentran presentes en nuestro medio, por esta razón el tratamiento de las mismas viene encaminado de la asistencia interdisciplinaria de diferentes especialistas periodoncistas, ortodontistas, cirujanos maxilofaciales, pediatras, cirujanos plásticos, médicos internistas, kinesiólogos, etc², con el único propósito de que nuestros pacientes reciban un tratamiento adecuado.

Las deformaciones dentofaciales pueden mostrar varios grados de compromiso funcional y estético. La malposición puede estar aislada a un maxilar o extenderse a múltiples estructuras craneofaciales, ser uni o bilateral y expresarse con distintos grados de variación en los planos faciales vertical, transversal y horizontal. (Corona G. et al. 2004)

Al menos el 50% de las características faciales esqueléticas son causadas por factores hereditarios, y de alguna manera el 50% restante son influenciadas ambientalmente, acentuando la tendencia hereditaria. En el caso específico del prognatismo mandibular, existe una fuerte asociación entre la herencia y la deformidad. (Corona G. et al., 2004; Proffit W. et al., 2002)

Para el tratamiento quirúrgico de las Dismorfosis Dentofaciales son utilizadas técnicas de osteotomías sobre los huesos maxilares que permiten la reestructuración del esqueleto facial³. Las técnicas quirúrgicas en cirugía ortognática han sufrido una constante evolución desde sus inicios. Con respecto a las técnicas quirúrgicas realizadas para corregir dismorfosis dentofaciales en mandíbula, éstas han presentado una importante evolución desde las primeras osteotomías mandibulares descritas por Simon H. Hüllihen en 1849. Estas técnicas incluyen principalmente osteotomías sobre el hueso maxilar superior del tipo Lefort I según Bell (OLFI), osteotomías sobre la mandíbula del tipo Sagital de Rama Bilateral según Obwegesser – Dalpont – Hunsuck – Epker (OSRB), Osteotomías Verticales de Rama (Bell, 1992; Epker et al., 1999; Epker y Wolford, 1980; Fonseca, 2000; Ghali y Sikes, 2000; Proffit et al., 2002) y Genioplastías (G) funcionales según Michelet aisladas o combinadas entre ellas.

El tratamiento de las deformidades dentofaciales ha experimentado un desarrollo notable en los últimos años. La sofisticación de las técnicas en el ámbito de la ortodoncia y de la cirugía permite en la actualidad resolver deformidades complejas con mínima morbilidad, y en periodos de tiempo relativamente cortos. La aplicación de los conceptos de cirugía mínimamente invasiva a este tipo de tratamientos hace que tratamientos tremendamente traumáticos en otro tiempo se puedan ejecutar en la actualidad en régimen casi ambulatorio⁵.

La antropometría fue la primera ciencia que se ocupó de estudiar las medidas del hombre, analizando el patrón morfológico humano sirviéndose de una serie de puntos de referencia para medir el cráneo, la cara y los dientes a través de ángulos, distancias o proporciones somáticas.

La cefalometría radiográfica, medición de la cabeza con rayos X, consiste en aplicar las técnicas radiográficas al estudio de la cabeza humana. Permite ver lo oculto, lo no visible y es una herramienta clave tanto para la medición del cráneo, la cara, los maxilares, la posición dentaria y sus respectivas relaciones espaciales, como para establecer un diagnóstico, valorar la evolución y resultado final del tratamiento o para valorar el crecimiento y el desarrollo en la forma de la cara.

Sin embargo el análisis radiográfico cefalométrico tiene una serie de limitaciones puesto que reduce a dos dimensiones (2D) una estructura que es tridimensional (3D) y por tanto proyecta sobre una misma placa todas las estructuras. Cuando se realiza una telerradiografía de cráneo lateral, posteroanterior o basilar se produce una superposición de las diferentes estructuras, creando dificultades a la hora de identificar y de realizar un análisis adecuado. Además, tiene una serie de limitaciones técnicas ya que las imágenes que se obtienen pueden sufrir algún tipo de magnificación o distorsión bien por errores asociados a los aparatos de rayos X o por errores de orientación de la cabeza del paciente que dependen de él mismo o del profesional que las realiza si no ha sido previamente instruido de un modo correcto en la toma de las mismas.

Los problemas anteriores se solucionaron con la aparición de la tomografía computarizada médica convencional (TC) como elemento diagnóstico que nos permitía analizar las estructuras tridimensionales en las tres dimensiones del espacio, proporcionando una imagen más real, aunque los elevados costes económicos y de reconstrucción en 3D y las altas dosis de radiación que recibían los pacientes limitaban su uso en la práctica clínica diaria.

Fruto de la búsqueda por obtener una reducción en estas dosis de radiación a las que se exponía el paciente, por lograr una elevada resolución espacial y por conseguir una reducción de los costes económicos que suponía el TC, surgió un nuevo tipo de tomografía computarizada de haz cónico (Cone Beam Computed Tomography- CBCT), también llamada imagen de haz cónico (Cone Beam Volumetric Image- CBVI), o tomografía volumétrica de haz cónico (Cone Beam Volumetric Tomography- CBVT). De este modo las dosis de radiación se consiguieron minimizar, siendo estas más similares a las dosis recibidas al realizar las radiografías diagnósticas convencionales. Además, los cortes obtenidos son más finos que con un TC, proporcionando una mayor precisión en los tres planos del espacio. Todas estas características han aumentado la disponibilidad y accesibilidad a la realización de este registro diagnóstico.

Los sistemas modernos de CBCT aplicados a la región oral y maxilofacial, suponen una herramienta diagnóstica de gran ayuda en odontología. Hoy en día la mayor parte de los clínicos están sustituyendo los registros radiográficos convencionales por los CBCT mientras que otros están incluyendo este tipo de imágenes en determinados casos, como aquellos que requieren cirugía ortognática o casos de implantación de algún diente, puesto que estos sistemas permiten la obtención de series de imágenes en 2D que posteriormente son reconstruidas en 3D.

La introducción de herramientas diagnósticas como el CBCT y su aplicación clínica a la imagen craneofacial en 3D es una de las materias más interesantes y más novedosas actualmente en odontología y, por ello, hace necesaria la actualización y la investigación en esta materia ya que una de las cuestiones que se plantean en el diagnóstico ortodóncico, es conocer la posibilidad de guiarse por la cefalometría 3D sin necesidad de realizar los trazados convencionales en 2D.

El éxito de la cirugía ortognática depende no sólo de los aspectos técnicos de la operación, sino también, en mayor medida, en la formulación de un plan quirúrgico preciso. El paso de la planificación bidimensional (2D) a una 3D proporciona a los cirujanos y pacientes información extra que no puede ser obtenida sólo con la telerradiografía lateral. Además, modifica y elimina la secuencia de planificación habitual para una cirugía ortognática, debido a que ya no se necesita montaje en articulador, cortar y pegar los modelos en la cirugía de modelos y fabricar splints acrílicos; todo esto es realizado en el computador de manera virtual y los splints son construidos por la compañía de modelamiento. El programa computacional permite al cirujano interactuar con imágenes 3D, además, toda la información puede ser guardada y respaldada en archivos computacionales, lo que facilita el manejo de la información. Junto con lo anterior, la información preoperatoria puede ser compartida con otros colegas en cualquier parte del mundo vía internet. Todo esto ha llevado a la planificación 3D a convertirse en lo último en planificación quirúrgica a nivel mundial.

El objetivo de esta monografía es ver el desarrollo de la imagenología y su aporte en el desarrollo de la cirugía Ortognática, tanto como medio diagnóstico como medio de planificación quirúrgica.

REVISION DE LA LITERATURA.-

1. DESARROLLO DE LAS TÉCNICAS TRIDIMENSIONALES

El descubrimiento de los Rayos X, en 1895 por Roentgen, revolucionó la medicina y la odontología.

En los años 60 fue cuando se desarrolló el TC. Las primeras referencias que tenemos sobre el TC para su aplicación en estudios clínicos en el campo de la medicina datan 1971, introducidas por el Dr. Hounsfield basándose en los trabajos matemáticos de Cormack. Estos trabajos pioneros de Cormack y Hounsfield fueron reconocidos con el premio nobel en Medicina y Fisiología que ambos compartieron en 1979.

A partir de este momento, el TC se convirtió en una de las herramientas diagnósticas más importantes a nivel mundial. El desarrollo en 1989 del TC espiral y la introducción de detectores con múltiples cortes en 1998, aceleraron las técnicas de TC y permitieron una mayor habilidad para adquirir volúmenes de datos (Wahl et al., 2006; Lane y Harrell, 2008).

En odontología y radiología maxilofacial fue clave la introducción del CBCT en 1998 por Arai et al. en Japón y por Mozzo et al. en Italia, ya que incluía características como bajas dosis de radiación, elevada resolución espacial y bajos costes económicos.

Posteriormente, en el año 2000 el CBCT se introdujo en Estados Unidos en la Universidad de Loma Linda (Mah y Hatcher, 2004).

Pese al período inicial de limitado interés de esta tecnología y el tiempo prolongado que pasó entre el primer CBCT y su sucesor en 2002, el interés resurgió de nuevo hasta la actualidad con al menos 14 tipos diferentes de escáneres de CBCT (Cattaneo et al., 2008).

1.1 REPASO HISTÓRICO DEL DESARROLLO DE LAS TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS PARA LA VISUALIZACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS EN 3D.

Broadbent, en 1931, introdujo la cefalometría radiográfica. Utilizó su diseño del cefalostato (Figura 1) para analizar las estructuras craneofaciales a partir de la telerradiografía lateral de cráneo y de la telerradiografía posteroanterior y así emplearlas como herramientas clínicas y de investigación, para el estudio del crecimiento craneofacial y del tratamiento ortodóncico.



FIGURA 1. Cefalostato diseñado por Broadbent en 1931.

Las imágenes estudiadas a partir de estas telerradiografías no representaban la realidad tridimensional anatómica, ya que las imágenes que se obtenían estaban en dos dimensiones.

Ese mismo año, Broadbent y Bolton destacaron la naturaleza tridimensional de la cefalometría radiográfica. Describieron un nuevo aparato, el Orientator, el cual pretendía reducir los errores de asociación y geométricos de las telerradiografías laterales y frontales. Se basaba en un método biplanar e incluía la producción e interpretación de dos telerradiografías tomadas simultáneamente con un par de tubos de rayos X que estaban orientados con un ángulo de 90° (Figura 2).

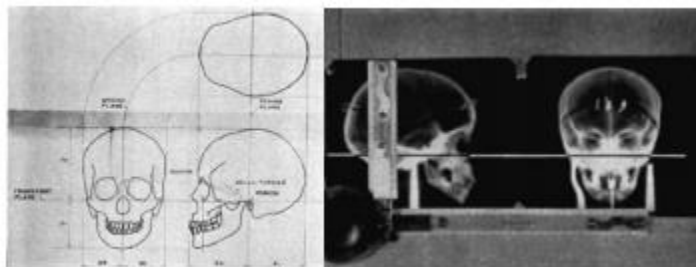


FIGURA 2. Imágenes biplanares, Broadbent y Bolton (1931), fruto de la combinación de dos telerradiografías tomadas simultáneamente con una par de rayos X orientados con un ángulo de 90° .

En los años 40 y 50, se comenzó a emplear la telerradiografía lateral como herramienta diagnóstica. Sin embargo Ricketts, quien sabía la importancia que tenía estudiar la anatomía humana en 3D, desarrolló entre sus trabajos un método cefalométrico con la telerradiografía posteroanterior.

Sassouni, en 1958, describió un método que correlacionaba la información de las vistas de las telerradiografías lateral y posteroanterior.

Marmary et al., en 1979, propusieron la creación de una línea media de referencia en la telerradiografía basilar que era clave para evaluar las asimetrías craneofaciales. Esta línea media surgía del estudio del foramen neural situado en la base del cráneo (Figura 3).

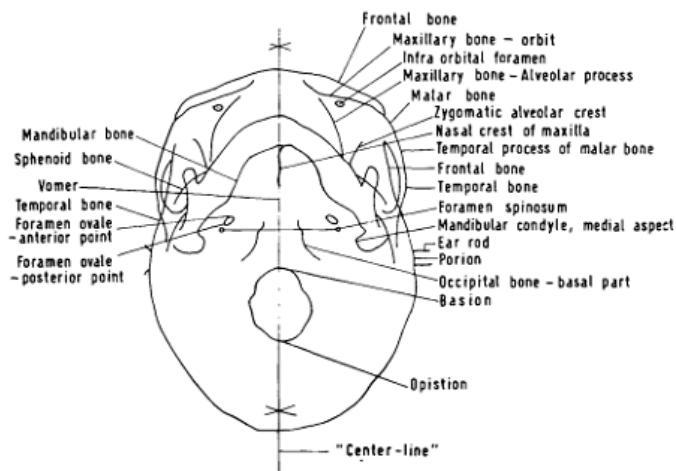


FIGURA 3. Línea media de referencia en la telerradiografía basilar propuesta por marmary et al. en 1979.

Moyers y Bookstein, en 1979, describieron todos los problemas relacionados con los procedimientos cefalométricos radiográficos convencionales y propusieron tres técnicas nuevas para representar el tamaño y la forma de las estructuras.

En 1983, Baumrind fue pionero en buscar una solución para mejorar la identificación de los puntos en 3D descrita en el método biplanar de Broadbent. Gracias a su interés y a sus investigaciones, publicó artículos que ayudaron a entender la naturaleza tridimensional de los pacientes. Se basaba en la combinación de dos pares de imágenes coplanares. Así, las dos imágenes de cada par de rayos X se posicionaban en el mismo plano, eliminando muchos de los problemas técnicos que limitaban el uso del método de Broadbent (Figura 4).

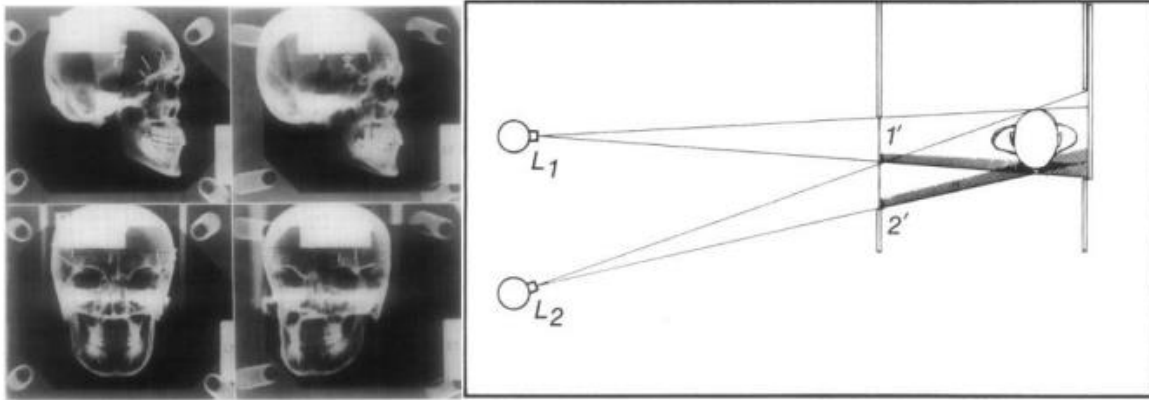


FIGURA 4. Pares de imágenes coplanares propuestas por baumrind en 1983.

Ese mismo año Grayson utilizó el método multiplanar que combinaba las vistas de las telerradiografías lateral, posteroanterior y basilar para poder localizar asimetrías. Seleccionaba líneas a diferentes profundidades del complejo craneofacial en la vista lateral y así, localizaba la asimetría en las vistas posteroanterior y basilar. De este modo, era posible medir las relaciones tridimensionales entre unas estructuras anatómicas y otras.

Más tarde, en 1988, Grayson et al., propusieron una técnica similar a la de Broadbent-Bolton para realizar análisis tridimensionales. Partían de dos puntos, uno que se obtenía de la vista lateral y otro de la posteroanterior y los combinaban para obtener un punto tridimensional.

Además, estos autores ayudaron a crear una fundación en Estados Unidos que desarrollaba un análisis tridimensional preciso.

Moss, en Inglaterra, estudió la reconstrucción tridimensional de la cara y otras partes del cuerpo con el TC y técnicas de escaneo (Wahl 2006).

1.2 DESCRIPCIÓN DE LAS TÉCNICAS EMPLEADAS PARA LA MEDICIÓN DE LAS ESTRUCTURAS ANATÓMICAS

1.2.1 BIDIMENSIONALES

Aquí las imágenes captadas provienen de aparatos de rayos X. Estos aparatos constan de un posicionador de cabeza o cefalostato, un soporte para el chasis y una fuente de rayos X que debe producir un voltaje suficiente (70-90 Kv-kilovoltaje) para que penetre bien en los tejidos duros y proporcione buena definición tanto de las partes blandas como duras; una intensidad de entre 15-20 mAs-mili amperios) y un dispositivo que regule el tiempo para así poder alcanzar mayor o menor contraste.

La película de rayos X tiene un tamaño estándar de 18x24 cm y está contenida en un chasis que tiene pantallas intensificadoras que reducen significativamente el tiempo de exposición. Además puede tener una parrilla fija o móvil para la absorción de las radiaciones secundarias, que son las que oscurecen las

imágenes. La distancia del tubo de rayos X a la placa suele ser de 1,5 metros, siendo el grado de magnificación del 4%; y la distancia desde el plano sagital medio a la película se mantiene a unos 18 cm, facilitando la compensación por magnificación. En función de cómo se coloque el paciente podremos obtener:

- Telerradiografía lateral de cráneo.
- Telerradiografía posteroanterior de cráneo.
- Telerradiografía basal o basilar de cráneo.

1.2.1.1 LIMITACIONES DE LA RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

Mah y Hatcher (2004) revisaron las fuentes de error que eran propias de la cefalometría radiográfica tradicional e incluían:

- Error de orientación interno: está relacionado con la relación tridimensional del paciente respecto al haz central de rayos X. Es mínimo cuando la posición de la cabeza es específica y consistente.
- Error de orientación externo: relacionado con la relación espacial tridimensional o alineamiento del aparato de imagen, de estabilización del paciente y de registro de imágenes.
- Error geométrico: se refiere a la magnificación diferencial que se crea como consecuencia de la distancia entre el aparato de imagen, el registro y el objeto tridimensional. Las imágenes que estén más lejos de la película tendrán mayor magnificación.
- Error de asociación: hace referencia a la dificultad de identificar un mismo punto en dos o más proyecciones obtenidas desde diferentes puntos de vista. Cuanto más cambia el ángulo de divergencia entre las proyecciones mayor es el grado de dificultad en la localización.

Por otro lado, en su artículo de revisión, Quintero et al. (1999) también encontraron limitaciones de la radiografía convencional. En primer lugar observaron que ésta generaba una representación bidimensional de un objeto tridimensional; y cuando un objeto tridimensional es representado en dos dimensiones, las estructuras se desplazan vertical y horizontalmente de una manera proporcional a la distancia a la que se encuentra la película. En segundo lugar, observaron que con la radiografía sólo era posible obtener una imagen estática en un plano. En tercer lugar observaron que la recolección y procesamiento de los datos suele ser poco precisa. Y en cuarto lugar vieron que aparecían errores a la hora de localizar los diferentes puntos debido a la poca definición de los perfiles, bordes y sombras y a las variaciones de posición que puede presentar el paciente.

Chen et al. (2004) vieron que los análisis cefalométricos que se realizan en 2D presuponen que existe una superposición perfecta entre los lados derecho e izquierdo con respecto al plano sagital medio. Por ello las discrepancias que existen entre ambos lados y la distorsión que se genera en las estructuras situadas en el plano sagital medio no conducen a realizar un estudio certero de las anomalías craneofaciales ni de las asimetrías faciales.

Adams et al. (2004) mostraron las limitaciones de la cefalometría en 2D, ya que a la hora de evaluar las distancias 3D con imágenes 2D se exageraba la medición real y por tanto proporcionaba una visión distorsionada del crecimiento craneofacial.

Hassan et al. (2009) comprobaron que pequeñas variaciones en la posición de la cabeza en las radiografías lateral y posteroanterior afectaban a la exactitud de las medidas lineales.

1.2.2 TRIDIMENSIONALES

Estos sistemas constan de una serie de componentes similares a los sistemas de rayos X convencionales. Un tubo de rayos X que genera radiación, un generador con energía que alimenta al tubo de rayos X, un detector que convierte la radiación de los rayos X en una señal de imagen después de que haya pasado a través del paciente y un dispositivo que conecta el tubo, el paciente y el detector entre ellos.

1.2.2.1 FUNCIONAMIENTO DEL TC Y DEL CBCT

El término genérico “tomografía” hace referencia a una técnica que proporciona imágenes de las diferentes capas de los tejidos. Estas capas o planos se orientan de modo que forman un corte de la anatomía que se desea estudiar (Mah J, Hatcher D, 2005).

La tomografía computarizada (TC) difiere de la tradicional en el uso de un ordenador que ayuda a generar las imágenes y permite que, mediante el programa adecuado, los múltiples cortes se combinen para poder reconstruir la forma tridimensional (Mah J, Hatcher D, 2005).

A diferencia del proceso clásico de radiología donde se visualiza un sólo corte, pero donde otras capas que se encuentran en el camino de haces tapan la imagen deseada, la reconstrucción de imágenes con técnicas modernas asistidas por ordenador como la resonancia magnética, los TC de emisión de fotones simples o los TC de emisión de positrones, se basan en el uso de algoritmos matemáticos que permiten la visualización axial del cuerpo humano, sin que se produzcan superposiciones (Keeve et al., 2008). El sistema de detección que emplean para convertir la radiación de los rayos X en una señal de imagen puede ser de varios tipos (Cattaneo PM, Melsen B, 2005; Baba et al., 2005; Miles A, 2008):

- Un sensor que puede ser a su vez un intensificador de imagen, generalmente una pantalla (fotocátodo de fósforo) acoplada a un dispositivo

de acoplamiento de carga (CCD) o a un óxido de metal semiconductor complementario (CMOS). Consiste en una matriz o mosaico de pequeñas células fotoeléctricas individuales que captan señales visuales y las convierten en electrones. A menor tamaño y mayor número de células fotoeléctricas, se obtiene más información. El intensificador de imagen es un tipo de tecnología antigua que fue desarrollada para mejorar la visión de las imágenes fluoroscópicas en la sala operatoria durante la cirugía. Su principal desventaja es la distorsión en las zonas periféricas; además, el patrón de imagen aparece como una esfera, y por tanto, las regiones situadas en las esquinas no se ven correctamente (Baba et al., 2005; Miles A, 2008).

- Un detector de panel plano (FPD o Flat Panel Display) generalmente un tipo de película delgada formada por un centellador de un material similar al cesio, generalmente óxido de cesio (CsI) acoplada a un foto sensor que es un transistor receptor de panel plano (TFT) (Cattaneo PM Melsen B, 2005; Baba et al., 2005; Miles A, 2008).

1.2.2.1.1 TC

Evolución de los tipos de TC:

En el TC médico convencional de un solo corte, desde una fuente de rayos X se emitía un rayo a través del objeto hacia un paquete único de detectores. El foco y el detector estaban siempre en el plano de corte que se quería examinar y el haz electromagnético escaneaba sólo ese corte. Por tanto, el proceso de reconstrucción de imágenes era bidimensional. Con una posición estricta y predefinida del foco y del detector, la distribución de la intensidad de los haces de rayos X que pasaban a través del objeto sólo proporcionaba información de la suma de las atenuaciones que el haz había traspasado. Cada punto del objeto debía contribuir a muchas medidas independientes, para permitir el cálculo del valor de atenuación de la radiación para ese punto específico en 2D empleando la reconstrucción de la imagen. Para este sistema se requería un simple escaneado lineal o secuencial, y se obtenían cortes contiguos. La intensidad medida en el detector dependía solamente del ángulo de proyección, de la posición momentánea del sistema de medición durante el escaneado lineal y de la intensidad de la radiación no atenuada. La distribución de la capacidad de atenuación en los cortes examinados se calculaba a partir de la totalidad de las intensidades medidas. Este tipo de proceso de reconstrucción ya no se emplea en el TC. Los sistemas modernos de reconstrucción requieren el empleo de otro tipo de algoritmos como transformaciones de Fourier o integrales (Swennen GR, Schutyser F, 2006; Miles A, 2008).

En el TC médico moderno o helicoidal de múltiples cortes (Miles A, 2008), introducido en 1998, se permite la adquisición de múltiples cortes simultáneamente, gracias al empleo de paquetes de detectores adyacentes. En 2004, este número de paquetes varió de 2 a 64 cortes. La fuente de rayos X es un ánodo generador de alta potencia. Rota sobre una estructura de soporte en una

cámara que contiene el tubo de rayos X y un detector, mientras que el paciente se mueve a través de dicha estructura de soporte, en una camilla. Esta tecnología implica una imagen más rápida y con menor radiación. Se obtiene un escaneado secuencial y espiral. Para capturar la imagen, emplea un abanico de haz de rayos desde la fuente y guarda los datos en detectores de imagen sólidos, colocados alrededor del paciente cubriendo los 360°. El escáner realiza múltiples giros y en cada giro toma una imagen (Figura 5).

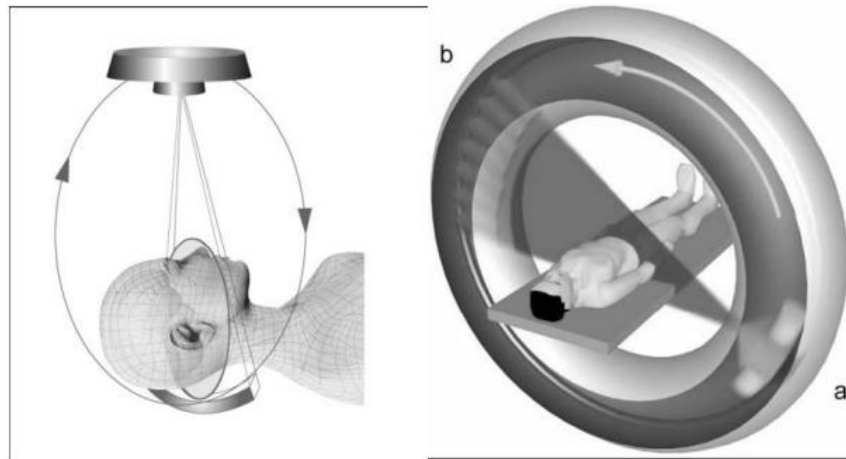


FIGURA 5. Imágenes del funcionamiento de un TC médico convencional.

La región de interés del paciente (ROI), como la cabeza completa o parte de ella, ha de seleccionarse. La fuente de rayos X rota alrededor de la ROI 60 veces por minuto. El sistema de detección del haz de rayos X de datos es el CCD, compuesto por CsI (Miles A, 2008).

El paciente debe ser desplazado hacia el escáner a una distancia determinada del plano Z. Esta distancia (1cm, ½ cm, o en casos donde se requiera mayor resolución, 1mm) es la que determina el grosor de los cortes. Este tipo de adquisición de la imagen es muy preciso pero hace que el paciente se exponga a grandes dosis de rayos X (Miles A, 2008).

La imagen del paciente se puede observar en una serie de cortes en el plano axial, obtenida a partir de las imágenes que han sido capturadas como cortes apilados unos encima de otros, o desde un movimiento en espiral (Mah J, Hatcher D, 2005).

Aquí la proyección es geométrica y el algoritmo de reconstrucción corrige las distorsiones generadas mediante la segmentación, obteniendo así una visión clara del área anatómica de interés (Miles A, 2008).

La resolución de la imagen en el TC es anisotrópica y no uniforme puesto que trabaja con vóxeles anisotrópicos, cuya altura y anchura no son iguales. Aquí la posición del paciente es muy importante; la imagen se tiene que obtener directamente, no se puede reformatear ni rotar ya que si se rota se crean distorsiones. Cuando la resolución se reduce, normalmente es en la dirección craneocaudal (Z). Los datos que se adquieren son voluminosos y, por tanto, la dosis que absorbe el paciente también es elevada (Swennen GR, Schutyser F, 2006).

1.2.2.1.2 CBCT

Este sistema emplea un ánodo de baja energía dentro de un tubo fijo. Para capturar la imagen emplea un haz de rayos en forma de cono, que es más estrecho. Además, emplea una sola rotación del tubo de rayos X de 194° a 360° , tomando en cada grado una o dos imágenes alrededor de la cabeza del paciente (Figura 6), para adquirir directamente los datos (similar a la del aparato de ortopantomografía) en lugar de múltiples rotaciones como el TC (Cattaneo PM, Melsen B, 2005; Mah J, Hatcher D., 2005).

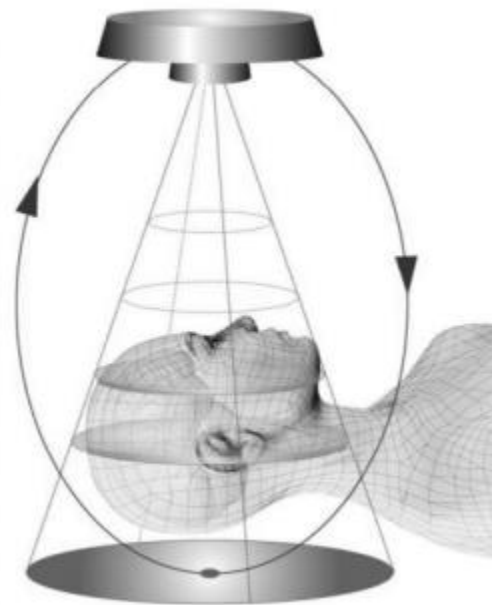


FIGURA 6. Imagen del funcionamiento de un CBCT

Los aparatos CBCT pueden emplear como receptor un FPD simple o una pantalla de fósforo o centellador acoplado a una serie de CCD. Los FPD son los tipos de receptores más novedosos para series de área grandes en sensores sólidos. Estos paneles captan la información de modo continuo y son más eficientes. Son caros pero ofrecen algunas ventajas sobre los sistemas antiguos, incluyendo: menor distorsión, mayor escala de contraste y eliminación del deslumbramiento (Cattaneo PM, Melsen B, 2005).

En los CBCT la proyección es ortogonal. Esto indica que los haces de rayos X son paralelos entre sí. Puesto que el objeto se encuentra cercano al sensor, se produce muy poco efecto de error proyección, resultando mediciones de escala 1:1 (Mah J, Hatcher D, 2005).

El CBCT trabaja con vóxeles isotrópicos que tienen las mismas dimensiones en los tres ejes del espacio. Debido a esto, los errores de malposición del paciente durante el escaneado, pueden ser corregidos y ajustados posteriormente de manera interactiva, sin que existan problemas de distorsión (Cattaneo PM, Melsen B, 2005).

Con el CBCT se ha conseguido la reducción de la dosis efectiva de radiación absorbida por los pacientes y el tiempo de exposición (Miles A, 2008).

En definitiva, tanto el TC como el CBCT son registros dinámicos, es decir, que con un escaneo se pueden reproducir distintas imágenes desde el conjunto de datos originales (Cattaneo PM, Melsen B., 2005) (Figura 13).

1.2.2.2 PROCESAMIENTO E INTERPRETACIÓN DE LOS DATOS

Adquisición y Conversión de imágenes escaneadas a DICOM

Un aspecto fundamental de la imagen 3D es el programa informático que se utiliza. En el mundo 3D se obtienen grandes cantidades de datos a los cuales se puede acceder solamente a través de un programa informático. Para poder ayudar al usuario a entender las grandes cantidades de datos que se obtienen, es necesario disponer de un sistema asistido por ordenador donde pueda ser sumada de forma efectiva la información de las imágenes (Figura 7) (Halazonetis DJ, 2005).

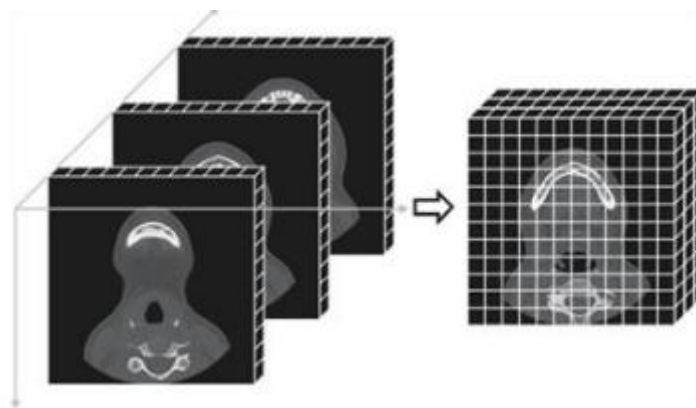


FIGURA 7. Recopilación de múltiples cortes para generar una imagen 3d.

Un pixel (Figura 8) es un cuadrado que mide entre 20 y 60 μ m. Los pixeles son pequeños componentes cuadrados que se disponen en filas y columnas. Cada pixel tiene un valor (brillo, escala de grises), que representa la densidad de los rayos X de la estructura correspondiente (Halazonetis DJ, 2005).

El tamaño del área receptora es el mismo independientemente de que resida en un aparato intraoral, una pantalla TFT, o una combinación de un aparato II y sensor sólido. Los CCDs y los CMOSs de los sensores intraorales son series de mega píxeles, lo que significa que cada uno consta de un millón de píxeles o incluso de más. Cuanto mayor es el panel plano, mayor cantidad de píxeles emplea (Miles A, 2008).

Un vóxel (Figura 8) es un elemento de volumen. Esto significa que si extendemos esta imagen plana a la tercera dimensión, el píxel tendrá un tercer lado. Los vóxeles son cubos que se disponen unos al lado de otros. El valor de cada cubo (brillo) también representa la densidad de la estructura anatómica correspondiente (Miles A, 2008; Halazonetis DJ, 2005).

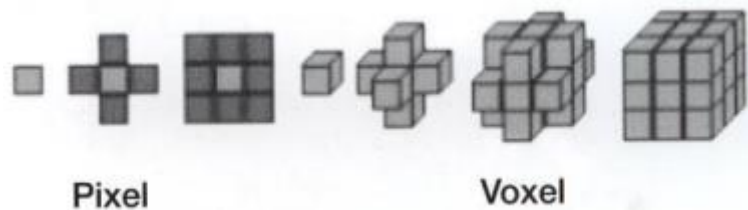


FIGURA 8. Comparación entre píxeles y vóxeles.

En el CBCT, este cubo está formado por píxeles isotrópicos, que tienen los lados iguales y con dimensiones conocidas (0,15mm a 0,60mm). En el TC el píxel es monoisotrópico, lo que significa que dos de los lados son iguales, pero el tercero (plano z) es de una anchura que varía entre 0,5mm a 1cm o incluso más (Miles A, 2008). Cada píxel de las imágenes que pertenecen a los cortes representa un valor de radiación atenuada (m), que se mide en unidades Hounsfield (HU). Un valor HU de cero equivale al valor de la radiación de atenuación del agua, mientras que un valor de -1000 HU corresponde al valor del aire. El valor de atenuación para los distintos tejidos y sustancias del cuerpo es diferente, pero en ocasiones dos tejidos pueden presentar valores parecidos y entonces no pueden diferenciarse con el TC (Swennen GR, Schutyser F, 2006).

La escala Hounsfield empieza en el valor -1000 y termina en el 3000. De este rango numérico, solo los números enteros son los que se emplean para expresar la información de la imagen y a cada uno se le asigna un valor en la escala de grises.

Se requieren 12 bites por cada píxel para poder abarcar los 4000 niveles posibles de grises. Sin embargo, la mayoría de escáneres de TC utilizan 16 bites por cada píxel. Los datos se almacenan en un formato creado por el Colegio Americano de Radiología y la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos. Este formato estándar, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) permite que puedan intercambiarse las imágenes médicas y la información aunque provengan

de aparatos y sistemas creados por distintos fabricantes (Lane C, Harrell W Jr, 2008).

Reconstrucción de imágenes

- **Segmentación:**

Puesto que ningún dispositivo ni el ojo humano pueden diferenciar los 4000 niveles aproximados de grises, después de la recolección de los datos de cada pixel en una imagen TC se realiza un proceso llamado "windowing". Los 4000 niveles de grises se visualizan en una unidad de visualización como si fueran los 256 niveles de la escala de grises de una pantalla de ordenador. Todos los valores de TC que son más elevados que el valor más alto de la ventana aparecen en blanco y todos aquellos valores que son menores que el umbral más bajo aparecen en negro (Figura 9) (Lane C, Harrell W Jr, 2008).



FIGURA 9. Windowing: los 4000 niveles de grises se visualizan en una unidad de visualización como si fueran los 256 niveles de la escala de grises.

Cuando se realiza un escaneado, el TC se encarga de obtener todo el volumen, 256 vóxeles. Si se intenta dibujar eso como un objeto, se obtiene un cubo negro en el que no es posible visualizar lo que hay dentro de él ya que el volumen está rodeado por los vóxeles exteriores (Figura 10). Puesto que el mundo real tiene tres dimensiones, que son las mismas dimensiones que tiene el volumen, sería necesaria una cuarta dimensión, para no tener problemas a la hora de visualizar lo que hay en el interior.

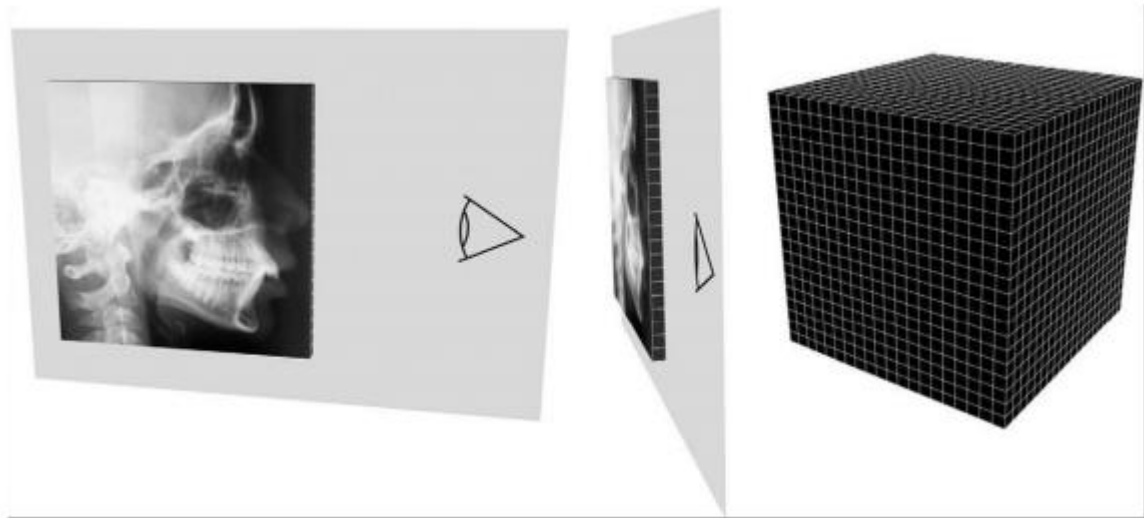


FIGURA 10. Visión de una persona 2d examinando una telerradiografía en la que sólo se puede ver una fila de píxeles.

Para poder solventar este problema y obtener los datos que son interesantes clínicamente, es necesario realizar un proceso de segmentación, en el que se deben introducir datos en el ordenador, para que separe qué vóxeles pertenecen al aire, a los tejidos blandos, al hueso o demás estructuras y cuál es el valor de brillo del vóxel que corresponde a cada estructura (Halazonetis DJ, 2005).

Empleando los dos parámetros, centro y anchura, se pueden seleccionar diferentes rangos de radiación atenuada, que permiten visualizar sustancias específicas del cuerpo humano (Halazonetis DJ, 2005).

Por otro lado, dependiendo desde dónde se observe el objeto tridimensional, sólo es posible ver ciertas partes de él ya que las demás, lógicamente, se encuentran ocultas por él mismo. El ordenador ha de calcular qué partes son visibles y dibujar solamente éstas, ya que de otra manera, los resultados que se obtienen no son los adecuados (Halazonetis DJ, 2005).

Por tanto, se deben especificar valores que dividan los vóxeles en grupos. De este modo, si no queremos que ciertos grupos sean visibles, el ordenador puede interpretarlos como si fueran transparentes.

La función de transferencia es la relación que existe entre la transparencia de los vóxeles y su valor. Se han propuesto métodos que combinan el valor del vóxel y el gradiente de magnitud (diferencia de intensidad entre los vóxeles vecinos) para poder separar las estructuras mucho mejor (Halazonetis DJ, 2005).

- **Proyección:**

Otro aspecto importante en la interpretación de los datos es que para poder dibujar un objeto en 3D, es necesario darle una serie de características que lo hagan parecer un objeto real. Normalmente un objeto en 3D existe en un espacio 3D. Sin embargo, para poder mostrarlo en una pantalla de ordenador que tiene 2D es necesario realizar una proyección (Halazonetis DJ, 2005).

Existen 2 métodos fundamentales de proyección (Halazonetis DJ, 2005):

- Proyección ortográfica, en la que el tamaño de los objetos se mantiene, independientemente a la distancia a la que se encuentren de la pantalla y donde las líneas paralelas se mantienen paralelas. Es más apropiada para representar la geometría de un objeto ya que el tamaño y la forma no varían (Figura 12).
- Proyección en perspectiva, en la que los resultados son similares a lo que ven nuestros ojos, donde los objetos más cercanos a la pantalla parecen más grandes que los que están lejos y las líneas paralelas parecen converger en la distancia. Generan imágenes más naturales (Figura 11).

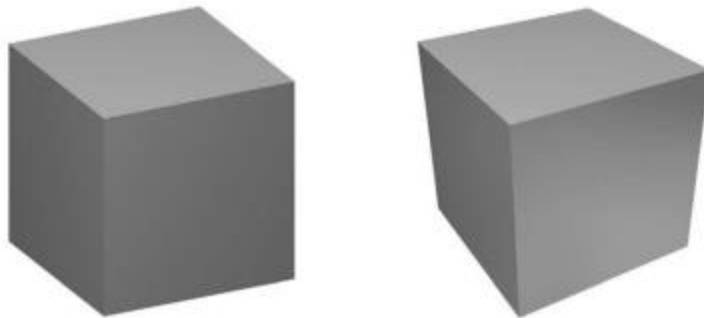


FIGURA 11. Proyección ortográfica y proyección en perspectiva.

El ordenador ha de ser capaz también de dar sombreado a los objetos variando el brillo de su superficie. Por tanto, los objetos que están más perpendiculares a la dirección de la luz aparecerán con más brillo (Halazonetis DJ, 2005).

- **Gráfico de vectores:**

Una vez que se ha decidido qué véxeles se quieren ver, se debe encontrar el modo de poder dibujarlos en la pantalla. Para ello, cada objeto 3D se subdivide en elementos más primitivos como triángulos o cuadrados. Estos elementos se describen y representan por las coordenadas de sus vértices. A esto se le denomina gráfico de vectores (Figura 12).

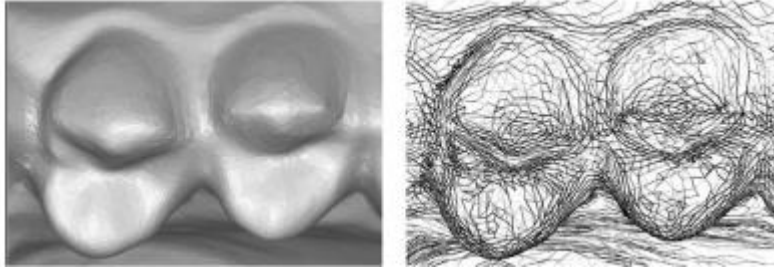


FIGURA 12. Gráfico de vectores.

En el TC para poder transformar los datos y poder dibujar es necesario el empleo de algoritmos (Halazonetis DJ, 2005).

En resumen, la secuencia de procesamiento de la imagen, es convertir las imágenes desde el formato DICOM a un formato que permita la segmentación de las estructuras. Sólo después de la segmentación, será posible la interpretación de la gráfica en 3D del objeto volumétrico, lo que permitirá la navegación entre vóxeles de la imagen volumétrica y de los gráficos 3D mediante el zoom, la rotación y el enfoque (Cevidanes et al, 2006).

1.2.2.3 VENTAJAS Y LIMITACIONES

TC

1. *Ventajas respecto a la radiografía convencional:* Representación verdadera en 3D de los tejidos duros y blandos del cráneo, a tamaño real (1:1), sin superposiciones de las estructuras anatómicas y con una elevada fiabilidad y exactitud (Swennen GR, Schutyser F, 2006).

2. *Limitaciones respecto a la radiografía convencional:* Posicionamiento horizontal del paciente durante el escaneado que falsea la posición real de los tejidos blandos; la falta de registro de una oclusión detallada si es que hay presencia de artefactos dentro de la boca; su acceso limitado al uso rutinario, debido a los elevados costes económicos que supone; la presencia de un “gap” o hueco entre los cortes axiales que limita la calidad de la imagen; y finalmente, la exposición a altas dosis de radiación en comparación con otros procedimientos de rayos X (Harrell et al, 2002; Hajeer et al, 2004).

Otros autores, Waitzman et al. (1992), examinaron el efecto que tenía la inclinación de la cabeza en la precisión de ocho medidas craneofaciales lineales medidas con el TC en el plano sagital y en 2D y concluyeron que cuanto más inclinación se producía de la cabeza, había mayor error en las medidas realizadas.

CBCT

1. *Ventajas respecto a la radiografía convencional:* Una radiografía convencional digitalizada se compone de píxeles, mientras que los sistemas CBCT generan imágenes volumétricas compuestas por vóxeles que son geoméricamente

precisas, con una correcta relación anatómica y por tanto no realizan medidas distorsionadas, a diferencia de los sistemas convencionales de 2D (Cattaneo PM, Melsen B, 2005). Si se comparan las radiografías panorámicas convencionales con las reconstrucciones panorámicas obtenidas a partir del CBCT se observa que, a pesar de aportar la misma información diagnóstica, tienen una apariencia diferente. Por otro lado, con la imagen que se obtiene en el CBCT, se evitan los artefactos que aparecen siempre con la radiografía convencional, como puede ser la superposición de la columna vertebral (Cattaneo PM, Melsen B, 2005).

Moshiri et al. (2007) compararon la fiabilidad de las medidas lineales obtenidas a partir imágenes en 2D obtenidas con el CBCT y a partir de radiografías laterales de cráneo digitalizadas. Concluyeron que la mayor parte de las medidas lineales en el plano sagital - simulando proyecciones cefalométricas laterales en 2D obtenidas con el CBCT por cualquier método - eran más fiables que las obtenidas a partir de la radiografía convencional.

Kumar et al. (2008) compararon las medidas lineales y angulares tomadas tanto en proyecciones ortogonales como en perspectiva lateral (obtenidas a partir de un CBCT- NewTom 3G), con las medidas realizadas mediante radiografías convencionales. Concluyeron que no era necesaria la realización adicional de telerradiografías laterales convencionales en los pacientes a los que se les había pedido un CBCT como herramienta diagnóstica, dado que las medidas realizadas en las proyecciones de CBCT eran similares a las realizadas en la telerradiografía lateral.

Cattaneo et al. (2008) compararon la fiabilidad de medidas angulares obtenidas con telerradiografía convencional y con proyecciones MIP (maximum intensity projection-proyección de máxima intensidad) y RaySum (proyección que simula los rayos X) de un CBCT (NewTom3G®) concluyendo que las proyecciones obtenidas a partir del CBCT podían remplazar a la radiografía convencional, puesto que no existían diferencias significativas entre las tres técnicas.

2. *Ventajas respecto a los TC:* Los CBCT son aparatos capaces de proveer resolución submilimétrica en imágenes de alta calidad diagnóstica, con tiempos cortos de escaneado (10 segundos a 70 segundos) y dosis de radiación hasta 15 veces menores a la dosis de los TC convencionales (Farman AG, Scarfe WC, 2006; Mischkowski et al., 2007).

Son capaces de representar la forma natural de los tejidos blandos debido a que el escaneado se realiza en posición sentado, los artefactos que puedan aparecer a nivel de la oclusión son menores, tienen un coste menor y un tamaño adecuado para poder hacer uso rutinario de ellos (Swennen GR, Schutyser F, 2006).

Farman y Scarfe (2006) mostraron que las mediciones cefalométricas 3D se podían realizar con el CBCT y sugirieron el uso de los escáneres de CBCT para la realización de la cefalometría 3D sin necesidad de exposición adicional innecesaria del paciente.

3. *Limitaciones:*

El valor del vóxel de un órgano depende de su posición dentro del volumen de la imagen, esto quiere decir que se producen diferentes valores de unidades hounsfield (HU) para estructuras duras y blandas similares en función del área de escaneo donde se encuentren (Miles A, 2008).

La resolución de los cortes o proyecciones en 2D procedentes del CBCT, es la misma que la de los cortes del TC convencional en el plano horizontal. En el plano vertical tienen mayor resolución los cortes del CBCT, sin embargo el contraste suele ser mayor en el TC.

El número de imágenes obtenidas (MPR-multiplanar reconstruction-reconstrucción multiplanar) que componen los datos, está determinado por el número de imágenes que se captan por segundo, por la trayectoria del arco y por la velocidad de rotación. Este número de proyecciones que se obtiene durante un escaneado puede ser fijo o variable, dependiendo de cada aparato.

Una mayor cantidad de datos supone mayor información para la reconstrucción de la imagen, mayor contraste y resolución espacial, menor cantidad de ruidos u obtención de imágenes más suaves, y reducción de artefactos. Sin embargo supone mayor tiempo de escaneado, mayor dosis de radiación y mayor tiempo de reconstrucción primaria (Halazonetis DJ, 2005).

El rápido avance de este tipo de tecnología está consiguiendo que su implantación sea cada vez más aceptada en los ambientes médicos y odontológicos.

Como parece que esto no ha hecho más que empezar, probablemente dentro de pocos años sea la exploración diagnóstica de elección, seguramente con dosis menores de radiación, con una calidad inicial del registro muy superior a las actuales y con posibilidades diagnósticas mucho más efectivas mediante utilización de los programas de análisis de 3D.

En la actualidad ya podemos decir que el avance en imagen radiográfica, es bastante mayor que el que se produjo hace unos años entre la fotografía de revelado químico y la fotografía digital.

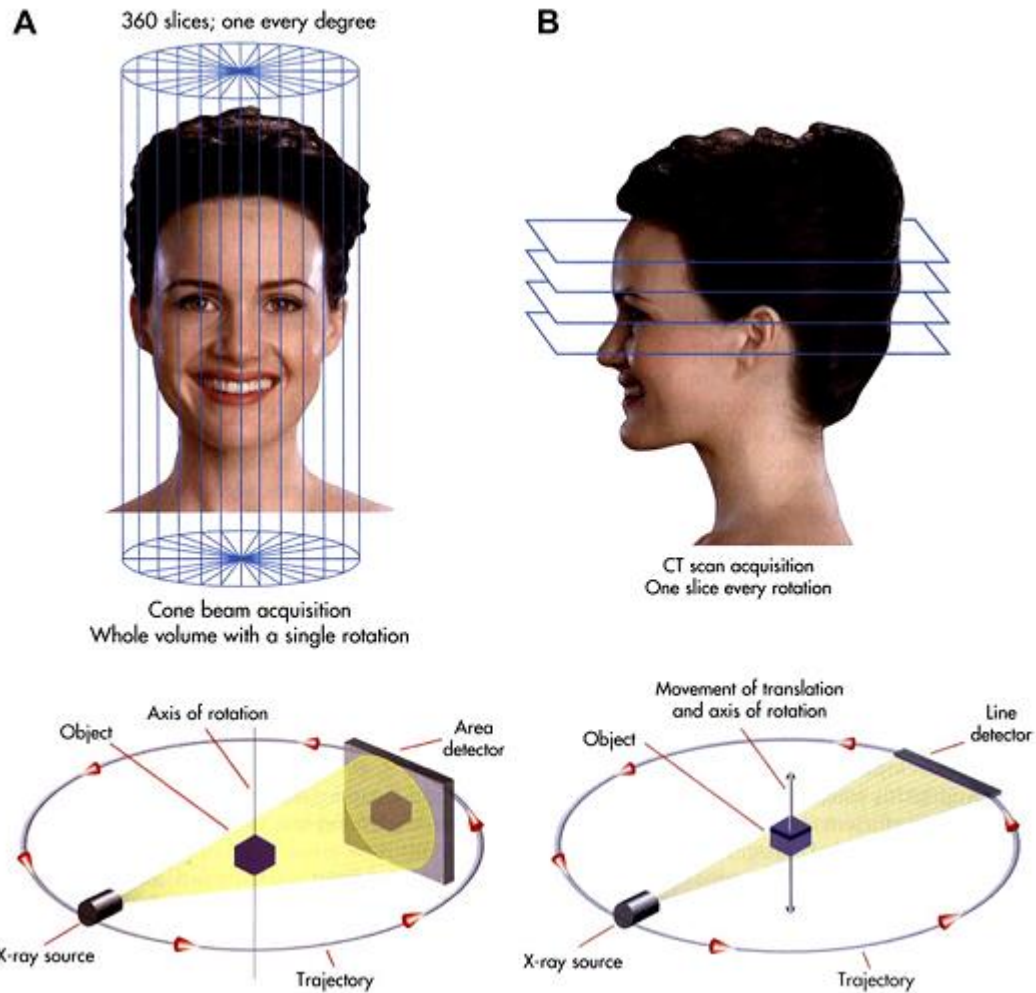


Fig 13. Comparación de CBCT (A) y el TC convencional (B). La principal diferencia está en el tipo de fuente detectora para la formación de imágenes y el método de adquisición de datos. (Cortesía de Aperio Services, Inc., Sarasota, FL)

1.2.2.4 EVALUACIÓN DE LAS DOSIS DE RADIACIÓN

Uno de los aspectos más importantes para poder aceptar esta nueva tecnología en 3D es conocer con exactitud cuál es la dosis de radiación que se requiere, cuál es la exposición del paciente a esta radiación y si esta exposición a la radiación está justificada.

Por tanto, para poder evaluar los riesgos de radiación de las diferentes técnicas de imagen, han de medirse las dosis de radiación.

En algunos tipos de aparatos como las radiografías panorámicas o los sistemas CBCT en los que el tubo de rayos X gira alrededor de la cabeza del paciente, cada parte de la anatomía recibe diferente cantidad de radiación dependiendo de la localización de cada órgano respecto al centro de rotación del aparato.

Además, en ocasiones no se tiene en cuenta el tamaño del tubo o la radiosensibilidad de los tejidos que se exponen a la radiación (Brooks SL, 2009).

- **CONCEPTOS DE DOSIMETRÍA**

Para poder evaluar con exactitud las dosis de radiación que recibe cada paciente, existen varios conceptos que se deben de tener en cuenta y deben de saber diferenciarse. Estos son la dosis absorbida, la dosis equivalente y la dosis efectiva.

La dosis absorbida es la energía de radiación absorbida que recibe el material atravesado por unidad de masa y se expresa en grays (Gy). Esta dosis es independiente del tipo de radiación (Silva et al., 2008).

Sin embargo, el daño biológico dependerá no solo de la energía de radiación absorbida (dosis absorbida) sino de la longitud de onda de la radiación, por lo que para poder valorar este daño, se debe calcular la dosis equivalente a partir de la dosis absorbida (Silva et al., 2008).

La Comisión internacional de Protección Radiológica (ICRP) es la que define los niveles aceptables de radiación.

En 1976, la ICRP propuso el concepto de dosis efectiva equivalente (HE) para poder valorar el riesgo estimado de los efectos estocásticos debidos a una exposición del cuerpo a la radiación no uniforme y para comparar los riesgos estocásticos debidos a diferentes distribuciones de dosis. La dosis equivalente, es por tanto, la dosis resultante de ponderar la dosis absorbida media en un órgano o tejido en función del tipo de radiación que se trate. Ésta es la que se emplea para comparar los efectos de los diferentes tipos de radiación en los tejidos u órganos y se calcula en Sieverts (Sv) (Silva et al., 2008).

Éste método se propuso primero por Jacobi (1978) y más adelante se empleó por Laws y Rosenstein (1978) para determinar únicamente el riesgo somático, sobre todo en las exposiciones ocupacionales. Sin embargo, pronto se empleó también por numerosos investigadores en diversos grupos, como en pacientes, y con diversas fuentes de radiación, como en el ámbito médico y dental (Gibbs SJ, 2000).

Sin embargo, el daño inducido por la radiación también depende del órgano irradiado, por lo que más tarde, en 1990 la IRCP redefinió el concepto y lo llamó dosis efectiva (E), incluyendo una lista de órganos y tejidos con sus

correspondientes factores de peso para así poder ampliar los datos (Gibbs SJ, 2000).

Esta dosis se calcula midiendo la dosis de radiación de cada órgano específico, ajustado a la cantidad de tejido que hay en el campo de visión (FOV) y pesado en base a la radiosensibilidad de cada órgano. Se expresa en Sieverts (Sv, mili- mSv ó micro- μ Sv). Así, la dosis efectiva de un paciente es la suma de las dosis efectivas de todos sus órganos (Brooks SL, 2009; Silva et al., 2008).

En 2007, la IRCP volvió a realizar una revisión en la cual las glándulas salivares que hasta entonces se habían considerado como parte de un órgano y por tanto no eran susceptibles de los efectos de la radiación, pasaron a considerarse de manera separada, con su propio factor de peso asociado. Este cambio hizo que se incrementara la dosis efectiva que se recibía en la región oral y maxilofacial, independientemente del tipo de examen radiográfico que se realizara (Brooks SL, 2009; Chau AC, Fung K, 2009).

A pesar de que gran parte de la información acerca de los riesgos que supone la radiación, está basada en estudios y análisis epidemiológicos realizados en pacientes tratados mediante radiación con diversas patologías y de estudios en la población japonesa de Hiroshima y Nagasaki afectada por la bomba atómica, esta información no es del todo completa para todos los niveles de dosis, ni para la curva de dosis-respuesta en el cuerpo humano (Brooks SL, 2009).

Se sabe que la tiroides es el órgano que tiene un mayor factor de peso asociado dentro de la región maxilofacial, debido sobre todo al elevado riesgo de cáncer que puede llegar a tener durante la infancia. Sin embargo, cuando se realizan imágenes radiográficas maxilo-mandibulares, las glándulas salivares pueden llegar a recibir entre 16 y 38 veces más radiación que la tiroides. Por tanto, a pesar de que su factor de peso asociado es 4 veces menor que el de la tiroides, es el órgano que más contribuye al aumento de las dosis recibidas por los pacientes (Chau AC, Fung K, 2009).

Es por ello que debido al riesgo potencial de la irradiación en el ámbito médico, la ICRP recomienda mantener unas magnitudes individuales de dosis que sigan el principio ALARA (As Low As Reasonable Achievable) (Cohnen et al., 2002; Brooks SL, 2009; De Vos et al., 2009).

Se debe tener especial atención y preocupación cuando tratamos con niños, ya que la diferencia en sus factores de peso asociados de los diferentes órganos los hacen más susceptibles a los efectos de la radiación. Esto tiene especial interés en la ortodoncia puesto que la mayoría de los pacientes son niños.

La mayoría de las estimaciones de riesgo sobre los niños están basadas en estudios que se realizan en adultos jóvenes (Brooks SL, 2009; Chau AC, Fung K, 2009). Por tanto, considerando la dosis de radiación que este tipo de registros supone, los CBCT aún no están reconocidos como herramienta rutinaria para ellos.

La decisión de realizar un CBCT a un niño se ha de llevar a cabo, por tanto, siguiendo los criterios de conseguir la mayor información necesaria para obtener un diagnóstico adecuado (Chau AC, Fung K, 2009).

En la literatura, las dosis efectivas se suelen expresar siguiendo los criterios de la IRCP del informe de 1990 o del de 2007 (Brooks SL, 2009). Diversos estudios han valorado y comparado las dosis de radiación que emiten los diferentes aparatos de registro.

De Vos, en su artículo de revisión de 2009 encontró 16 artículos publicados entre enero de 1988 y diciembre de 2007 relacionados con las dosis de radiación en la región oral y maxilofacial.

Silva et al. (2008) estudiaron y compararon las dosis equivalentes y efectivas de radiación de la ortopantomografía y la telerradiografía lateral de cráneo, con las dosis de algunos sistemas de CBCT (Sirona DS Plus®, New Tom DVT 9000®, i-CAT® y Somatom Sensation®) y con las de un TC convencional, concluyendo que los sistemas convencionales seguían emitiendo las dosis más bajas de radiación, seguidos por el CBCT y por último, el TC convencional. Comparando los diversos sistemas CBCT observaron que el iCAT® era el que mayor dosis emitía.

Loubele et al. (2009) compararon las dosis efectivas según la IRCP de 2007 entre tres tipos de TC y tres tipos de CBCT (Accuitomo 3D®, iCAT® y Newton 3G®) concluyendo, al igual que en el estudio de Silva et al. (2008), que los CBCT emitían menores dosis de radiación que los TC y que de los CBCT el que emitía mayores dosis era el iCAT®.

Roberts et al. (2009) estudiaron las dosis efectivas recibidas por los pacientes con el sistema CBCT (i-CAT®), llegando a las mismas conclusiones que en los estudios de Silva (2008) y Loubele (2009) al comparar las dosis emitidas por los CBCT con las de los TC. Sin embargo, vieron que las dosis de estos sistemas continuaban siendo más elevadas que las de los sistemas radiográficos convencionales.

Chau AC y Fung K (2009) compararon las dosis de tres sistemas: un TC convencional, un TC computarizado y un CBCT (iCAT®) pero en términos de dosis absorbida. Concluyeron, como en los estudios previos, que el CBCT era el que emitía menor radiación. Por otro lado, observaron que las glándulas salivares fueron los órganos más afectados.

Gibbs J (2000) observó que en algunos pacientes ortodóncicos en los que es necesario realizar varios tipos de pruebas diagnósticas además de la telerradiografía lateral de cráneo y la ortopantomografía, como resonancias magnéticas para valorar la articulación temporomandibular, telerradiografías posteroanteriores para valorar asimetrías, series periapicales en problemas periodontales o radiografías oclusales, la suma de dosis efectivas de todas estas radiografías superaba la dosis efectiva del CBCT.

En la Tabla 2 se exponen las dosis efectivas de los diferentes sistemas de registro según la IRCP de 1990 y de 2007.

TABLA 2. DOSIS EFECTIVAS DE LOS DIFERENTES SISTEMAS DE REGISTRO SEGÚN IRCP (1990/2007).

EQUIPOS	DOSIS EFECTIVAS IRCP 1990 (μSv)	DOSIS EFECTIVAS IRCP 2007 (μSv)
Radiografía oclusal digital	7	
Radiografía panorámica digital	5.5-22	
Telerradiografía lateral digital	1.6-3.4	
TC	150-2100	
CBCT FOV pequeño	48-652	
CBCT FOV grande	68-1073	
CBCT Newton® 9 segundos (s)	36.9	51.7
CBCT Newton 3G® 12 s.	44.7	58.9
CBCT iCAT® 9 s.	68.7	104.5
CBCT iCAT® 12 s.	134.8	193.4
Radiación ambiental	3 mSv/ año	

• EQUIPAMIENTO DE LOS CBCT

La dosis que emiten los sistemas CBCT puede variar dependiendo de la indicación y del paciente, pero debemos obtener la mayor información diagnóstica con la menor exposición posible.

Existen varios factores que influyen en la dosis de radiación que emite un sistema CBCT (Brooks S., 2009):

1. Tipo de haz; continuo o discontinuo.
2. Cantidad, tipo y forma del filtro.
3. Campo de visión (FOV): total o parcial.
4. Tiempo de escaneado.
5. Parámetros de imagen empleados (Kv, mAs).
6. Rotación de 360° o menor del tubo.

Algunos de estos factores, como el tipo de haz y el filtro, son específicos de cada aparato, mientras que otros, como el FOV, pueden ser controlados por el operador (Brooks SL, 2009).

Se puede conseguir una reducción de la dosis con un generador de rayos X ajustado y un FOV pequeño. Sin embargo, cuanto más pequeño es el FOV menor es la potencia del tubo (Holroyd JR, Gulson AD, 2009). Esto puede prolongar los tiempos de escaneado y puede tener implicaciones negativas en la calidad de la imagen (Brooks SL, 2009).

Por otro lado, para poder obtener el mayor contraste posible en el hueso, dientes y tejidos blandos, el rango de radiación estará dentro del rango de energía bajo, entre 60 y 90 Kv. Voltajes más elevados, alrededor de los 120 Kv, son los que se emplean en el TC convencional (Brooks SL, 2009).

Ballrick et al. (2008) midieron la distorsión y la resolución espacial de imágenes obtenidas en un equipo i-CAT® en sus 13 modos y encontraron que la resolución espacial era menor a mayor velocidad en el tiempo de escaneado y mayores tamaños de vóxeles.

Brown et al. (2009) compararon la exactitud de 16 medidas lineales realizadas directamente en 19 cráneos y posteriormente en imágenes escaneadas con un CBCT (i-CAT®) con diferente número de proyecciones (153, 306 y 612) concluyendo que la reducción del número de proyecciones no afecta a la exactitud dimensional de las mediciones y sin embargo proporciona menor cantidad de exposición de los pacientes a la radiación.

En la revisión realizada por De Vos (2009), se puso en evidencia que muchos de los trabajos publicados no aportaban suficiente información sobre las propiedades y parámetros de los aparatos CBCT, siendo estos datos cruciales para poder saber las dosis de radiación, la calidad de la imagen y la reproducibilidad, por lo que propuso una guía con todos estos parámetros.

A pesar de que en la actualidad existen muchos estudios al respecto, la radiación que generan los sistemas CBCT debe seguir siendo estudiada en profundidad puesto que las repercusiones que ésta puede tener sobre los individuos deben ser correctamente analizadas.

2. ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS

La cefalometría está basada en la localización de puntos o relieves óseos, heredados de mediciones antropométricas (craneométricas) aplicadas en cráneos adultos, que son fácilmente reconocibles para poder medir ángulos o dimensiones lineales del cráneo y la cara. Sin embargo, se diferencia de su predecesora, en que se aplica al estudio en vivo del crecimiento de la cara como fenómeno morfológico. Ninguna estructura en crecimiento es absolutamente estable y por

ello ha sido necesario recurrir a estructuras de referencia, que sean las que menos se afecten por el cambio, o en las que cese antes su crecimiento local.

Debemos tener en cuenta esta serie de consideraciones, como punto de partida de cualquier aproximación crítica al valor y fiabilidad de las técnicas cefalométricas.

2.1 SELECCIÓN Y LOCALIZACIÓN DE PUNTOS CEFALOMÉTRICOS

La mayoría de los puntos proceden de la antropología física o de la anatomía comparada, en concreto de la craneología. Desafortunadamente no todos los antropólogos y otros estudiosos han empleado las mismas definiciones y puntos de referencia, y algunas son de descripción posterior o modificación de las preexistentes.

Establecer puntos de referencia antropométricos puede en ocasiones ser difícil, si tal referencia no radica en una estructura anatómica específica, y es definida en términos de “encima” o “debajo” de otras estructuras.

El número de puntos de referencia que han sido nombrados y definidos en los estudios craneométricos es bastante grande. Su terminología es casi siempre latina o griega, y se representan estandarizadamente con una o varias letras (Tejero 1992).

Según la definición de Moyers y Bookstein (1979), un punto cefalométrico puede ser anatómico o extremo.

Los puntos anatómicos, son puntos biológicos reales que se identifican por alguna característica de la morfología local.

Los puntos extremos vienen definidos como el máximo o el mínimo de alguna propiedad geométrica. Por tanto, dichos puntos no pueden localizarse si antes no se ha fijado una orientación. Una mala colocación de la orientación horizontal puede ser debida a un error en el posicionamiento del sujeto, en la colocación de los puntos o por un crecimiento desproporcionado o asimétrico.

Esto hace que todo el esquema sea susceptible de cambios, y que el error en la orientación se propague y afecte a las posiciones de todos los puntos dependientes de esta orientación. Un ejemplo lo encontramos en la mandíbula; a medida que ésta rota, la posición de todos los puntos extremos que se encuentran en esa región se altera.

Por otro lado, los puntos cefalométricos pueden ser puntos construidos y encontrarse en una curva como el punto “Gonion”, en dos curvas como el punto “Menton” o en ninguna como el punto “Porion”.

Otros, pueden no ser puntos del cráneo y son intersecciones entre dos sombras como el punto “Articulare” (Williams et al. 2003).

Los puntos definidos en las imágenes 3D, no pertenecen a los mismos puntos que vienen representados en las telerradiografías laterales y posteroanteriores.

En las telerradiografías, la mayoría de los puntos están definidos, como ya se ha comentado, como el punto más superior o inferior de una estructura. Un punto situado en el borde de una estructura, visto con una telerradiografía lateral, puede no corresponder con el mismo punto si se observa con una telerradiografía posteroanterior. Sin embargo, las coordenadas de los puntos de los TC están localizadas en el espacio 3D y, por tanto, pueden ser localizados indistintamente desde cualquier vista, como puntos exactos y con una misma localización anatómica (Katsumata et al. 2005).

Sin embargo, para poder localizar un punto en el espacio, es preciso que su localización esté definida para cada uno de los tres planos del espacio. (Cevitanes et al 2006, Oliveira et al 2009).

Se citan a continuación algunos de los puntos anatómicos empleados en la literatura, para la medición de diferentes parámetros y posterior realización de análisis tridimensionales (Kitakura et al. 2000, Swennen et al. 2005, Park et al. 2006, Oliveira et al. 2009):

1. **Silla turca (S)**: punto medio anteroposteriormente de la fosa del hueso esfenoides.
2. **Nasion (N)**: punto más anterior de la sutura frontonasal.
3. **Basion (Ba)**: punto más anterior del foramen magnum.
4. **Crista Galli (Cg)**: Punto más superior de la crista galli del hueso etmoides.
5. **Porion derecho (Pod)**: punto más superior y medio del techo del conducto auditivo externo derecho.
6. **Porion izquierdo (Poi)**: punto más superior y medio del techo del conducto auditivo externo izquierdo.
7. **Punto A (A)**: punto más posterior de la curvatura del maxilar, entre la espina nasal anterior y el punto supradental.
8. **Punto B (B)**: punto más posterior de la superficie anterior de la sínfisis mandibular.
9. **Pogonion (Pg)**: punto más anterior de la sínfisis de la mandíbula.
10. **Gnathion (Gn)**: punto más anteroinferior de la sínfisis de la mandíbula.
11. **Menton (Me)**: punto más inferior de la sínfisis de la mandíbula.
12. **Espina Nasal Anterior (Ena)**: punto más anterior del proceso maxilar a la altura del suelo nasal.

13. Espina Nasal Posterior (Enp): punto más posterior y medio del contorno del hueso palatino.

14. Condilion derecho (Cdd): punto más superior de la cabeza del cóndilo derecho.

15. Condilion izquierdo (Cdi): punto más superior de la cabeza del cóndilo izquierdo.

16. Gonion derecho (God): punto más posterior del borde posterior de la rama derecha. Bisectriz de las tangentes del borde posterior de la rama y del cuerpo inferior.

17. Gonion izquierdo (Goi): punto más posterior del borde posterior de la rama izquierda. Bisectriz de las tangentes del borde posterior de la rama y del cuerpo inferior.

18. Maxilar o ectomolare derecho (Mxd): cresta cigomático-alveolar derecha, el punto muestra la concavidad máxima del contorno del maxilar alrededor de los molares y el contorno inferior del proceso maxilo-cigomático derecho.

19. Maxilar o ectomolare izquierdo (Mxi): cresta cigomático-alveolar izquierda, el punto muestra la concavidad máxima del contorno del maxilar alrededor de los molares y el contorno inferior del proceso maxilo-cigomático izquierdo.

20. Orbitale derecho (Ord): punto más anterosuperior del margen infraorbitario de la órbita derecha.

21. Orbitale izquierdo (Ori): punto más anterosuperior del margen infraorbitario de la órbita izquierda.

22. Supraorbitario derecho (SOrd): punto más anterosuperior del margen supraorbitario de la órbita derecha.

23. Supraorbitario izquierdo (SOri): punto más anterosuperior del margen supraorbitario de la órbita izquierda.

24. Bucal derecho (Bcd): punto situado en la superficie externa del arco cigomático derecho, donde el arco se hace recto y comienza a meterse hacia dentro.

25. Bucal izquierdo (Bci): punto situado en la superficie externa del arco cigomático izquierdo, donde el arco se hace recto y comienza a meterse hacia dentro.

26. Punto anterior de la rama derecha (Rd): punto más profundo del borde anterior de la rama derecha.

27. Punto anterior de la rama izquierda (Ri): punto más profundo del borde anterior de la rama izquierda.

28. Borde incisal del incisivo central superior (IS): punto más inferior del borde incisal del incisivo central.

29. Borde incisal del incisivo central inferior (II): punto más inferior del borde incisal del incisivo central.

30. 1º molar superior derecho (A16): punto más posterior y medio de la superficie distal del molar derecho.

31. 1º molar superior izquierdo (A26): punto más posterior y medio de la superficie distal del molar izquierdo.

32. 1º molar inferior derecho (B46): punto más posterior y medio de la superficie distal del molar derecho.

33. 1º molar inferior izquierdo (B36): punto más posterior y medio de la superficie distal del molar izquierdo.

34. Tuberosidad derecha (Tbd): punto más posteroinferior del contorno distal de la tuberosidad maxilar derecha.

35. Tuberosidad izquierda (Tbi): punto más posteroinferior del contorno distal de la tuberosidad maxilar izquierda.

36. Sutura cigomática derecha (Fzd): punto más anteroinferior de la sutura frontocigomática del lado derecho.

37. Sutura cigomática izquierda (Fzi): punto más anteroinferior de la sutura frontocigomática del lado izquierdo.

38. Zygion derecho (Zyd): punto más lateral del reborde externo del arco cigomático derecho.

39. Zygion izquierdo (Zyi): punto más lateral del reborde externo del arco cigomático izquierdo.

40. Antegonion derecho (Agd): punto más alto de la concavidad del borde inferior de la rama mandibular derecha en su unión con el cuerpo de la mandíbula.

41. Antegonion izquierdo (Agi): punto más alto de la concavidad del borde inferior de la rama mandibular izquierda en su unión con el cuerpo de la mandíbula.

42. Glabella (GI): Punto más prominente del hueso frontal en el plano sagital medio. Se ubica entre los arcos superciliares.

43. Coronoides derecho (Krd): punto más superior de la apófisis coronoides del lado derecho.

44. Coronoides izquierdo (Kri): punto más superior de la apófisis coronoides izquierda.

45. Punto DB: punto de máximo entrecruzamiento de los incisivos centrales superiores e inferiores.

2.2 SISTEMA DE COORDENADAS

Para poder localizar un punto en el espacio es preciso que se cree un sistema de coordenadas. De este modo se puede obtener la situación exacta de cada punto en cada uno de los ejes (X, Y, Z). Este sistema debe tener, por tanto, un centro u origen (0,0,0) y tres ejes que servirán para dar al punto unas coordenadas, de tal modo que para cada punto se obtienen tres valores que lo definen y sitúan.

Este origen de coordenadas se puede crear y colocar en diferentes lugares; en función de donde esté colocado, las coordenadas para cada punto se modificarán.

Richtmeier et al. (1995) y Williams et al. (2003) establecieron los ejes de coordenadas X e Y como la fila y columna de píxeles y Z como el centro del grosor de cada corte, transformándolos más tarde en una escala métrica donde el valor de los píxeles era de 0,39mm (XY) y 1,5mm (Z).

Kitakura et al. (2000) seleccionaron un eje de coordenadas con origen en el punto Silla, estandarizando los vectores mediante una matriz de transformación para que el plano sagital medio y la línea de la base craneal coincidieran con el plano XZ y el eje X del sistema de coordenadas (Figura 14).

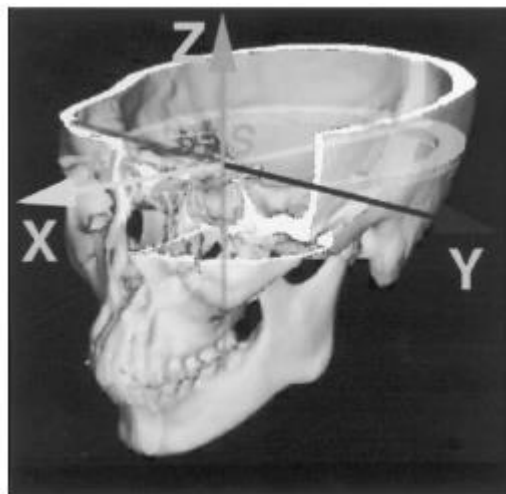


FIGURA 14. Origen de coordenadas en el punto silla. kitakura, 2000.

Park et al. (2006) determinaron los ejes de coordenadas con el origen en el punto Nasion, dando valores positivos (anterior, superior e izquierda) y negativos (posterior, inferior y derecha) según las direcciones de los ejes X, Y, Z (Figura 15).

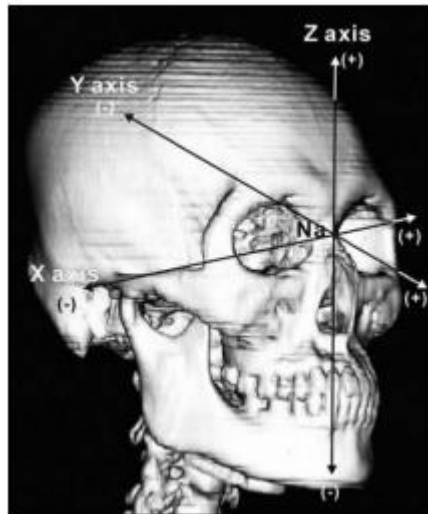


FIGURA 15. Origen de coordenadas en el punto nasion. park et al., 2006.

Muramatsu et al. (2008) tenían definido un origen de coordenadas (0,0,0) automático, en una de las esquinas del cubo en el que estaba contenido el objeto 3D. El eje X lo determinaron paralelo a la dirección derecha-izquierda del elemento escaneado y los ejes Y, Z correspondían a las direcciones posteroanterior y superoinferior, respectivamente (Figura 16). Las coordenadas (X, Y, Z) se determinaron para cada vóxel y se expresaron como tamaño real (convirtiendo el nº de vóxeles a milímetros).

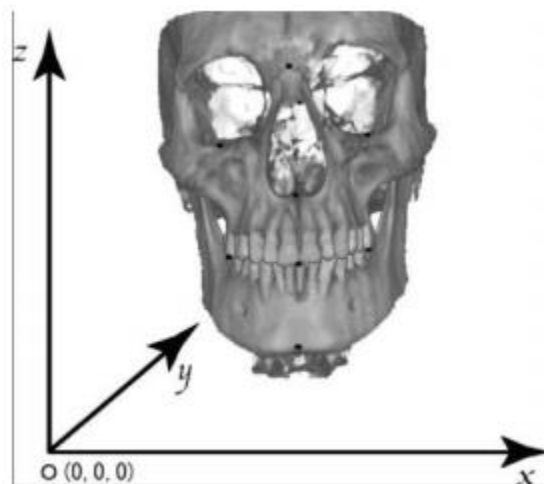


FIGURA 16. Origen de coordenadas de muramatsu et al., 2008.

Oliveira et al. (2009) seleccionaron como origen de coordenadas la intersección de la línea transporiónica y el plano sagital medio definido por Ludlow et al. (2008) (Figura 17).

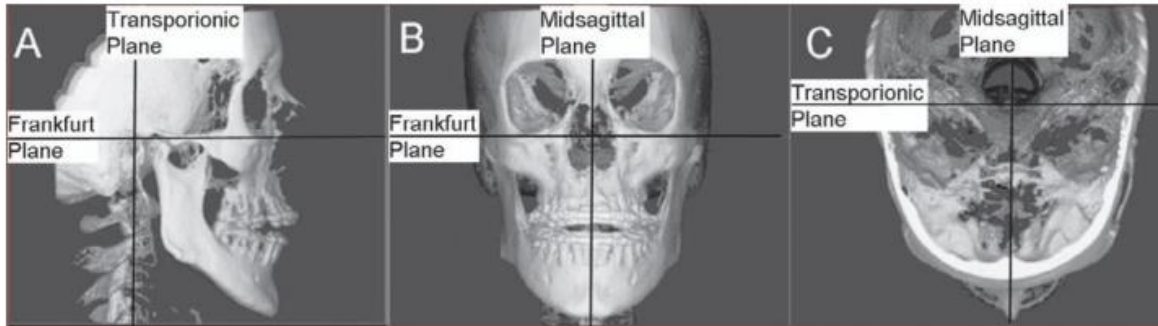


FIGURA 17. Origen de coordenadas de oliveira et al., 2009.

Redmond y Cho (2009) seleccionaron el origen de coordenadas en el punto Na y establecieron el eje X, transversal, paralelo a la línea frontocigomática (Fz), el eje Y, anteroposterior, perpendicular a la línea Fz y paralelo a la línea de Frankfurt derecha (R FH) y el eje Z, vertical, perpendicular a las líneas Fz y R FH, dando valores positivos a los situados a la izquierda, posterior y superior y negativos los situados a la derecha, anterior e inferior (Figura 18).

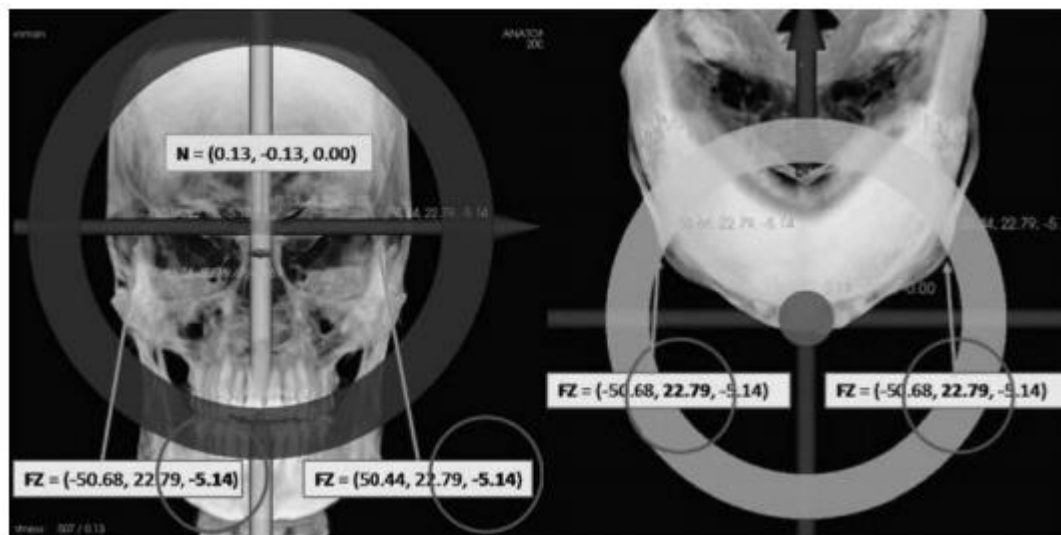


FIGURA 18. Origen de coordenadas en el punto nasion. redmond y cho, 2009.

Lagravère et al. (2009) seleccionaron como origen de coordenadas un punto establecido por el software que emplearon; y definieron el eje XY como superoinferior, XZ posteroanterior y YZ derecha e izquierda (Figura 19).

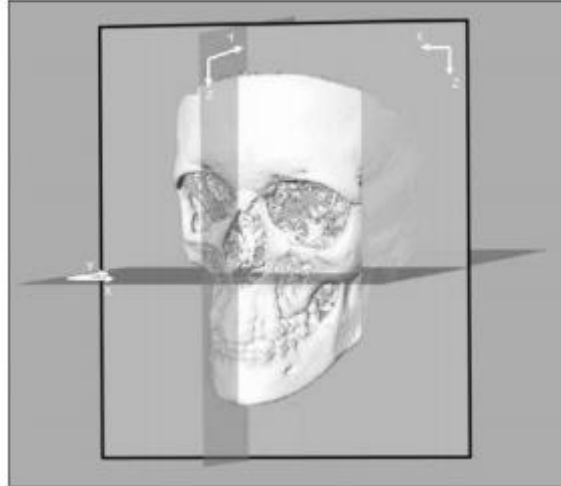


FIGURA 19. Origen de coordenadas de Iagravère et al., 2009.

2.3 PLANOS DE REFERENCIA

Para poder evaluar las características morfológicas y las variaciones de estructuras craneofaciales, se han propuesto a lo largo de la historia en la literatura, diversos planos y líneas de referencia.

En la telerradiografía convencional, los términos de línea y plano se obtenían de forma similar aún cuando corresponden a términos diferentes (Tejero, 1992).

Con la aparición de los sistemas 3D, el término línea sigue estando formado por la unión de dos puntos, mientras que el término plano consiste en la unión de al menos tres puntos.

En la literatura hay descritos varios tipos de planos:

Plano de orientación: es aquel que permite encontrar en la misma posición la cabeza en las diferentes incidencias radiográficas. Es decir, este tipo de plano permitiría la comparación de diferentes radiografías puesto que situaría el cráneo en la misma posición (Tejero, 1992).

Plano de referencia: es aquel que nos sirve para hacer comparaciones al analizar medidas cefalométricas, cuando se describen estructuras óseas o dentarias, en términos angulares o lineales. El plano de referencia ideal sería aquel que tuviera unas bases anatómicas y clínicas que proporcionaran una información simple y rápida, que presentara valores más estables según la edad, sexo y raza y que permitiera la individualización correcta del crecimiento craneofacial en estudios longitudinales (Tejero, 1992).

En la literatura podemos encontrar planos de referencia clásicos como el plano de Frankfurt (De Coster, 1931; Tweed, 1946; y Downs, 1956), el plano S (Sella)–N

(Nasion) (Brodie 1941 y Bjork y Steiner 1953) o N-Ba (Basion) (Huxley y Rickets) todos ellos formados por la unión de dos puntos únicamente (Tejero, 1992).

Sin embargo, para los análisis 3D se deben definir planos de referencia que estén formados por tres puntos.

En este tipo de análisis el plano sagital medio es el que se suele definir primero, y a partir de ahí se crean el resto de planos de referencia.

Ono et al. (1992) y Kitakura et al. (2000) emplearon el plano N-S-Ba como plano sagital medio de referencia.

Katsumata et al. (2005) y Maeda et al. (2006) emplearon el plano N-S-Dent (punto más superior del proceso odontoides del hueso epistrófeo) como plano sagital medio y dos perpendiculares a éste: planos horizontal (incluyendo los puntos S-N) y coronal (incluyendo el punto S).

Hwang et al. (2006) emplearon un plano sagital medio formado por los puntos Op (Opisthion)-Cg (Crista Galli)-Ena (espina nasal anterior) y un plano horizontal que pasaba por los dos Porion y por el Orbitale derecho.

Park et al. (2006) emplearon el plano perpendicular al plano horizontal creado por ellos, que pasaba por los puntos N y P (surco prequiasmático). Como plano horizontal, emplearon uno paralelo al plano de Frankfurt que pasaba por N, y el plano coronal pasando por N a ambos lados del plano sagital medio y del plano horizontal.

Kwong et al. (2006) emplearon un plano perpendicular al horizontal creado por ellos, que pasaba por Cg y Cl (apófisis clinoides anteriores), un plano horizontal que pasaba por los dos Porion y por el Orbitale izquierdo, y un plano coronal perpendicular a los otros dos que incluía el Op.

Suri et al. (2008) emplearon puntos anatómicos para realizar el plano sagital medio construido, y lo definieron como la línea que mejor encajaba al unir las bisectrices entre los puntos bilaterales (forámenes neurovasculares de la base craneal, canal carotídeo, cóndilos occipitales y límites laterales del foramen magnum) y puntos únicos (centro de la Cg, eje medio de la sincondrosis esfenoccipital, Ba y Op)

Tejarima et al. (2008) emplearon un plano horizontal que pasaba por los dos Porion y por el Orbitale medio, otro perpendicular a éste que pasaba por el Porion izquierdo y otro plano perpendicular a los anteriores que pasaba por el Orbital medio.

Kumar et al. (2008) emplearon el plano sagital medio y dos planos perpendiculares entre sí y a éste, el plano horizontal o de Frankfurt y el plano coronal o transporiónico.

Redmond y Cho (2009) emplearon el plano nasofrontocigomático (NFz) como plano craneal de referencia.

2.4 MEDICIONES CRANEALES: ÍNDICES

En todo estudio craneométrico, para poder comparar tanto individuos como grupos a fin de encontrar similitudes y/o posibles relaciones hereditarias, se requiere una técnica de medición que proporcione una evaluación tanto de la forma como de la estructura, con independencia de la talla del individuo. El procedimiento convencional, ha sido el de realizar el cálculo de una proporción, dividiendo el valor menor entre el mayor y multiplicando dicho resultado por cien, de tal modo que se obtenga un porcentaje, denominado índice (Tejero, 1992).

Los índices más frecuentes empleados en cefalometría son los siguientes:

ÍNDICE CRANEAL (proporción entre la anchura y la longitud craneales)

ÍNDICE LONGITUD-ALTURA (proporción entre la altura (Nasion-Bregma) y la longitud del cráneo)

ÍNDICE ANCHURA-ALTURA (proporción entre la altura (Nasion-Bregma) y anchura craneales)

ÍNDICE ALTURA MEDIA (proporción entre la altura (Nasion-Bregma) y la media de la longitud y la anchura). También se conoce como Índice Altura Media Basion.

ÍNDICE ALTURA MEDIA AL PORION (proporción entre la altura Porion-Bregma y la media de la longitud más la anchura)

ÍNDICE FRONTOPARIETAL (relación entre la anchura frontal mínima y la anchura craneal máxima)

ÍNDICE FACIAL TOTAL (proporción entre la altura y la anchura de la cara (anchura bicigomática)).

Los antropólogos han llegado a establecer y a utilizar un índice facial morfológico que expresa la altura de la cara en comparación con su ancho mediante una fórmula que multiplica la altura por cien y divide el resultado por la anchura. De ello resultarían tres categorías de pueblos principales (Fundación Educativa Héctor A. García):

- Euriprosopos: caracterizados por el rostro ancho y bajo, con un índice facial morfológico inferior a 84.9%. Según parece, hay un predominio de índices faciales euriprosopos entre los pueblos xantodermos o amarillos.

- Mesoprosopos: caracterizados por el rostro mediano, con un índice facial morfológico que fluctúa entre 85% y 89.9%. Según parece, hay un predominio de índices faciales mesoprosopos entre los pueblos melanodermos o negros de África y de Oceanía.

- Leptoprosopos: caracterizados por el rostro estrecho y alto, con un índice facial morfológico superior a 90%. Según parece, hay un predominio de índices faciales leptoprosopos entre los pueblos leucodermos o blancos.

Según la Clasificación de Kollmann (en Knussmann, 1988, citado en tesis doctoral, Maroto RM, 2004) todas las categorías serían: Hipercuriprosopo (hasta 79.9%), euriprosopo (80.0% a 84.9%), mesoprosopo (85.0% a 89.9%) leptoprosopo (90.0% a 94.9%) e hiperleptoprosopo (más de 95.0%).

ÍNDICE FACIAL SUPERIOR (proporción entre la altura de la cara, sin la mandíbula y la anchura facial (bicigomática))

ÍNDICE NASAL (proporción entre la anchura y la altura nasales)

ÍNDICE ORBITAL (proporción entre la altura y anchura de la órbita)

ÍNDICE MAXILOALVEOLAR (proporción entre la anchura y la longitud palatal externas)

ÍNDICE PALATAL (proporción entre la anchura y la longitud internas del paladar)

ÍNDICE GNÁTICO O ÍNDICE ALVEOLAR (relación entre las medidas que indican protrusión facial: Endobasion- longitud prostion y endobasion- longitud nasion)

MÓDULO CRANEAL (expresa en términos matemáticos el tamaño craneal al relacionar su altura, longitud y anchura)

2.5 DEFINICIÓN, TIPOS E HISTORIA DE LOS ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS

2.5.1 DEFINICIÓN

Los análisis cefalométricos consisten en el conjunto de valores que permiten el estudio de la medida y la corrección de las desviaciones morfológicas de las estructuras dentofaciales, aplicando técnicas radiográficas al estudio de la cabeza humana (Canut, 2000).

2.5.2 TIPOS DE ANÁLISIS

LINEALES: son aquellos métodos que realizan mediciones directas y miden en milímetros o proporciones comparadas. Las mediciones suelen cambiar con la edad, por lo que las normas han de estar adaptadas a ello.

ANGULARES: los ángulos expresan una proporción entre dos líneas, y por ello, los análisis angulares fueron ideados para solventar algunos inconvenientes de los lineales; sin embargo es difícil interpretar en ángulos la desviación de la norma y decidir qué lado del ángulo se considera fijo y cuál variable.

POSICIONALES: son los métodos más sencillos de interpretar ya que informan de la cantidad y naturaleza de la desviación, en tamaño real.

McIntyre y Mossey (2003) realizaron otra descripción de los diferentes métodos cefalométricos empleados para la medición del tamaño y la forma en ortodoncia:

- El **método convencional** de análisis cefalométrico, basado en la localización de puntos que se definen de manera intrínseca en la anatomía, a fin de representar la forma craneofacial. Incluye el cálculo de medidas lineales, angulares, áreas y proporciones.
- **Técnicas de límites y perfiles**, que no requieren el empleo de puntos cefalométricos para representar la forma craneofacial y sólo investigan la forma del perímetro de una estructura.

2.5.3 APLICACIONES DE LOS ANÁLISIS CEFALOMÉTRICOS 3D

Las aplicaciones de los análisis cefalométricos tridimensionales en investigación y a nivel clínico son muchas (Faure et al. 2008):

- Análisis de los casos límite con cirugía ortognática.
- Set-up quirúrgicos.
- Asimetrías faciales.
- Análisis de compensaciones dentoalveolares.
- Definición de objetivos terapéuticos.
- Set-up y análisis oclusales.
- Estudios de la evolución en antropología o estudios del crecimiento.
- Estudios de análisis facial.

2.6 PROPORCIONES FACIALES

Antes incluso que los científicos, en el Siglo IV a.c, los artistas formularon una serie de reglas de lo que consistía una cara proporcionada.

“La Divina Proporción” denominada sección áurea o medida áurea, es la división de la línea en media y extrema razón, enunciada por Euclides 300 años A.C, estudiada por Pitágoras, 400 años A.C, quien al relacionar la forma de los organismos vivos con la geometría armónica tuvo por base, precisamente, la división de la recta en media y extrema razón.

Así, los artistas griegos encontraron que la cabeza y el cuerpo de Afrodita exhibían proporciones ideales basadas en la proporción áurea. En la época romana, Vitruvio realizó una partición de la cara en tres tercios, tal y como la dividimos en

la actualidad. Más tarde, durante el Renacimiento se propusieron reglas para establecer las proporciones ideales, basándose en medias, para conseguir una estética y armonía óptimas (Edler, 2001).

La literatura científica recogida a lo largo de los años, muestra que los humanos tienen una habilidad innata para discriminar entre lo que sería bonito y feo (Edler, 2001; Cellerino, 2003). Incluso los niños ponen mayor atención a las caras bonitas que a las que no lo son (Langlois, 1987).

Por otro lado, estos estándares de belleza se comparten entre las diferentes culturas. Bernstein et al. (1982) encontraron que las preferencias tanto de los individuos chinos como caucásicos eran idénticas e Iwawaki et al. (1979) mostraron que las percepciones de belleza tanto de los individuos ingleses como de los japoneses también coincidían.

Estos hallazgos indican que existe una idea innata y común en lo que constituye una cara "ideal".

En 1920, el argentino Carrea apuntó en sus tesis doctoral "Ensayos Odontométricos" la importancia de la planimetría dento-facial. Estableció que la normalidad facial exige de un equilibrio, arquitecturalmente hablando, y por tanto, se admite la ley de las proporciones humanas en la que cada persona lleva su patrón de medida. Según él, el canon de la belleza existe para cada persona individualmente, y cuando un ser, se desarrolla con todas las

proporciones de belleza exactas, entonces estaremos hablando de belleza perfecta. Siempre mantuvo el criterio de la armonía humana y artística, valorando los términos de la igualdad de la simetría y de la similitud, y para ello, se guió en la evolución del género humano, relacionando las formas en los diversos períodos de la vida, desde el nacimiento hasta la vejez. La simetría sirvió de base a sus trabajos para fundamentar la armonía de las formas, y luego halló lo que buscaba: "la verdadera ley de las proporciones aplicadas al género humano". Ceñido al canon de la simetría, después de determinar los planos faciales en sentido sagital, frontal y horizontal, infiere que el plano sagital es fundamental en la determinación de la igualdad a ambos lados del mismo; pero al estudiar las leyes del crecimiento y desarrollo de la cara, entendiendo por crecimiento el ordenado aumento proporcional del tamaño y por desarrollo, el agrandamiento y diferenciación en su estructura, llegó al convencimiento de que la simetría y las proporciones marchan sólidamente unidas, confirmándolo en sus trabajos de 1918, 1919, 1920 y 1922.

Con esas bases, recorriendo el famoso tratado de Luca Pacioli, y al famoso "compás de oro" que evalúa "La Divina Proporción", Carrea empezó a determinar el plano de oclusión en las bocas humanas desdentadas. Luego encontró la proporción áurea en varias relaciones que hizo entre su radio cuerda, su triángulo mandibular externo y un lado del triángulo de Bonwill; las estudió, y las halló en varias medidas frontales y laterales del cráneo y tejidos blandos de la cara humana.

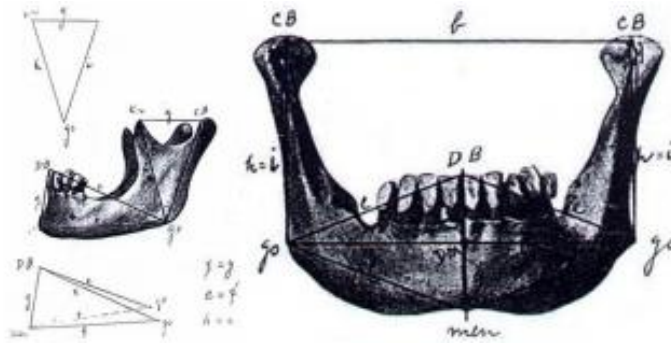


FIGURA 21. Proporciones de la mandíbula. Carrea, 1920.

Lusterman en 1963, realizó un amplio estudio sobre estética de la cara occidental, en el que evaluó un grupo de niñas de diferentes modalidades raciales de tipo caucásico, mediante mediciones cefalométricas y antropométricas concluyendo que existían diferencias entre los diversos grupos que debían de tenerse en cuenta a la hora de ser tratados ortodóncicamente.

Entre las relaciones verticales, la altura facial total está basada en la proporción áurea entre la distancia desde la frente al ojo y desde éste al mentón. Al contrario, también existe proporción desde el mentón a la nariz y desde ésta a la frente. Una segunda proporción áurea en la altura de la cara, se encuentra entre la distancia desde el ojo al ala de la nariz, y desde ahí a la barbilla. La proporción contraria, iría desde la barbilla a la boca y desde ésta al ojo (Figura 22).

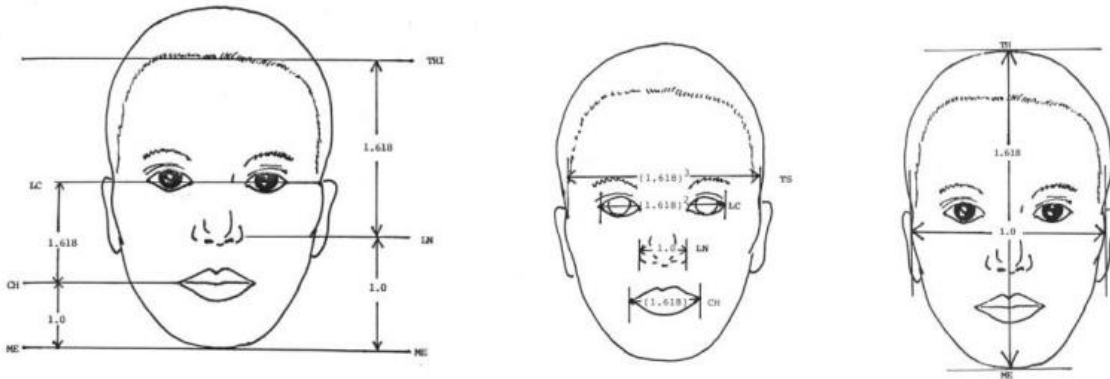


FIGURA 22. Proporciones áureas en las relaciones verticales de la cara. Ricketts, 1982.

Por otro lado, este autor, intentó buscar también dichas proporciones áureas a nivel esquelético, tanto sagital como frontalmente. Así, a nivel sagital encontró ocho proporciones áureas y a nivel frontal, tanto a nivel superior, medio e inferior. Con todo ello concluyó que la correcta proporción era esencial para la armonía y el ritmo faciales, y que los ortodoncistas debían integrar estos conceptos al tratamiento, y no solamente encajar los dientes entre sí.

Jefferson (2004) en su trabajo sobre la divina proporción y la belleza facial, describió una clasificación tanto frontal como sagital de los diferentes tipos de individuos que nos podríamos encontrar (Figura 23).

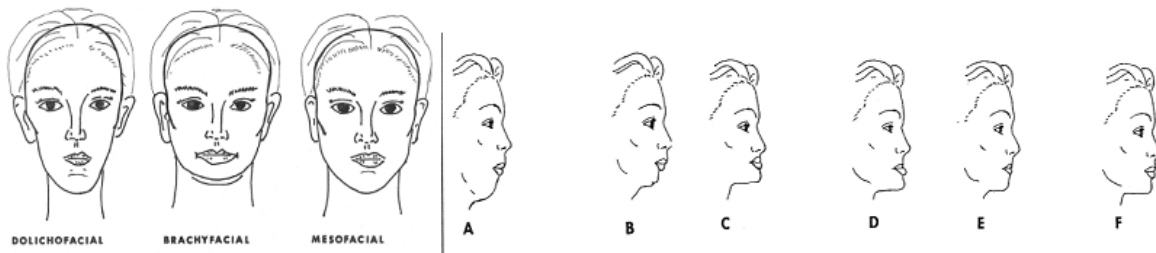


FIGURA 23. Clasificación de Jefferson, 2004 de los individuos a nivel frontal y sagital.

En su artículo revisa la proporciones divinas tanto en los tejidos blandos (mostrando la máscara facial creada por Stephen Marquardt, (Figura 26)) como en los tejidos duros, con el análisis de Jefferson o análisis arquial esquelético (Sassouni modificado) que muestra la relación antero-posterior maxilo-mandibular y la altura facial inferior (Figura 24).

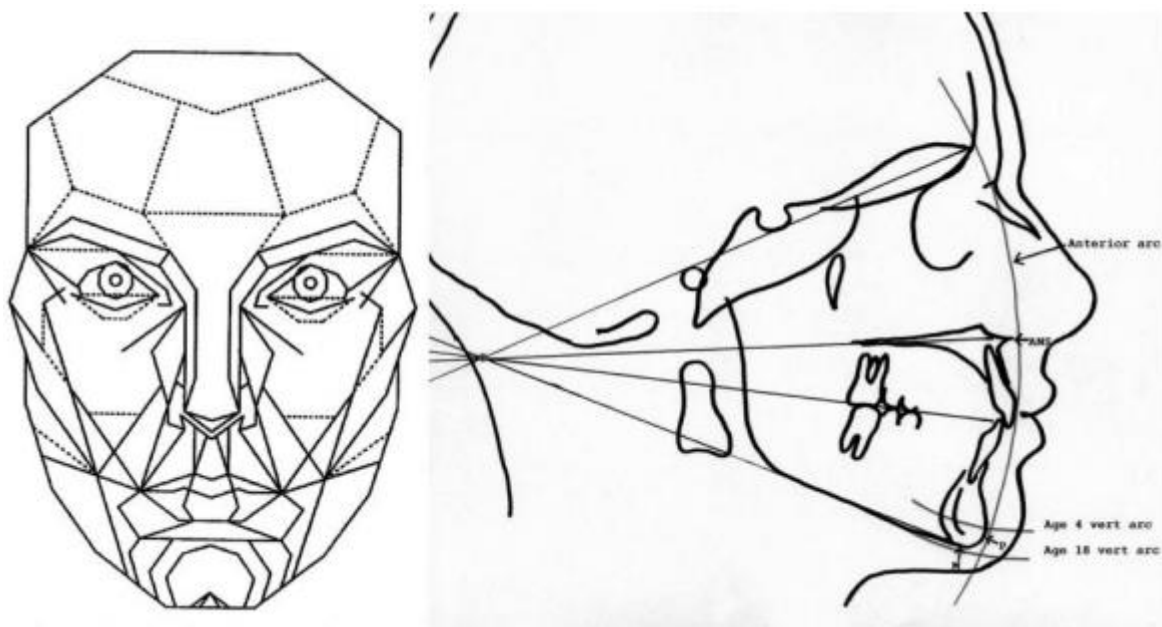


FIGURA 24. Máscara facial de proporciones faciales en tejidos blandos. stephen marquardt.

Hönn y Göz (2007) en su artículo de revisión, determinaron hasta qué punto podía ser medida la belleza de una cara y qué herramientas existían para ello y examinaron la influencia de la simetría y otras características como la estética dental y la morfología asociada al género, en esta belleza de las caras. Concluyeron que existe una idea innata y común de lo que sería una cara ideal, que puede cambiar según las modas, que la simetría y la normalidad son dos conceptos que juegan un papel importante en el atractivo de la cara.

Encontraron que autores como Jefferson (2004) decían que la cara con normalidad era la más atractiva puesto que estaba conformada por proporciones “divinas” y esto le proporcionaba un aspecto más saludable, fuerte y fértil. Además encontraron que autores como Perrett et al. (1994) demostraron que la belleza consistía en un concepto más complejo, ya que descubrieron en un estudio que el promedio de las caras de todas las mujeres estudiadas era menos atractivo que el promedio de las caras que, por separado, eran consideradas atractivas.

Por otro lado, Hönn y Göz (2007) encontraron en su revisión que autores como Edler, Pater, Choe y Farkas en sus artículos, decían que los métodos antropométricos eran preferibles a los cefalométricos a la hora de realizar estas mediciones, ya que suponían métodos no invasivos, válidos y proporcionaban una valoración tridimensional de las estructuras estudiadas.

3. CONCEPTOS GENERALES DE ANÁLISIS APLICADOS A LOS SISTEMAS TC Y CBCT

En la actualidad, la gran mayoría de estudios realizados con los aparatos CBCT están dirigidos al análisis de distintos parámetros que comprueben que dichos CBCT son elementos adecuados para el diagnóstico, y que presentan una serie de ventajas respecto al resto de sistemas previamente comercializados. Para poder entender bien qué es lo que se está evaluando en estos estudios, se hace imprescindible diferenciar una serie apartados.

Farman y Scarfe (2006) afirmaron que la exactitud y fiabilidad de estos aparatos, en cuanto a la localización de los distintos puntos en los tejidos duros y blandos, debía ser analizada en profundidad.

Por otro lado, Lou et al. (2007) realizaron una revisión sistemática de todos los estudios que evaluaban la exactitud y fiabilidad en la localización de puntos cefalométricos empleando el TC y CBCT, concluyendo que hacían falta estudios que comprobaran estos parámetros con el CBCT.

3.1 PRECISIÓN Y EXACTITUD

- **Precisión**

Es la condición que reúne una serie de medidas de un mismo fenómeno cuando la variación entre ellas, o su dispersión, es reducida, bien se aproximen o no - todas ellas - al valor verdadero.

- **Exactitud**

En relación a la ciencia, es la cualidad que tienen las operaciones y resultados científicos cuando se ajustan a los patrones propios y se desvían mínimamente de la realidad a que se refieren (Sierra Bravo R, 1991).

Desde la aparición de los TC médicos y más recientemente los CBCT, han sido varios los estudios dirigidos a comprobar la exactitud que tienen estos aparatos a la hora de localizar los puntos anatómicos craneofaciales y poder emplearlos, por tanto, como una herramienta más en el diagnóstico clínico diario.

EXACTITUD DE MEDIDAS LINEALES REALIZADAS ENTRE CRÁNEOS, TELERRADIOGRAFÍAS Y CBCT

Kitakura et al. (2000) analizaron la exactitud y la reproducibilidad de 25 puntos esqueléticos de un TC estudiados en 1 cráneo, y más tarde lo aplicaron en 44 pacientes para poder realizar un estudio sobre la transición relacionada con la edad de estos puntos.

Lascala et al. (2004) evaluaron la exactitud de trece medidas lineales basadas en 19 puntos anatómicos en cráneos humanos empleando el CBCT NewTom 9000®. Concluyeron que las distancias reales, medidas directamente en los cráneos, eran mayores que aquellas obtenidas en los cortes de los CBCT pero que estas diferencias eran solamente significativas en medidas lineales obtenidas en la base del cráneo, mientras que las obtenidas con el CBCT en el área dentofacial eran precisas.

Pinsky et al. (2004) concluyeron en su estudio que existía una elevada exactitud con el CBCT en las medidas digitales lineales. El mayor error lo encontraron en las medidas de altura de la mandíbula.

Kobayashi et al. (2004) midieron distancias de una muestra representativa de mandíbulas y las compararon con medidas obtenidas con el escáner de TC. Emplearon un prototipo de CBCT para los diagnósticos dentales determinando un error de 0.22mm (± 0.15 mm) con los CBCT y de 0.36mm (± 0.24 mm) para los TC espirales. Por tanto, encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos.

Marmulla et al. (2005) evaluaron la exactitud geométrica del mismo escáner CBCT usando un fantoma en cuadrícula y un método sofisticado matemático y obtuvieron un error de 0.13mm (± 0.09 mm).

Hilgers et al. (2005) escogieron dimensiones lineales entre 11 lugares anatómicos, las midieron en 25 cráneos y posteriormente, las compararon con las imágenes obtenidas a partir de telerradiografías lateral, frontal y basilar, y CBCT concluyendo que las mediciones realizadas sobre los CBCT eran precisas y se acercaban más a la realidad que las de la telerradiografía convencional.

Moshiri et al. (2007) establecieron la exactitud de 9 medidas lineales realizadas directamente sobre 23 cráneos dentados, sobre telerradiografías laterales de cráneo y sobre 3 tipos de reconstrucciones 2D realizadas a partir de un escáner

CBCT (i-CAT®). Los resultados de su estudio mostraron que la exactitud de las mediciones lineales fue mayor para las imágenes obtenidas a partir del CBCT en el plano sagital, que para las obtenidas en la telerradiografía convencional.

Mischkowski et al. (2007) determinaron la exactitud geométrica de imágenes obtenidas con un CBCT y las compararon con otras obtenidas a partir de un escáner multidetector lineal (MDCT). Sus resultados indicaban que las medidas en distancias lineales y volúmenes eran más precisas en los escáneres MDCT, siendo esta última preferida a la hora de medir distancias largas (> 10 cm) y objetos localizados en la periferia. No obstante, afirmaron que los aparatos CBCT proveen información satisfactoria tanto de medidas lineales como de volúmenes y que la diferencia se puede considerar como no relevante para la mayoría de aplicaciones clínicas.

Lagravère et al. (2008) evaluaron la exactitud de las coordenadas y de varias medidas lineales y angulares realizadas en CBCT (NewTom3G®), comparándolas con las mediciones realizadas con un aparato de medir coordenadas al que denominaron “gold standard”, concluyendo que la máquina NewTom3G® es capaz de generar imágenes con una realidad de 1:1.

Moerenhout et al. (2008) analizaron la exactitud tridimensional de la superficie de los tejidos blandos obtenida con un escáner CBCT (i-CAT®) reformateado con los programas de segmentación Maxilim® y Mimics®, comparándola con la de un escáner óptico y valoraron la fiabilidad de las distancias entre puntos del mismo fantoma. Comprobaron que estas medidas eran exactas si se comparaban con un escáner óptico, siendo la desviación de 1.9mm con la segmentación Maxilim® y de 1.8mm para la segmentación Mimics® y se comprobó que las distancias entre los diferentes puntos cefalométricos analizados en el fantoma eran fiables.

Periagio et al. (2008) compararon la exactitud de 20 medidas lineales realizadas con un CBCT (i-CAT®) y con el programa Dolphin 3D®, con las medidas realizadas directamente en 23 cráneos humanos con un calibrador digital. El ICC (índice de correlación intraclase) fue menor en las medidas tomadas con el CBCT que las tomadas directamente en el cráneo y el porcentaje de error fue mayor en las medidas tomadas con el CBCT. En el 90% de las mediciones, las diferencias fueron menores de 2mm por lo que concluyeron que aunque la mayor parte de las medidas tomadas con el programa eran estadísticamente diferentes a las dimensiones anatómicas, muchas de ellas podían ser consideradas clínicamente precisas para realizar los análisis craneofaciales.

Stratemann et al. (2008) determinaron la exactitud de medidas lineales usadas habitualmente en ortodoncia utilizando dos sistemas de escaneado CBCT (NewTom QR DVT 9000® y Hitachi MercuRay®). Para ello emplearon un cráneo humano en el que identificaron 32 puntos craneales y 33 mandibulares midiendo las distancias directamente con un calibrador y luego en el cráneo escaneado. Concluyeron que ambos sistemas proporcionan datos altamente precisos si se comparaban con las medidas físicas realizadas directamente sobre los cráneos, con menos del 1% de error relativo.

Berco et al. (2009) compararon la exactitud de 29 medidas lineales realizadas directamente en un cráneo, con las imágenes obtenidas a partir de un escáner CBCT (i-CAT®) con dos orientaciones diferentes. Encontraron diferencias estadísticamente significativas en 5 mediciones, aunque pudieron observar que todos estos errores estaban por debajo del tamaño de vóxel, por lo que eran clínicamente insignificantes. Por otro lado, no encontraron diferencias significativas entre las dos posiciones de escaneo del cráneo, por lo que concluyeron que la diferente orientación del mismo no afecta ni a la exactitud ni a la reproducibilidad de las mediciones.

Hassan et al. (2009) compararon la exactitud de 10 medidas lineales realizadas directamente en 8 cráneos con imágenes 3D obtenidas con un CBCT (NewTom3G®), cortes 2D obtenidos con el CBCT y telerradiografías laterales y posteroanteriores convencionales, concluyendo que tanto los cortes 2D como el volumen 3D son exactos a la hora de realizar mediciones lineales. Además concluyeron que variaciones de la posición de la cabeza del paciente durante el escaneado, no tienen influencia a la hora de valorar la exactitud en los modelos 3D.

3.2 REPRODUCIBILIDAD Y FIABILIDAD

- **Fiabilidad**

En la investigación científica designa, en general, la cualidad de una operación o un resultado que es merecedor de confianza, porque es correcto o se ajusta a la realidad (Sierra Bravo R, 1991).

- **Reproducibilidad**

De forma particular, en ingeniería, ciencia, industria y estadística, se denomina reproducibilidad a la capacidad de un instrumento de dar el mismo resultado en mediciones diferentes realizadas en las mismas condiciones a lo largo de periodos dilatados de tiempo. Esta cualidad debe evaluarse a largo plazo. Ésta es la gran diferencia con precisión que debe, en cambio, ser evaluada a corto plazo.

REPRODUCIBILIDAD POSICIONAMIENTO DE PUNTOS CEFALOMÉTRICOS

En la literatura se ha podido comprobar que la identificación de los puntos cefalométricos en 2D, presenta una mayor fuente de error debido a la existencia de un patrón de error sistemático.

Este mismo error en la identificación de los puntos, se espera observar en 3D. Sin embargo, los patrones de error son diferentes ya que los problemas que existen a la hora de localizar espacialmente los puntos cefalométricos difieren entre ambos métodos (Stratemann, 2008).

Richtmeier et al. (1995) evaluaron la reproducibilidad en la localización de 35 puntos cefalométricos en cortes de 10 cráneos realizados con un TC y la exactitud de medidas lineales, concluyendo que la localización de los puntos era

reproducibile en los tres ejes del espacio y que la media de error hallado con respecto a medidas lineales realizadas directamente, era de 1-2mm. Estos mismos autores también indicaron que la localización de los puntos en imágenes volumétricas debía ser menos laboriosa que empleando cortes. El uso de reconstrucciones disminuía dicha complejidad, puesto que el posicionamiento de los puntos en la imagen 3D refleja de manera más precisa la biología del objeto estudiado.

Kragsskov et al. (1997) evaluaron la reproducibilidad en la localización de 26 puntos en imágenes 3D, de 9 cráneos obtenidos con un TC y la compararon con la reproducibilidad de los mismos puntos en radiografías laterales de cráneo y posteroanteriores, concluyendo que los resultados obtenidos no apoyaban una mejor reproducibilidad que los métodos tradicionales.

Williams et al. (2003) evaluaron la reproducibilidad de 23 puntos mandibulares (borrosos, biológicos y construidos) de 22 mandíbulas escaneadas con un TC, y la exactitud de medidas lineales, concluyendo que la localización de puntos mandibulares es reproducible, sobre todo los puntos biológicos y que el 58% de las medidas lineales diferían menos de 1mm de la realidad.

Muramatsu et al. (2008) evaluaron la reproducibilidad de 19 puntos en imágenes realizadas con TC, hallando las áreas de elipses de confianza del 95% en los tres planos del espacio (XY, YZ, ZX) y para varios grosores de corte, observando que el punto Basion y los procesos coronoides, tenían el área de confianza de la elipse menor en todos los planos, lo que indicaba gran reproducibilidad.

Oliveira et al. (2009) evaluaron la reproducibilidad en la identificación de 30 puntos cefalométricos utilizando 12 CBCT prequirúrgicos. Tres observadores repitieron 3 veces su localización en los diferentes cortes sagital, coronal y axial concluyendo que el CBCT es un método excelente para la identificación de los puntos en 3D si se realiza el correcto entrenamiento y calibración de los operadores.

Lagravère et al. (2009) realizaron otro estudio en el que comparaban la fiabilidad de 44 puntos empleando 24 CBCT de pacientes relacionados con el tratamiento de expansión rápida del maxilar. Un observador repitió cinco veces las mediciones, y otros cinco las repitieron una vez, concluyendo que todos los puntos presentaban buena reproducibilidad.

Ludlow et al. (2009) compararon la reproducibilidad de 24 puntos cefalométricos en 20 pacientes a los que se les había realizado una telerradiografía convencional y un escáner CBCT (NewTom 3G®), a partir del cual obtuvieron los diferentes cortes. Los resultados mostraron que los puntos bilaterales, tenían elevada precisión si se identificaban en los cortes y que la variabilidad de 5 puntos - en los cortes - de la región mediolateral, fue mayor que en las regiones anteroposterior o craneocaudal. Concluyeron que los cortes obtenidos a partir del CBCT proporcionaban una mayor precisión que la radiografía convencional, sobre todo para puntos como el cóndilo, el punto gonion y el punto orbitale. La existencia de

mayor variabilidad en algunos puntos de la región mediolateral puede estar relacionada con la inadecuada definición de los puntos en la tercera dimensión.

Van Cauter et al. (2010) estudiaron la reproducibilidad en la localización de 10 puntos cefalométricos (biológicos y construidos) en tres cráneos a los que se les había realizado un escáner TC. Establecieron un nuevo método en el que el observador no tenía que localizar cada punto de manera manual, si no que dichos puntos eran calculados después de seleccionar la región de cada punto en un modelo triangular y donde además el cráneo se orientaba de manera estandarizada automáticamente. Concluyeron que la reproducibilidad intra e inter-observador había sido elevada para casi todas las mediciones, exceptuando los puntos orbitarios, con valores de desviación estándar de alrededor de 0.1mm.

Grauer et al. (2010) estudiaron la reproducibilidad en la localización de 28 puntos cefalométricos en 46 pacientes a los que se les había realizado una telerradiografía convencional y un escáner CBCT (i-CAT®), del que se había obtenido una proyección bidimensional. Concluyeron que no existía error sistemático a la hora de comparar las coordenadas de los puntos entre ambos sistemas, que sólo tres puntos mostraron una diferencia estadísticamente significativa (espinas nasal anterior, maxilar izquierdo y punto B) y que se debía tener precaución en estudios longitudinales de un mismo individuo que tuviera ambos tipos de registro, puesto que el error de método producía diferencias clínicamente significativas.

FIABILIDAD DE MEDIDAS REALIZADAS EN TELERRADIOGRAFÍA Y CBCT

Kumar et al. (2008) compararon 12 mediciones lineales y 5 angulares realizadas sobre telerradiografías convencionales y proyecciones ortogonales y en perspectiva, obtenidas a partir de un escáner CBCT (NewTom 3G®) en 31 pacientes. Concluyeron que las mediciones de ambos sistemas son similares, pudiéndose por tanto evitar la realización de una radiografía convencional si ya se ha realizado un CBCT de paciente.

Cattaneo et al. (2008) seleccionaron 34 pacientes para realizarles una telerradiografía convencional y un CBCT (NewTom 3G®), del cual obtuvieron las proyecciones 2D: MIP (proyección de máxima intensidad) y RaySum (proyección que simula los rayos X). Realizaron sobre los diferentes registros el análisis de Björk y concluyeron que la proyección RaySum era más reproducible que la proyección MIP y que ambas proyecciones podían sustituir a las telerradiografías convencionales puesto que las mediciones realizadas no diferían entre las 3 técnicas.

Lamichane et al. (2009) compararon la reproducibilidad de medidas lineales realizadas sobre telerradiografías convencionales frontales y laterales y a partir de proyecciones ortogonales y en perspectiva de un CBCT (i-CAT®). Concluyeron que las medidas realizadas en las proyecciones ortogonales no tenían diferencias significativas con las mediciones reales del fantoma y que las mediciones realizadas en la proyección en perspectiva se correlacionaban altamente con

aquellas realizadas sobre las radiografías convencionales, puesto que esta proyección permite replicar la magnificación inherente de la radiografía y, por tanto, permite el estudio y comparación con los valores normativos establecidos en ella.

Van Vlijmen et al. (2009) realizaron diversos estudios comparando las telerradiografías laterales y el CBCT. En un primer estudio seleccionaron 40 cráneos y compararon 10 medidas angulares y 4 lineales, entre las telerradiografías laterales y las proyecciones 2D obtenidas a partir del CBCT.

Encontraron una mayor reproducibilidad en las mediciones realizadas sobre las proyecciones obtenidas a partir del CBCT que en las de la telerradiografía, sin llegar a existir diferencias clínicamente relevantes. Concluyeron, por tanto, que las proyecciones 2D eran aceptables para poder realizar estudios longitudinales.

En un segundo estudio hicieron lo mismo, pero esta vez con la proyección frontal, calculando 11 medidas angulares y 5 proporciones lineales. Encontraron una diferencia estadística y clínicamente relevante entre ambos tipos de registros por lo que concluyeron que existía una influencia en el posicionamiento del paciente en el equipo a la hora de generar proyecciones 2D cuando se realiza un escáner con un CBCT.

En otro estudio seleccionaron los mismos 40 cráneos y compararon 12 medidas angulares y lineales en la telerradiografía lateral y en la reconstrucción 3D. Concluyeron que la reproducibilidad en las telerradiografías fue mayor que en las reconstrucciones 3D pero sin que esta diferencia fuera clínicamente relevante para la mayoría de las mediciones. Sin embargo, en los casos en los que se emplea una línea en 2D y un plano en 3D para realizar una medición, sí que puede existir una diferencia clínicamente relevante, por lo que los trazados 3D no serían recomendables para realizar trabajos longitudinales donde los registros iniciales se hayan registrado en 2D. En cambio, sí que servirían las mediciones realizadas de un mismo paciente que tenga registros en 3D para comparar los cambios pre y postratamiento o aquellos debidos al crecimiento.

En un cuarto estudio realizaron lo mismo que en el anterior pero comparando el CBCT con la telerradiografía frontal. Midió 9 ángulos y 3 proporciones lineales. Encontraron diferencias clínicamente relevantes para ambos tipos de mediciones y concluyeron que no se recomendaba el empleo de las mediciones obtenidas en 3D, cuando se quisieran realizar estudios longitudinales en los casos en los que solo existían registros previos en 2D.

En un último estudio compararon 12 mediciones lineales y 2 proporciones realizadas en los 40 cráneos, escaneados con dos sistemas de CBCT diferentes (i-CAT® e Iluma®), encontrando diferencias estadísticamente significativas y clínicamente relevantes en algunas de las medidas, por lo que concluyeron que debía de tenerse cuidado a la hora de interpretar los resultados, si éstos se habían obtenido con dos equipos diferentes.

Nalçaci et al. (2010) compararon 14 medidas angulares en 10 pacientes a los que se les había realizado una telerradiografía lateral de cráneo y un TC. Los resultados de su estudio mostraron únicamente diferencias estadísticamente significativas entre la telerradiografía lateral y el TC en dos de las 14 medidas angulares. En el resto de mediciones no se observaron diferencias entre ambos tipos de registros, concluyendo que el análisis angular 3D es un método fiable, siendo además más adecuado para el análisis y diagnóstico de casos asimétricos y complejos.

Yitschaky et al. (2011) compararon 28 medidas lineales y ángulos realizados en 10 cráneos a los que les había realizado tanto una telerradiografía lateral de cráneo como un TC. No encontraron diferencias estadísticamente significativas ni en las medidas lineales y en las proporciones, pero sí en los ángulos en los que el punto Sella estaba incluido.

4. PLANIFICACION 3D EN CIRUGIA ORTOGNATICA

En 1969 el Dr. Ricketts publicó un artículo de cómo se incorporaba el computador al análisis cefalométrico. El Dr. James Economides, en Noviembre de 1979, introdujo en su consultorio el "microcomputador" para simplificar y ordenar todo lo referente a las historias clínicas, citas y pagos de los pacientes, sin embargo el Dr. Charles Burstone en Julio de 1979, propone el uso del computador para la recopilación de los exámenes clínicos del paciente incluyendo el análisis cefalométrico por medio de un digitalizador.

A finales de los 80 el Dr. Homer W. Phillips publicó un artículo sobre la introducción de los programas computarizados para manejo ortodóncico o software ortodóncico, donde inicialmente se tenía un programa base para el archivo de las historias clínicas y luego se fueron complementando con análisis cefalométricos.

Estos análisis cefalométricos se basan en el trazo realizado en la pantalla del monitor luego de haber sido digitalizado desde la película radiográfica.

Ante todo acto médico siempre se debe intentar proporcionar al paciente el mejor tratamiento posible. El objetivo del tratamiento de las deformidades dentofaciales (DDF) es alcanzar una corrección funcional y estética predecible y segura. El protocolo tradicional para la planificación del tratamiento de las DDF basado en el análisis facial o estético, de los modelos de las arcadas, el análisis cefalométrico frontal y de perfil, el montaje en articulador con el arco facial y la cirugía de modelos se ha empleado durante muchos años de forma eficaz pero presenta limitaciones evidentes. Los casos con problemas sagitales o verticales puros, en cirugías monomaxilares, mantienen su plena vigencia. Sin embargo, en las anomalías condíleas, las asimetrías faciales, dismorfología del mentón o anomalías en el borde inferior y la rama mandibular es evidente que el protocolo

tradicional es insuficiente para planificar el tratamiento. Las cefalometrías convencionales presentan limitaciones asociadas como son posibles errores en la colocación del paciente, magnificación diferencial de estructuras bilaterales y superposición de estructuras craneofaciales que complican la localización precisa de los puntos cefalométricos a pesar de lo cual se ha utilizado la telerradiografía.

La tomografía computarizada (TC) es la prueba radiológica de elección para generar buenos modelos virtuales por ordenador. La TC de haz cónico (conebeam-CT o CB-CT) puede emplearse también, pero tiene ciertas desventajas respecto a la TC de multicortes como el menor volumen de escaneado (que impide analizar todas las anomalías dentofaciales), el menor campo de visión en altura (desde el límite superior de la tiroides hasta el reborde supraorbitario) o el mayor nivel de ruido de las imágenes, menor contraste o calidad de imagen junto a la poca precisión de la intercuspidadación con un solo escaneado.

El análisis facial o estético comprende el estudio de la cara del paciente en los tres ejes del espacio. Tanto el plano sagital como el plano vertical son subjetivos, ya que dependen de distintas variables individuales como el sexo, raza, país, o estereotipos de la moda, lo que conlleva que se pueda preferir una cara más larga o corta o un perfil más o menos protrusivo según todas estas variables. En cualquier caso, pese a la variabilidad de los gustos estéticos, la simetría se ha mantenido siempre como un valor estable e imprescindible de belleza. Aquí es donde la planificación computarizada supera sin lugar a dudas a la planificación clásica, por su exactitud en la determinación del plano sagital, aspectos imposibles de determinar con la telerradiografía de perfil e inexactos con la frontal.

Otro factor determinante de la falta de precisión de los protocolos clásicos es la utilización del arco facial, el cual sobrestima el ángulo del plano maxilar y no está diseñado para registrar asimetrías faciales con exactitud^{1,2}. Se han descrito diferencias de hasta 7° entre el plano oclusal maxilar de la cefalometría y el del articulador³, lo cual conlleva errores durante la cirugía de modelos que se transferirán al quirófano.

Los avances recientes en imágenes médicas 3D para la cirugía ortognática han hecho posibles importantes avances en el diagnóstico virtual, la planificación del tratamiento y la evaluación de los resultados del tratamiento de las deformidades maxilofaciales. Sin embargo, para permitir al clínico tomar este importante cambio de paradigma en la planificación de la cirugía ortognática, ambos sistemas de adquisición de imágenes y la planificación virtual en software 3D deben convertirse en fácil de usar, de fácil acceso, y disponible a un costo relativamente bajo.

PROBLEMAS CON LOS TRADICIONALES METODOS DE PLANIFICACION PARA PLANIFICACION DE CIRUGIA ORTOGNATICA

En la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso, los responsables del desarrollo de la cirugía ortognática, es el equipo profesional multidisciplinario formado por ortodoncista y cirujano maxilofacial, apoyados, además, por kinesiólogo y médico internista entre otros. Este equipo planifica en conjunto cada uno de los pasos a los cuales el paciente será sometido para obtener un resultado exitoso, estos van desde el diagnóstico inicial, ortodoncia prequirúrgica, planificación preoperatoria, cirugía y controles postoperatorios hasta que la ortodoncia postquirúrgica finalice.

Los métodos tradicionales de planificación para la cirugía ortognática siguen una secuencia básica. Los datos se recopilan a partir de una multitud de diferentes fuentes. Estos incluyen el examen físico, fotografías, radiografías, tomografía computarizada (TC), y de los modelos montados en articulador^{4,5}.

Cada una de estas fuentes ofrece una parte de todo el conjunto de datos que se necesita para el éxito de la planificación. En la práctica, un cirujano evalúa cada una de estas fuentes de datos en una manera secuencial y crea una completa imagen mental tridimensional (3D) de la condición.

El siguiente paso en el proceso de planificación es el diagnóstico y la cuantificación de la deformidad. En la cirugía ortognática, una parte importante de este proceso es el análisis cefalométrico^{4,6}. Esto se hace mediante el trazado de los contornos óseos y perfiles de tejidos blandos de un cefalograma. Las medidas obtenidas ayudan al cirujano a diagnosticar y cuantificar los problemas.

Después de que el cirujano ha formulado el diagnóstico, se desarrolla un plan preliminar. Para poner a prueba la viabilidad del plan preliminar, el cirujano simula la cirugía planificada. En la cirugía ortognática, esto se logra al completar trazados de predicción (VTO) y la cirugía de modelos^{4,5}. Los trazados de predicción se hacen mediante el trazado de la silueta de los huesos de la cara de un cefalograma bidimensional sobre un pedazo de papel de acetato. Estos se cortan y se mueven para evaluar los posibles resultados. La cirugía de modelos se hace en los modelos montados sobre el articulador, el cual reproduce la posición de la mandíbula en relación con el maxilar. La cirugía de modelos se lleva a cabo mediante el corte de los modelos y el movimiento de ellos a la posición deseada.

Después que la simulación se ha completado, el cirujano formula el plan quirúrgico definitivo. El último paso en el proceso de planificación es transferir el plan quirúrgico del paciente al momento de la cirugía. En la cirugía ortognática, el plan quirúrgico se transfiere usando férulas quirúrgicas. Las férulas quirúrgicas son obleas de acrílico que se colocan entre los dientes en el momento de la cirugía.

Elas relacionan un segmento maxilar cortado, con uno no cortado (estos se fabrican en los modelos de yeso articulados en los cuales se ha simulado la cirugía previamente).

Hay varios problemas con el sistema de planificación tradicional. Estos incluyen:

1. Las diversas fuentes de obtención de datos utilizan diferentes sistemas de coordenadas. El examen físico y las fotografías se toman con la cabeza del paciente en posición natural (PNC). El cefalograma está orientado al plano horizontal de Frankfurt (FH) y los modelos articulados están orientados al plano axis-orbital⁷. En promedio, estos planos se diferencian uno de otro por 8 grados⁷. Actualmente, la mayoría de los cirujanos no son conscientes de este problema y no tienen en cuenta estas diferencias. Este problema solo puede ser responsable de un 15% de diferencia en la proyección del maxilar entre los resultados previstos y los reales⁷.
2. Con el método tradicional, los cirujanos no son capaces de visualizar todo el conjunto de datos en tres dimensiones^{6,8,20,13,14}. Como se indicó anteriormente, los cirujanos tienen que crear esta imagen en sus mentes. Esto causa problemas en la comunicación con los otros miembros del equipo de tratamiento. Como es de esperar, es imposible garantizar que todos los implicados tengan la misma imagen.
3. Cuando un objeto 3D se representa en una película de 2D, la imagen reflejada se desplaza verticalmente y horizontalmente. La cantidad de desplazamiento es proporcional a la distancia de las estructuras de la película²⁴.
4. Un error significativo se asocia con la ambigüedad en la localización anatómica cefalométrica, debido a la falta de características anatómicas bien definidas, contornos, sombras, y la variación en la posición del paciente²⁴.
5. El análisis cefalométrico es en dos dimensiones. Por lo tanto, sólo mide las estructuras en un solo plano. Puede ser apropiado para los pacientes con deformidades simétricas pero es claramente insuficiente para los pacientes con condiciones asimétricas^{6,18}. Se ha calculado que el 34 % de los pacientes con deformidades dentofaciales tienen condiciones asimétricas¹⁵.
6. La orientación de los modelos dentales montados en un articulador es a menudo inexacta. La inclinación del plano oclusal de los modelos montados en un articulador semiajustable es, en promedio, 8 grados más

inclinada^{12,16}. Además, existen los defectos de diseño en los dispositivos actuales utilizados para orientar los modelos dentales en un articulador (es decir, el arco facial). Un paciente puede inclinar fácilmente el arco facial durante el proceso de registro, creando un registro inexacto. Una posición inicial del modelo, inexacta, siempre creará un plan incorrecto¹⁶.

7. Los modelos dentales de yeso no representan los huesos circundantes. La cirugía de modelos se realiza para dos propósitos. El primero es el de establecer la oclusión y el segundo es para reorientar los modelos para asegurar que los huesos se colocan en la posición ideal en la cirugía. Dado que los modelos dentales no representan los huesos que los rodean, el cirujano es incapaz de visualizar los efectos de la posición del modelo en el esqueleto facial^{8,9,17}. Por lo tanto, el logro de la posición ideal del hueso se convierte en un evento al azar^{7,9,10}, siendo este problema la mayor fuente de error.
8. Los trazados de predicción y la cirugía de modelos son dos procesos separados que son inexactos y consumen mucho tiempo^{21,22}. En la actualidad, un cirujano experimentado gasta 3 a 5 horas en completar estos pasos²³.
9. La fabricación de férulas consume mucho tiempo. Un cirujano ocupado realiza varias de estas operaciones por semana, y muchos pacientes requieren dos férulas. La fabricación de cada férula puede tomar una hora adicional^{5,23}.

Varios análisis cefalométricos han sido desarrollados para ayudar en el diagnóstico de deformidades dentofaciales, sin embargo, su validez científica fue puesta en duda. Vig²⁵, reporto de la falta de validez del análisis cefalométrico como herramienta de diagnóstico y mostro que las conclusiones del mismo cefalograma pueden variar significativamente dependiendo del análisis utilizado.

A pesar de las limitaciones de la radiografía y el análisis cefalométrico, siguen siendo una herramienta clínica fundamental para el diagnóstico y la planificación del tratamiento de cirugía ortognática. El pilar de la Cefalometría es que es el único método cuantitativo práctico que permite la evaluación de las relaciones espaciales entre las estructuras craneales y dentales²⁶. Los cefalogramas también dar mayor resolución proyectual que cualquier otra imagen, incluyendo las tomografías computadas. Los cefalogramas laterales proporcionan información importante esquelética, dental y de la morfología y las relaciones del tejido blando.

Los Cefalogramas posteroanteriores se utilizan principalmente para evaluar asimetrías esqueléticas y dentales²⁶.

Los dispositivos de imágenes 3D diseñados para capturar y cuantificar la superficie craneofacial y la morfología de los tejidos blandos se están volviendo más comunes en ambientes clínicos y de investigación^{27,29}. Las imágenes 3D tienen varias ventajas en comparación con métodos más tradicionales, como las imágenes en 2D y la antropometría. Los dispositivos pueden capturar los datos de superficie de forma rápida y no invasiva, produciendo un archivo de registro de la cara del sujeto³⁰. Las diversas técnicas disponibles pueden capturar la forma facial, la textura y el tono de piel y evaluarlos en tres dimensiones, se pueden hacer precisas mediciones de superficie, y se pueden evaluar los cambios volumétricos postquirúrgicos, incluyendo cambios en la vía aérea nasal después de osteotomías maxilares³¹.

Los sistemas de imágenes actualmente disponibles utilizan diferentes tecnologías^{32,33}. Cada sistema tiene fortalezas y debilidades, es importante sopesar los posibles beneficios contra todas las limitaciones conocidas cuando se considera un sistema de imágenes 3D para el uso clínico o de investigación.

SISTEMAS BASADOS EN LASER V/S BASADOS EN FOTOGRAFIA

Los sistemas basados en el láser y la fotografía son las dos grandes categorías de modalidades de imagen (Fig.25). Los escaner láser pueden proporcionar alta resolución (milimétrica). El principal factor limitante en todos los sistemas basados en láser es la velocidad de captura, incluso los más nuevos sistemas no lo pueden llevar a cabo en menos de un segundo³⁰. Los sistemas de fotografía han evolucionado considerablemente durante las últimas décadas. Un sistema relativamente simple utiliza el principio de la luz estructurada, un proyector de diapositivas de 35 mm proyecta un patrón sobre el sujeto y una cámara digital común graba las imágenes. El patrón es interpretado como información 3D para producir un mapa de la superficie. Varias imágenes pueden ser tomadas desde la vista frontal, izquierda, y derecha de la cara.

Las imágenes a continuación, se combinan para producir un modelo 3D para toda la cara²⁶. La estereofotogrametría es otra técnica de fotografía que utiliza dos imágenes separadas por una pequeña distancia, similar al proceso visual humano²⁶, es una técnica que consiste en coordenadas estimadas de puntos de un objeto tridimensional. Estos puntos se determinan mediante mediciones realizadas en dos o más fotos tomadas en diferentes posiciones. Aunque los primeros intentos de estereofotogrametría eran técnicamente complicado, el proceso se ha simplificado en gran medida con la llegada de dispositivos digitales más recientes. En general, estos dispositivos son capaces de hacer una captura

rápida, son fáciles de usar y portátiles, y normalmente vienen con aplicaciones de software de gran alcance. Los sistemas basados en el láser y la fotografía tienen dificultades para capturar ciertos tipos de información de la superficie, por ejemplo, la mayoría de los sistemas tienen problemas con el pelo, con los ojos o socavaciones, donde la luz y el láser no pueden entrar³⁰.



FIG 25. La Konica-Minolta Vivid 9i (Konica-Minolta Sensing America, Inc.; Ramsey, NJ) es un escáner láser (A) y Dolphin DI3D (Dolphin Imaging, Chatsworth, CA) (B) y 3dMD (Atlanta, GA) (C) son sistemas de estereofotogrametría. (Cortesía de MedCAD, Dolphin Imaging y 3dMD).

MODELOS DENTALES TRIDIMENSIONALES.-

La tecnología CT actualmente carece de la capacidad de capturar los dientes y sus superficies oclusales con gran precisión. Hay dos métodos para producir precisos modelos 3D de las coronas dentales: directos e indirectos. Con la técnica indirecta, se crea una imagen a partir de un modelo de yeso piedra de la dentición que se escanea con un láser o escáner CT.

Un método directo de producción de un modelo 3D de la dentición implica el uso de una cámara intraoral basado en los principios de luz estructurada.

OraMetrix, Inc. (Dallas, TX) tiene una cámara disponible en el mercado con su sistema SureSmile. Pequeño franqueo de imágenes de la dentición se toman con una cámara de vídeo mientras que un patrón de luz cae sobre los dientes. Las imágenes se transmiten a un ordenador, donde se registran y se procesan los datos. Modelos de la dentición se producen para el diagnóstico y tratamiento de simulación / planificación²⁶.

MODELADO DEL PACIENTE VIRTUAL 3D PARA LA SIMULACION QUIRURGICA Y LA CIRUGIA DE MODELOS

Se puede crear un modelo virtual en 3D del paciente y utilizar un software interactivo para realizar la evaluación, planificación del tratamiento y la cirugía de modelos que se deben realizar en un computador. Es un cambio de paradigma que a la larga puede eliminar el proceso de modelado físico que se utiliza actualmente para el planificar el tratamiento y fabricar las férulas quirúrgicas para la cirugía ortognática.

La construcción de un modelo virtual en 3D implica la selección de imágenes apropiadas que sean capaces de representar las estructuras y tejidos craneofaciales con alta precisión.

Las estructuras anatómicas de interés para el modelado 3d relacionadas con la cirugía ortognática incluyen la dentición, el maxilar con el cráneo, la mandíbula y los tejidos blandos de la cara. Las modalidades de imágenes necesarias para crear un modelo de paciente pueden incluir un CT maxilofacial, una estereofotogrametría de la cara, y un escaneo láser de los modelos de la dentición. Una vez que se construye el modelo virtual, un software interactivo se puede utilizar para simular la cirugía y realizar la cirugía de modelo.

SIMULACION DE MOVIMIENTOS QUIRURGICOS Y CAMBIOS DE TEJIDOS BLANDOS.

En la actualidad, el examen clínico, fotografías, los modelos de estudio, la base del cráneo y cefalometría de tejidos blandos y duros son los pilares para el

diagnóstico de las deformidades dentofaciales. Cada herramienta de diagnóstico contribuye a la percepción del clínico de los problemas faciales y oclusales. En conjunto, estas herramientas ayudan a formular un plan de tratamiento, ya que no son perfectas y a veces pueden influir en la planificación del tratamiento de manera negativa⁴⁵.

Un cefalograma lateral juega un papel importante en la planificación de los movimientos quirúrgicos reales. Programas de software de imagen digital 2D pueden simular movimientos quirúrgicos y de cambios de perfil de tejidos blandos. Un trazado del cefalograma lateral es digitalizado y vinculado o superpuesto a la imagen de perfil del paciente. Predicción de varios movimientos quirúrgicos se pueden realizar en el cefalograma mientras se realiza al mismo tiempo un suave 2D del tejido blando. Los estudios de estos programas de imagen han demostrado que la mayoría de ellos producen simulaciones razonables cuando los movimientos quirúrgicos son moderados, se limitan al plano sagital, y se realizan en pacientes que tienen labios competentes con poca eversión. La exactitud de la predicción de los cambios de perfil de tejidos blandos varía entre los diferentes programas y es un reflejo de las diferencias en los algoritmos de los programas relacionando el movimiento de tejido duro con el blando, la técnica de enlace utilizado, el programa contra el control del operador de la posición simulada de labios, y la complejidad y eficiencia de herramientas de refinamiento de imagen⁴⁶.

La capacidad de planificar con precisión los cambios postoperatorios de los tejidos blandos se basa en la capacidad de correlacionar la respuesta de los tejidos blandos de la cara a los movimientos óseos subyacentes. Las fotografías 2D y las radiografías se han utilizado para documentar los cambios postoperatorios de los tejidos blandos y formular relaciones de movimiento hueso- tejido blando. El cuerpo humano es un objeto 3D, y los cambios en los tejidos blandos desde la cirugía ocurren en tres dimensiones. El uso de imágenes en 3D tiene una amplia aplicación en la predicción de la respuesta de los tejidos blandos en cirugía ortognática y reconstructiva³¹.

Softwares están siendo desarrollados que permitan que la simulación quirúrgica se produzca en un entorno 3D.

Maxilim es un programa de software que crea un entorno 3D para evaluar la anatomía maxilofacial y simular movimientos quirúrgicos y la respuesta de los tejidos blandos. Maxilim contiene varios módulos que van a realizar varias funciones: importación de imagen DICOM CT para crear un modelo 3D, la información de mapa de textura de las fotografías en 2D y 3D para el 3D de la superficie de la piel, realizar un análisis cefalométrico 3D, simular osteotomías y el

movimiento 3D preciso de los segmentos óseos, y simular el acompañamiento de los cambios en los tejidos blandos (Fig. 27)⁴⁷.

Xia et al^{48,52}, han desarrollado un software similar que permita la planificación quirúrgica virtual en 3D y la predicción de los tejidos blandos para la cirugía craneofacial y ortognática. Las osteotomías se simulan en un modelo óseo 3D. Un mapeo 3D de la textura y color facial se utiliza para generar un modelo a color foto realista de los tejidos blandos faciales y los cambios en los tejidos blandos son simulados utilizando algoritmos de deformación de los tejidos blandos.

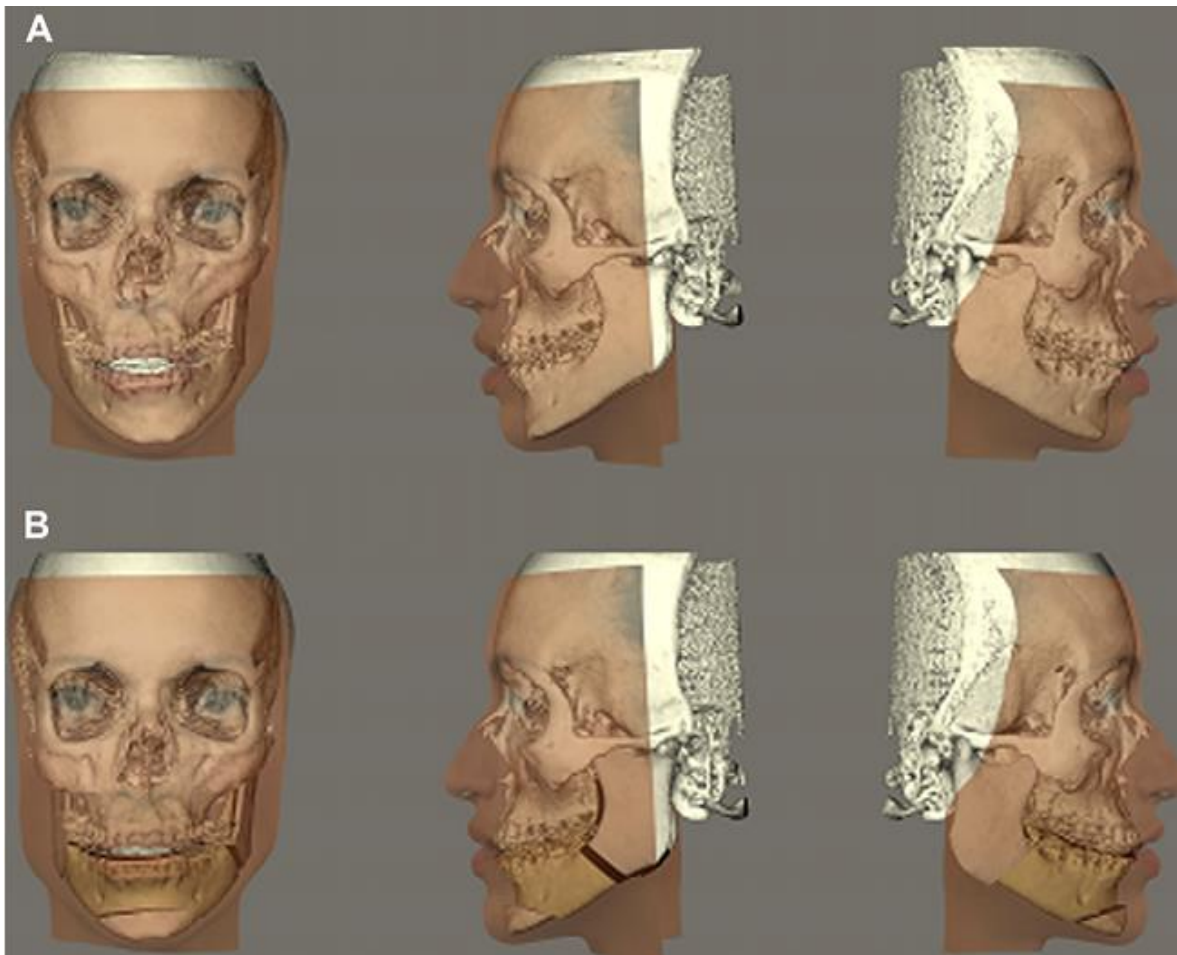


FIG 27. Software Maxilim para simulación 3D de osteotomía de modelos y de tejidos blandos. Modelos preoperatorios ilustran una asimetría mandibular y la deficiencia anteroposterior (A). Modelos de perfil y frontal postoperatorios ilustran las osteotomías mandibulares con un movimiento de rotación y los cambios en los tejidos blandos asociados (B). (Courtesy of F. Schutyser, Leuven, Belgium; N. Nadjmi, Antwerp, Belgium; and Medicim NV, Leuven, Belgium)

CIRUGIA VIRTUAL DE MODELOS

El software que simula osteotomías y cambios en los tejidos blandos tiene valor en la planificación del tratamiento quirúrgico, pero está limitado en que el plan quirúrgico computarizado no se puede transferir al paciente en la sala de operaciones en la forma de una férula quirúrgica. Esta fase final de planificación de tratamiento todavía implica la realización de la cirugía de modelo en el laboratorio para realizar el plan final (la férula quirúrgica) a la sala de operaciones.

Cuando se planifica una cirugía bimaxilar, los modelos finales superior e inferior de los dientes se montan en un articulador semiajustable con la ayuda de la transferencia de un arco facial y la mordida de registro de la relación céntrica. La platina de Erickson se puede utilizar para medir la posición de los dientes en tres dimensiones. Si los modelos son recortados anatómicamente, también se puede medir los modelos a nivel de la osteotomía y ganar una apreciación de los movimientos óseos que se producirán. Muy a menudo el maxilar superior es posicionado primero tridimensionalmente en el espacio según las necesidades estéticas, y una férula intermedia es fabricada, la mandíbula es reposicionada para establecer la oclusión céntrica ideal, y una férula de acrílico final es fabricada. Todo este proceso es tiempo y mano de obra intensa. Se trata de la asimilación mental de múltiples conjuntos de datos no relacionados (muchos de los cuales son en 2D) y la visualización 3D del hueso y los movimientos de tejido blando que se producirán con la cirugía⁵³.

Xia y col⁵³ han desarrollado un método de simulación quirúrgica 3D asistido por computador para el tratamiento de pacientes con deformidades craneomaxilofaciales complejas. El cirujano puede realizar la "cirugía virtual" y crear una predicción 3D de los resultados quirúrgicos del paciente como si la realización de la cirugía fuera en el quirófano. La característica única es que los cirujanos pueden ir un paso más allá y transferir con precisión el plan quirúrgico computarizado al paciente en el quirófano mediante férulas quirúrgicas generadas por computadora^{53,57}. En este sentido, este método no solo realiza una simulación quirúrgica, sino que permite la cirugía del modelo actual y la fabricación de la férula quirúrgica que se realiza con la ayuda de la computadora (Figs. 28-31).

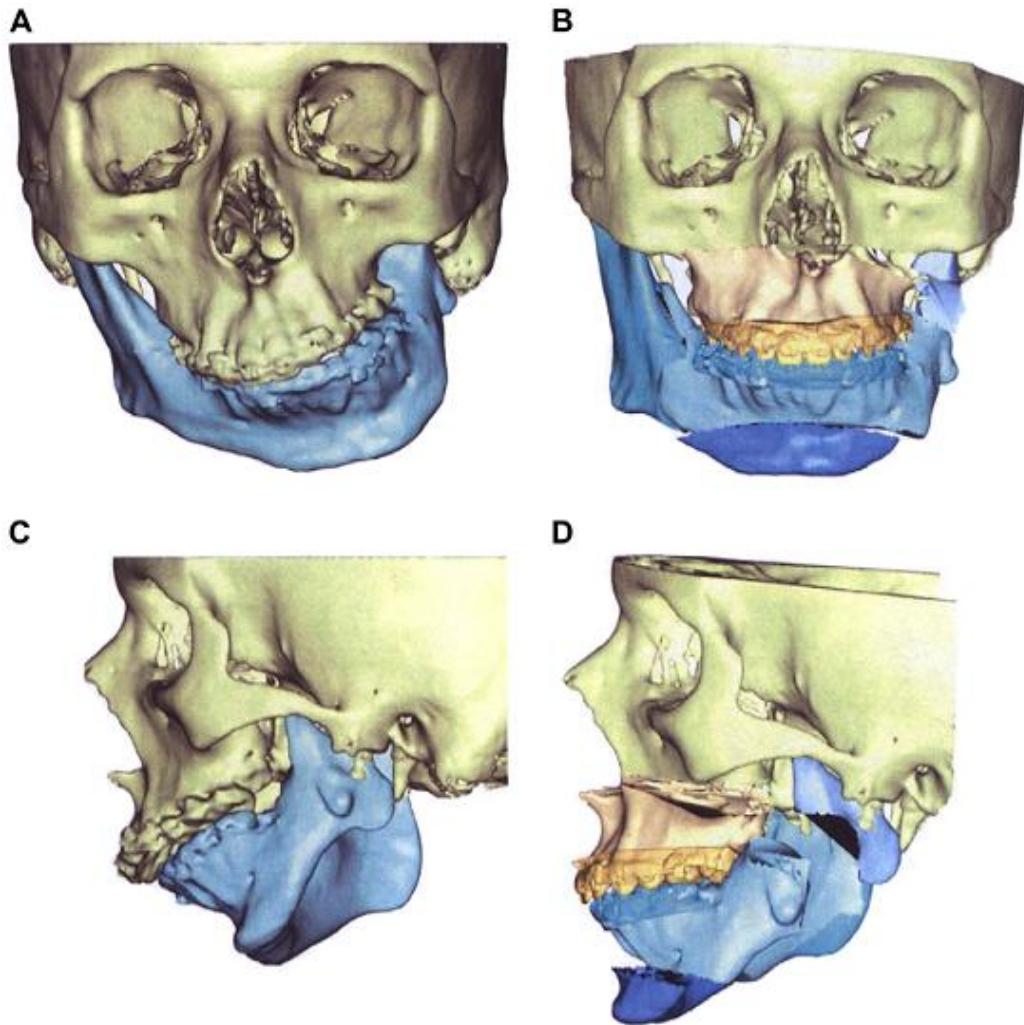


FIGURA 28. Método de simulación quirúrgica asistida por ordenador desarrollada por Xia y Gateno. Modelo 3D muestra el antes (A, C) y después de simulación por computador (B, D). Movimientos quirúrgicos incluyen una osteotomía Le Fort I, una osteotomía sagital de rama derecha, una osteotomía L invertida a la izquierda, y una genioplastia. (Xia J, Gateno J, Teichgraeber JF. Three-dimensional computer- aided surgical simulation for maxillofacial surgery. Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am 2005;13:25–39)

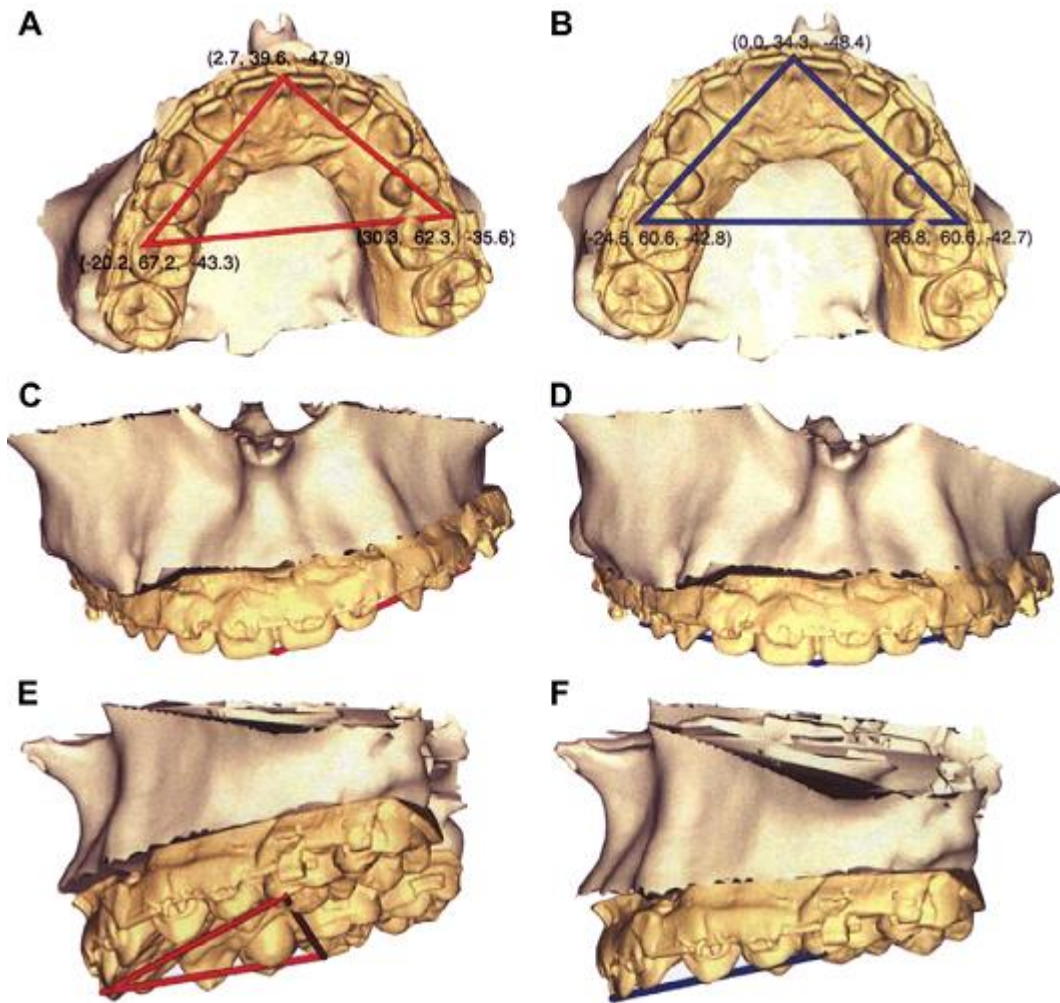


FIGURA 29. La corrección de pitch, yaw, y roll. Tres puntos son digitalizados en la dentición superior, como se muestra en el triángulo de color rojo. El sistema de planificación de la computadora mueve el triángulo a la posición deseada para corregir el pitch, yaw, y roll del maxilar (triángulo azul). (Xia J, Gateno J, Teichgraeber JF. Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am* 2005; 13 :25–39).

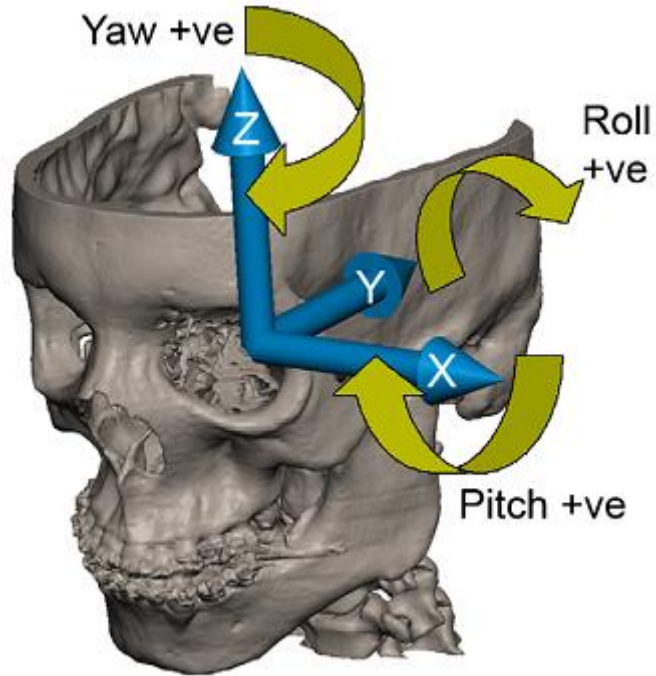


FIGURA 30. Pitch, yaw, y roll. (Modelo cortesía de Med-CAD; Dallas, TX.)

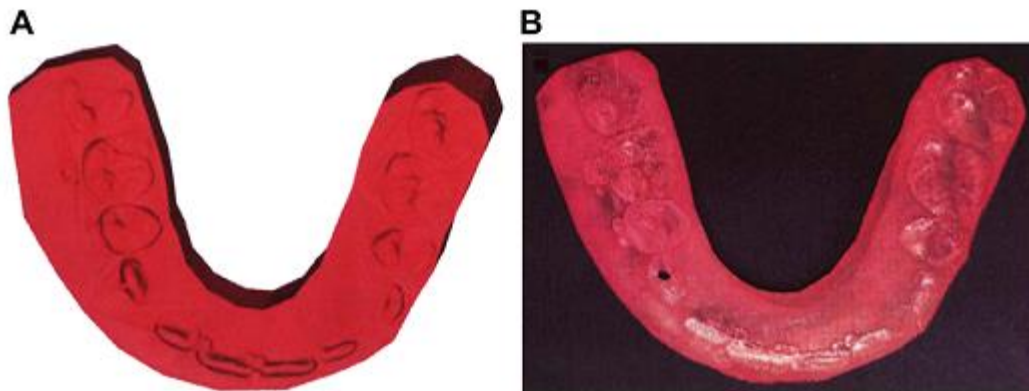


FIG 31. La férula quirúrgica digital creada con el ordenador (A) se utiliza para fabricar la férula física con una máquina de prototipado rápido (B). Este proceso permite que el plan quirúrgico simulado por ordenador sea transferido a la sala de operaciones. (Xia J, Gateno J, Teichgraeber JF. Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery. Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am 2005; 13:25–39).

Existen varios beneficios potenciales de la simulación quirúrgica y la cirugía de modelos virtual asistida por computador. Los pacientes con importantes asimetrías que requieren injertos óseos o implantes aloplásticos, además de osteotomías, pueden potencialmente ser tratados en una sola operación (en lugar de etapas).

Las plantillas pueden ser generadas y utilizadas durante la cirugía para esculpir el hueso autógeno para reemplazar precisamente el hueso faltante. Un modelo físico de estereolitografía de los resultados planificados puede ser fabricado y utilizado para preadaptar las placas óseas, lo que puede mejorar la precisión y reducir el tiempo de cirugía. El cirujano puede simular diferentes procedimientos quirúrgicos, visualizar un resultado indeseable, y alterar la simulación hasta que se desarrolle un plan adecuado. Algunos de los procedimientos de planificación puede ser realizada por un técnico entrenado en lugar de el cirujano, lo que disminuye el tiempo del cirujano necesario en la evaluación preoperatoria. Estos procedimientos incluyen la creación de modelo 3D computacionales y la creación de osteotomías virtuales comúnmente usadas en el modelo computacional. Toda la preparación se puede realizar en una sola instalación remota que puede servir a varios cirujanos^{53,57}. Este nuevo proceso de planificación de la cirugía asistida por ordenador puede sustituir la tradicional cirugía de modelos de yeso/piedra para casos de cirugía ortognática. Las férulas quirúrgicas serán diseñadas y generadas con la ayuda de un ordenador, permitiendo que el plan de tratamiento sea transferido directamente al paciente en la sala de operaciones.

EVALUACION DE LAS DIFERENTES TECNICAS DE IMAGEN.

Tres técnicas de imagen son las más utilizadas para la superficie de los tejidos blandos faciales: fotografía 2D⁵⁸, escaneo laser 3D de superficie^{59,62} y fotografía-estereofotogrametría 3D^{73,71,72}.

Con la fotografía 2D, 2-6 fotografías 2D se pueden añadir a la superficie de la piel sin textura de un CBCT scan^{58,74,75}. Aunque la técnica es fundamental que no se base en datos 3D, una superficie 3D de TC o CBCT es obligatoria en el fondo, es una técnica fácil, precisa y de bajo precio para la fusión de imágenes de los tejidos duros y blandos.

Un haz de láser reflejado por las características faciales se utiliza para capturar la información 3D de la piel para el escaneo laser 3D de superficie^{60,76}. La reflexión es registrada por las cámaras digitales. El rayo láser es perjudicial para los ojos, el tiempo de adquisición relativamente largo (8-30 s) aumentando el riesgo de artefactos de movimiento⁶⁶ y el escaneo de la textura de color de la superficie facial sólo se puede hacer con múltiples haces de láser, lo que resulta

en altos costos. El sistema es muy sensible a la luz y objetos de metal, por lo que requiere un control cuidadoso del medio ambiente⁷⁷. Consecuentemente, el escaneo laser de superficie no es el método óptimo para la captura de la superficie de los tejidos blandos de la cara.

Con la fotografía en 3D es posible capturar superficies con textura en 3D de la cara que son métricamente precisas y fotorrealista en apariencia⁷³. Dos a seis cámaras en un entorno estéreo adquieren en sólo 2 ms un conjunto de imágenes, de los cuales una imagen digital 3D se reconstruye en 10-20 s. Como resultado, se obtiene una malla poligonal con verdadera información a color de la textura. Además las ventajas son la falta de radiación ionizante, así como artefactos de movimiento, precisión de la representación de la superficie del tejido facial de textura suave y costos reducidos en comparación con, por ejemplo el escaneo laser de superficie.

Desventajas de ciertas configuraciones de cámara para estereofotogrametria son la necesidad de calibración diaria, poca precisión de las superficies brillantes, como los ojos y dientes, y las dificultades con el pelo⁷¹, las gafas y las zonas socavadas, como el area subnasal y el área submentoniana.

Cuatro métodos de imagen están disponibles para digitalizar la dentición del paciente para la cabeza virtual: digitalización del molde de yeso, con un CBCT escáner⁷⁸, o un escáner láser^{79,80}; un conjunto de datos digitales reconstruido a partir de CBCT; Un CT o un escaneo laser de la impresión⁸¹, y una impresión digital obtenida mediante el escaneo directo 3D intraoral.

La digitalización de un molde de yeso se puede hacer con un CBCT escáner⁷⁸, un digitalizador (escáner láser)⁷⁹, un láser no destructivo⁸⁰. Después de verter la impresión y escanear los modelos dentales, los modelos digitales se almacena fácilmente en cualquier dispositivo de almacenamiento como un archivo pequeño (<1 Mb) y se puede ver al mismo tiempo en varios lugares.

Cada una de estas técnicas de imagen para representar el modelo dental reduce significativamente los artefactos de imagen, lo que mejora la calidad del modelo dental digital⁸².

El segundo método consiste en la captura de un CBTC del paciente y el uso de imágenes DICOM para hacer un volumen 3D de la dentición^{78,83}. Las imágenes dentales derivadas desde los datos TC tienen desventajas importantes: restauraciones metálicas y los braquets generan artefactos de imagen y empastes de resina acrílica muestran un valor de gris similar al valor gris de los tejidos blandos, que implican que este método no es adecuado para la captura de la dentición para la planificación de la terapia de ortodoncia y cirugía ortognática.

El tercer método es escanear la impresión dental de los arcos dentales con un CBCT escáner⁸¹. Sin la necesidad de un molde de yeso, un modelo dental digital con la relación correcta entre la arcada superior e inferior se reconstruye a partir de los datos CBTC.

El cuarto método es una impresión digital tomada con escaneado intraoral. Con esta tecnología, los datos 3D de la dentición son capturados directamente sin la necesidad de material de impresión o la fabricación de un molde de yeso. La técnica se está desarrollando rápidamente, pero su uso en un entorno clínico es aún limitada.

IMPORTANCIA DE LA POSTURA NEUTRAL DE LA CABEZA.

Un requisito previo importante para la planificación exacta es orientar el modelo 3D a una posición de referencia. En cefalometría 2D, los planos de referencia son por lo general el plano horizontal de Frankfort (FH) y el plano silla-nasión. Sin embargo, muchos pacientes con deformidades CMF tienen importantes asimetrías de la cara superior y la base de cráneo. El uso de la postura neutral de la cabeza (PHN) evita la necesidad de puntos de referencia intracraneales y proporciona un marco de referencia reproducible.

En la actualidad, todavía está la pregunta de cómo registrar la PHN y transferirlo al modelo 3D. El método más sencillo es visualizar el modelo 3D en el ordenador y orientarlo a una posición equilibrada basada en la mejor estimación del usuario. Aunque no es la verdadera PHN del paciente, este método puede aproximar la PHN si las estructuras craneofaciales son simétricas. Sin embargo, cuando la cara superior y la base del cráneo tienen importantes asimetrías, este método es inadecuado. Es opinión de los autores que la PHN debe registrarse directamente en el paciente.

También es cuestionable que la PHN se registrará durante el TAC. Cuando se usa un escáner CT médico para la exploración, el paciente es explorado en posición supina. Por lo tanto, es imposible colocar la cabeza del paciente en PHN durante la exploración. Si se usa un conebeam (CBCT), el paciente está en una posición sentada o de pie. Se requiere una mentonera para estabilizar la cabeza del paciente, lo que garantiza la calidad de las imágenes del CT, ya que el tiempo de adquisición más corto es de 5 segundos⁸⁴. Si bien es posible posicionar la cabeza del paciente en PHN y sin el resto de la barbilla, la calidad de las imágenes del CT pueden verse comprometidas. Claramente, hay una necesidad de una técnica que registre la PHN del paciente y con precisión lo transfiera al modelo 3D.

Gateno and col, han desarrollado en su laboratorio dos técnicas para reorientar el modelo CT al PHN. El primero utiliza un escáner láser de superficie calibrado 3D, y la segunda, utiliza un sensor de orientación digital. En ambos métodos, el PHN se estabiliza con el método modificado de Molhave⁸⁵.

En una posición de pie, el paciente se enfrenta a una pared en blanco a una distancia de 2 metros. Se le pide al paciente que establezca la PHN flexionando y extendiendo la cabeza y luego el equilibrio en una posición de confort mientras mira al frente sin un enfoque específico. Si un paciente tiene dificultades con el establecimiento de la orientación de la cabeza auto-equilibrada, el médico puede establecer manualmente una orientación equilibrada de la cabeza para el paciente.

El método que utiliza un escáner láser de superficie calibrado captura la geometría de la superficie de los tejidos blandos de la cara mientras el paciente está en PHN. Durante el escaneo, el paciente está sentado en una silla de calibrado en el centro del escáner. El escáner crea una imagen 3D con precisión de la cara. Los tejidos blandos del modelo a continuación se representan, y el modelo se ajusta a PHN, haciendo coincidir sus tejidos blandos de la imagen escaneada (Fig. 33)^{86,87}.

El método que utiliza el sensor de orientación digital tiene las ventajas de costo y conveniencia. El costo del sensor de orientación digital es cien veces menor que el costo del escáner láser. Por otra parte, es portátil y requiere poco mantenimiento. Por estas razones, hemos adoptado esta técnica en la práctica clínica (Fig. 32)

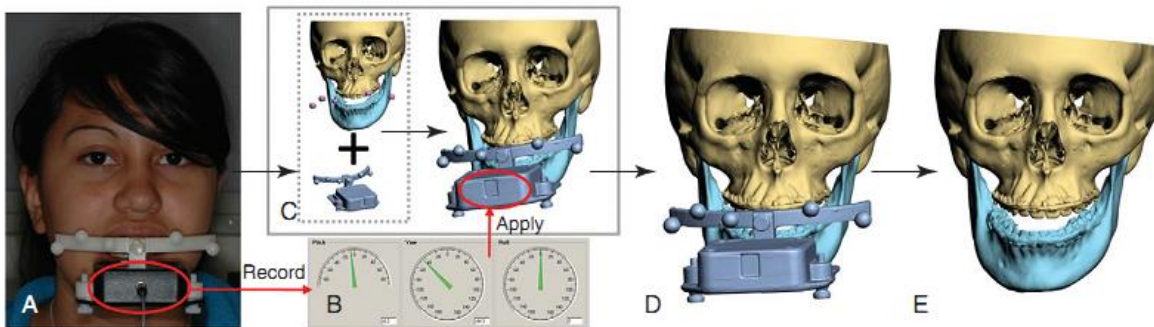


FIG 32. Orientación del modelo de cráneo a la posición neutral de la cabeza (NHP), utilizando el método del sensor de orientación digital. **A**, un sensor de orientación digital se adhiere a una plantilla para morder y al arco facial. **B**, el pitch, roll, and yaw del sensor de orientación digital se graban. **C**, En la computadora, una réplica digital del sensor de orientación se ha registrado con el modelo del cráneo (por los marcadores de referencia) y los dos objetos están unidos entre sí. **D**, el registro del pitch, roll, and yaw se aplican al modelo diseñado por computadora del sensor de orientación digital,

reorientando el modelo al PHN. **E**, después que el cráneo compuesto está orientado a la PHN, la réplica del giroscopio marcado esta oculta. (From Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF: New clinical protocol to evaluate craniomaxillofacial deformity and plan surgical correction, J Oral Maxillofac Surg 67(10):2093-2106, 2009.)

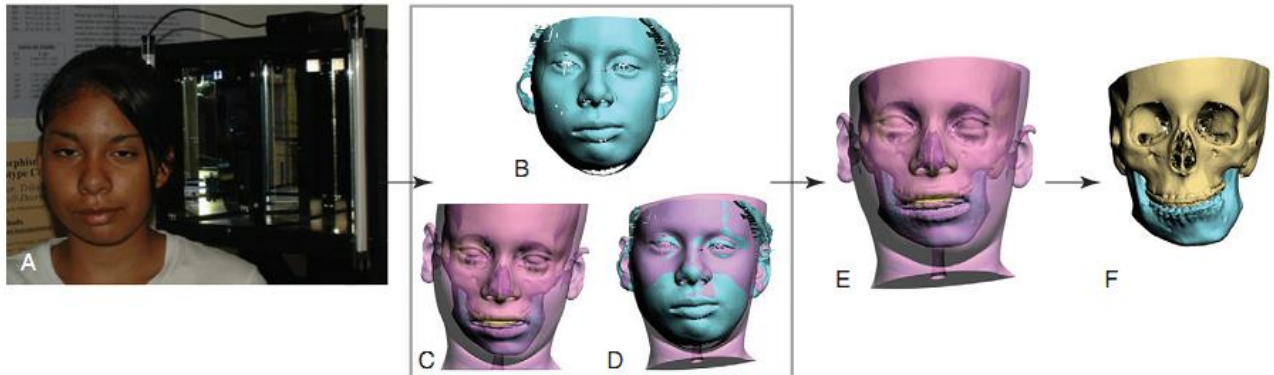


FIG 33. Orientación del modelo de cráneo a la posición neutral de la cabeza (NHP) utilizando el método del escáner láser. **A**, la geometría de la superficie del tejido blando facial es capturado mientras el paciente está sentado en una silla de calibrado en el centro del escáner láser. **B**, captura de la geometría de la superficie (imagen escaneada) del tejido blando facial. **C**, En la computadora, un modelo de tejidos blandos se representa, y el modelo está "pegado" al modelo de tejido blando. **D**, El modelo de tejido blando se alinea con el NHP para que coincidan con la imagen escaneada. **E**, ambos modelos del cráneo y de tejidos blandos están por lo tanto orientada al NHP. **F**, El modelo del cráneo está en la PHN después de que el tejido blando es oculto. (From Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF: New clinical protocol to evaluate craniomaxillofacial deformity and plan surgical correction, J Oral Maxillofac Surg 7(10):2093-2106, 2009.)

IMPORTANCIA DEL REGISTRO DE MORDIDA EN RELACION CENTRICA.

Para la planificación quirúrgica, es fundamental que el registro de mordida se capture en relación céntrica (RC). Esto sirve como referencia y base para todo el proceso de la cirugía ortognática. El fracaso para capturar la oclusión en relación céntrica provocará o bien un resultado no deseado o una planificación inexacta.

En el escenario de una cirugía única de la mandíbula, el fracaso para capturar con precisión la RC no influye en el resultado final. Esto es debido a que la posición final de la mandíbula está dictada por el maxilar superior. Sin embargo, el fracaso para capturar con precisión RC produce un plan quirúrgico inexacto. Esto se debe a los movimientos quirúrgicos previstos a nivel de las osteotomías y los movimientos reales serán diferentes.

En el escenario de una cirugía maxilar única, el fracaso para capturar con precisión la RC resulta en un maxilar y la mandíbula más retruidas de lo planificado. Durante este tipo de cirugía, las osteotomías se realizan en el maxilar y luego se fija a la mandíbula en máxima intercuspidadación. Después, el maxilar y la mandíbula se hacen girar juntos a la dimensión vertical planificada. Esta maniobra se realiza siempre con la mandíbula en RC. Si los estudios de imágenes utilizadas para la planificación se adquieren con la mandíbula en una posición avanzada (es decir, no en la posición más retruida), el cirujano planificará la posición del maxilar superior sobre la base de esta posición mandibular errónea. Estas posiciones difieren de las posiciones reales en el momento de la cirugía, que, como se dijo antes, será más retruida.

En el escenario de una cirugía doble, el fracaso para capturar con precisión RC puede dar lugar a resultados diferentes en función de en que maxilar sean realizadas las osteotomías primero. Si las osteotomías se realizan en la mandíbula primero, el resultado quirúrgico final no será diferente del resultado previsto, pero los movimientos mandibulares previstos a nivel de las osteotomías serán diferentes de los movimientos reales. Si en el maxilar se realizaron las osteotomías en primer lugar, tanto el maxilar y la mandíbula se colocarán en una posición más retruida de lo previsto. La razón de esto es la misma que para la cirugía maxilar única⁸⁴.

EVALUACIÓN DE RESULTADOS DE TRATAMIENTO VIRTUAL 3D

Probablemente el aspecto más poderoso de la planificación del tratamiento en 3D de la cirugía ortognática en la era de la imagen virtual es el potencial sin precedentes para la evaluación del resultado del tratamiento (Figuras 34-36).

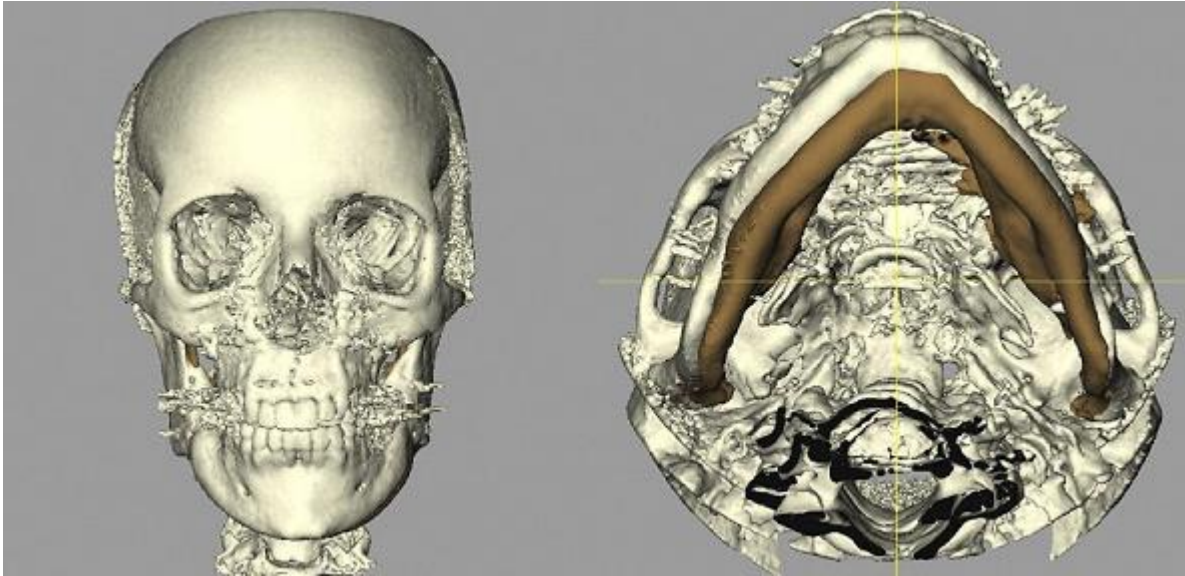


FIG 34. Representaciones de superficie de tejido duro después de la superposición antes y 6 meses después de la cirugía bimaxilar (Maxilim, versión 2.2.2, Medicim NV, Malinas, Bélgica).

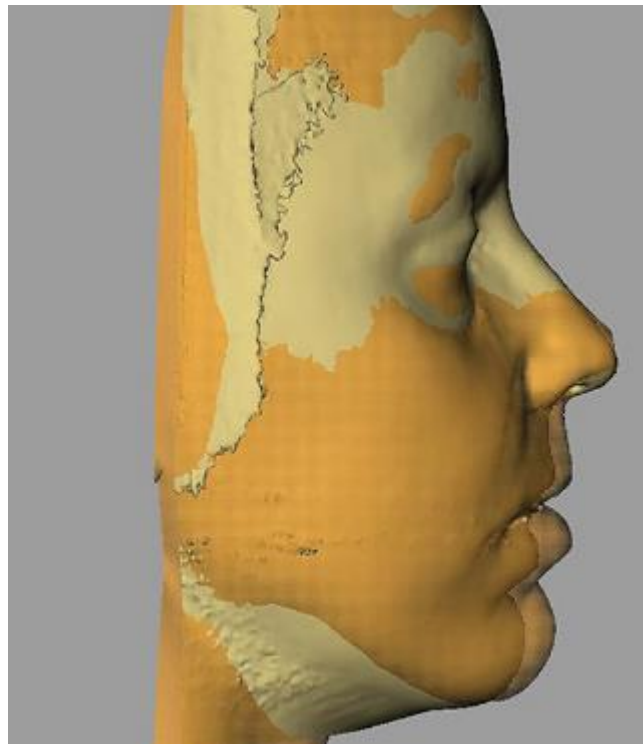


FIG 35. Representaciones de superficie de tejido duro después de la superposición antes y 6 meses después de la cirugía bimaxilar (Maxilim, versión 2.2.2, Medicim NV, Malinas, Bélgica).

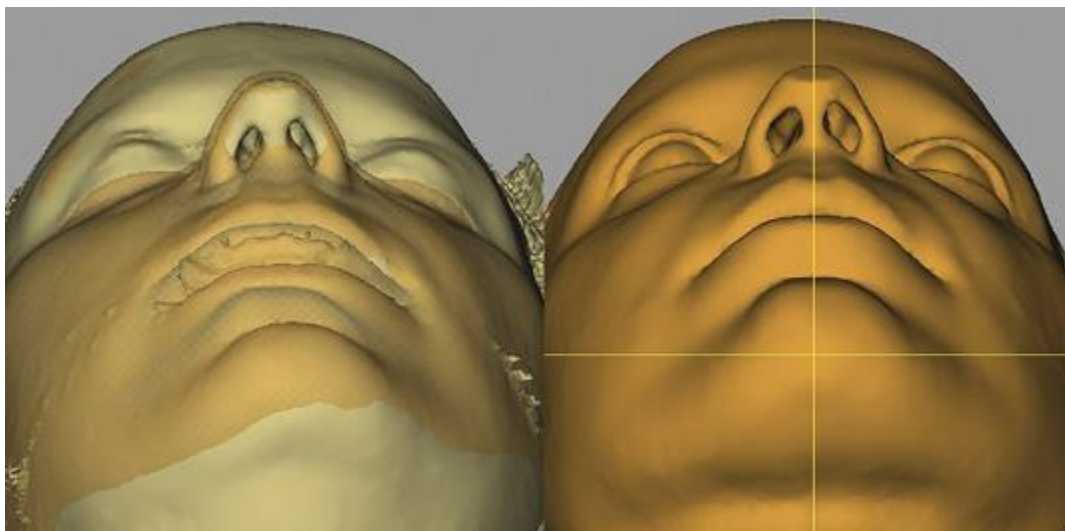


FIG 36. Representaciones de superficie de tejido duro después de la superposición antes y 6 meses después de la cirugía bimaxilar (Maxilim, versión 2.2.2, Medicim NV, Malinas, Bélgica).

Las técnicas de registro rígida basada en la superposición en un sistema de referencia cefalométrico 3D se han descrito extensamente⁸⁹.

Cevitanes et al^{90,91} han hecho una contribución importante a los datos publicados con su trabajo de investigación clínica. Swennen et al, sugieren evaluar el resultado del tratamiento utilizando imágenes CBCT en 3 etapas. En primer lugar, CBCT se debe realizar 3 a 6 semanas después de la cirugía para evaluar la precisión de la transferencia de reposicionamiento de las partes óseas. Debido a la hinchazón postoperatoria de la mucosa bucal que puede interferir con la oclusión, no se recomienda realizar el CBCT en las primeras 2 semanas postoperatorias. En contraste, la consolidación ósea aparece a las 6 semanas después de la operación y no permitirá la identificación virtual apropiada de las líneas de osteotomía. Por otra parte, la ortodoncia postoperatoria a menudo se ha reiniciado en este punto. Se debe realizar un segundo CBCT a los 6 meses a 1 año después de la operación (una vez que se han retirado los soportes de ortodoncia) para evaluar la respuesta de tejidos blandos y la exactitud de la simulación de los tejidos blandos. Finalmente, se debe realizar un CBCT a 2 años después de la cirugía para evaluar el resultado del tratamiento a largo plazo.

La evaluación meticulosa 3D de la situación pre-tratamiento, el objetivo del tratamiento virtual en 3D, y el resultado real de tratamiento traerá nuevas ideas e información importante (por ejemplo, sobre la estabilidad a largo plazo, la estabilidad de la vía aérea, la reabsorción del cóndilo, la armonía facial y la

estética), conceptos en cirugía ortognática que conducirán a una mejor atención del paciente con una deformidad maxilofacial.

Una gran cantidad de investigaciones clínicas han sido realizadas por diferentes grupos de investigación de todo el mundo en el campo de la planificación de tratamiento virtual 3D de la cirugía ortognática. La traducción de esta investigación a la práctica clínica ya ha mostrado un potencial sin precedentes hacia el diagnóstico, la planificación del tratamiento y la evaluación de los resultados del tratamiento de la deformidad maxilofacial.

Sin embargo, para hacer el cambio de paradigma de la planificación convencional a la planificación virtual en 3D, 3 requisitos básicos deben cumplirse: 1) la calidad de la atención tiene que mejorar; 2) el proceso de flujo de trabajo debe ser más eficientes, y 3) el costo debe disminuir. No existe duda que la planificación virtual en 3D definitivamente mejora la atención del paciente con una deformidad maxilofacial. Por otra parte, tanto aparatos de CBCT como los paquetes de software 3D virtuales son demasiado caros. Por lo tanto, el desafío y el objetivo común es el desarrollo de la planificación del tratamiento virtual 3D de la cirugía ortognática como una herramienta clínica eficiente y rentable que mejore la atención del paciente con una deformidad maxilofacial.

CONCLUSION.-

La cirugía ortognática requiere una planificación cuidadosa del tratamiento con el fin de obtener el equilibrio facial, la corrección de la deformidad del esqueleto y la oclusión dental correcta. Las imágenes en 3D expandirán la capacidad de evaluar y planificar el tratamiento adecuado para los pacientes que serán sometidos a cirugía ortognática. La tecnología y su aplicación deben seguir avanzando. El CBCT puede muy bien ser la piedra angular para marcar el comienzo de esta nueva era.

El Modelado 3D elimina la ambigüedad que puede ocurrir con imágenes 2D. La simulación quirúrgica 3D puede beneficiar a los pacientes, proporcionando un plan de tratamiento más preciso y una cirugía más coordinada, especialmente para los pacientes con deformidades dentofaciales complejas. Puede permitir a los cirujanos que van a la cirugía sentirse más seguro de los resultados, especialmente para los cirujanos con menos experiencia. Será interesante ver si la tecnología CBCT permitirá una imagen precisa de la dentición. Si es así, un CBCT preoperatorio puede ser el registro único necesario para realizar la cirugía del modelo virtual y fabricar las férulas quirúrgicas. El trabajo en el computador tiene el potencial de ahorrar mucho tiempo y esfuerzo del cirujano en la preparación de un caso, mejorando el pronóstico y éxito de la cirugía, sin embargo es necesario seguir avanzando en el desarrollo de las imágenes en 3D de los tejidos blandos mediante la introducción de algoritmos matemáticos que representen con precisión los cambios postoperatorios que ocurrirán en el tejido blando de la cara.

BIBLIOGRAFIA

1. O'Neil M, Khambay B, Moos KF, Barbenel J, Walker F, Ayoub A. Validation of a new method for building a three-dimensional physical model of the skull and dentition. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2012; 50(1):49-54
2. Walker F, Ayoub AF, Moos KF, Barbenel J. Face bow and articulator for planning orthognathic surgery: 1 face bow. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2008; 46(7):567-72.
3. Ellis E 3rd, Tharanon W, Gambrell K. Accuracy of face-bow transfer: effect on surgical prediction and postsurgical result. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 50(6):562-7.
4. Bell WH (ed): *Surgical correction of dentofacial deformities*. Philadelphia, 1980, WB Saunders.
5. Bell WH (ed): *Modern practice in orthognathic and reconstructive surgery*. Philadelphia, 1992, WB Saunders.
6. Bell WH, Guerrero CA (eds): *Distraction osteogenesis of the facial skeleton*, ed 1. Hamilton, Ontario, Canada, 2006, BC Decker.
7. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF, et al: Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities, *J Oral Maxillofac Surg* 65:728, 2007.
8. Santler G: 3-D COSMOS: a new 3-D model based computerised operation simulation and navigation system. *J Maxillofac Surg* 28:287, 2000.
9. Swennen GR, Barth EL, Eulzer C, et al: The use of a new 3D splint and double CT scan procedure to obtain an accurate anatomic virtual augmented model of the skull, *Int J Oral Maxillofac Surg* 36:146, 2007.
10. Swennen GR, Mommaerts MY, Abeloos J, et al: The use of a wax bite wafer and a double computed tomography scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model, *J Craniofac Surg* 18:533, 2007.
11. Proffit WR, Fields HW Jr, Ackerman JL, et al: *Contemporary orthodontics*, ed 3. St Louis, 2000, Mosby.
12. Gateno J, Forrest KK, Camp B: A comparison of 3 methods of face-bow transfer recording: implications for orthognathic surgery, *J Oral Maxillofac Surg* 59:635, 2001.
13. Santler G, Karcher H, Gaggl A, et al: Stereolithography versus milled three-dimensional models: comparison of production method, indication, and accuracy, *Comput Aided Surg* 3:248, 1998.
14. English JD, Peltomaki T, Pham-Litschel K: *Mosby's orthodontic review*, ed 1. St Louis, 2008, Mosby.

15. Severt TR, Proffit WR: The prevalence of facial asymmetry in the dentofacial deformities population at the University of North Carolina, *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 12:171, 1997.
16. Ellis E 3rd, Tharanon W, Gambrell K: Accuracy of face-bow transfer: effect on surgical prediction and postsurgical result, *J Oral Maxillofac Surg* 50:562, 1992.
17. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, et al: A new technique for the creation of a computerized composite skull model, *J Oral Maxillofac Surg* 61:222, 2003.
18. Troulis MJ, Everett P, Seldin EB, et al: Development of a three-dimensional treatment planning system based on computed tomographic data, *Int J Oral Maxillofac Surg* 31:349, 2002.
19. Xia J, Ip HH, Samman N, et al: Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy, *Int J Oral Maxillofac Surg* 29:11, 2000.
20. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF: Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery, *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 13:25, 2005.
21. Swennen GR, Schutyser F: Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130:410, 2006.
22. Swennen GR, Schutyser F, Barth EL, et al: A new method of 3-D cephalometry Part I: the anatomic Cartesian 3-D reference system, *J Craniofac Surg* 17:314, 2006.
23. Xia JJ, Phillips CV, Gateno J, et al: Cost-effectiveness analysis for computer-aided surgical simulation in complex cranio-maxillofacial surgery, *J Oral Maxillofac Surg* 64:1780, 2006.
24. Athanasiou AE. *Orthodontic cephalometry*. London: Mosby-Wolfe; 1997.
25. Vig PS. *Orthodontic controversies: their origins, consequences, and resolution*. In: Melsen B, editor. *Current controversies in orthodontics*. Hanover Park (IL): Quintessence Publishing Co., Inc.; 1991.
26. Mah JK, Hatcher D. *Craniofacial imaging in orthodontics*. In: Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KW, editors. *Orthodontics: current principles and techniques*. St Louis (MO): Elsevier Mosby; 2005. p. 71–100.
27. Da Silveira AC, Daw JL, Kusnoto B, et al. Craniofacial applications of three-dimensional laser surface scanning. *J Craniofac Surg* 2003; 14: 449–56.
28. Hajeer MY, Ayoub AF, Millett DT, et al. Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2002; 17:318–30.
29. Jacobs RA. Three-dimensional photography. *Plast Reconstr Surg* 2001; 107:276–7.

30. Weinberg SM, Kolar JC. Three-dimensional surface imaging: limitations and considerations from the anthropometric perspective. *J Craniofac Surg* 2005; 16:847–51.
31. Honrado CP, Lee S, Bloomquist DS, et al. Quantitative assessment of nasal changes after maxillomandibular surgery using a 3-dimensional digital imaging system *Arch Facial Plast Surg* 2006; 8: 26–35.
32. Available at: <http://www.3dmd.com>. Accessed January 28, 2007.
33. Available at: <http://www.dolphinimaging.com>. Accessed January 28, 2007.
34. Weinberg SM, Naidoo S, Govier DP, et al. Anthropometric precision and accuracy of digital three-dimensional photogrammetry: comparing the Genex and 3dMD imaging systems with one another and with direct anthropometry. *J Craniofac Surg* 2006; 17: 477–83.
35. Ayoub AF, Garrahy A, Hood C, et al. Validation of a vision-based, three-dimensional facial imaging system. *Cleft Palate Craniofac J* 2003; 40:523–9.
36. Hajeer MY, Ayoub AF, Millett DT. Three-dimensional assessment of facial soft-tissue asymmetry before and after orthognathic surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2004; 42: 396–404.
37. McCance AM, Moss JP, Fright WR. Three-dimensional analysis techniques. Part 1. Three-dimensional soft-tissue analysis of 24 adult cleft palate patients following Le Fort I maxillary advancement: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J* 1997; 34: 36–45.
38. Moss JP, McCance AM, Fright WR, et al. A three-dimensional soft-tissue analysis of fifteen patients with class II, division 1 malocclusions after bimaxillary surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 128:418–23.
39. Ras F, Habets LL, van Ginkel FC, et al. Quantification of facial morphology using stereophotogrammetry: demonstration of a new concept. *J Dent* 1996; 24: 369–74.
40. Ghafari JG. Posteroanterior cephalometry: craniofacial frontal analysis. Cephalometric imaging in 3-D. In: Jacobson A, Jacobson RL, editors. *Radiographic cephalometry: from basics to 3-D imaging*. Hanover Park (IL): Quintessence Publishing Co. Inc. 2006. p. 267–92.
41. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker SF, et al. Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131:44–50.
42. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR, et al. Superimposition of 3D conebeam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol* 2005; 34: 369–75.
43. Cevidanes LH, Styner MA, ProffitWR. Image analysis and superimposition of 3-dimensional conebeam computed tomography models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 611–8.

44. Mah JK, Hatcher D. Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6(Suppl 1): 10–6.
45. Arnett GW. Facial planning for orthodontists and oral surgeons. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 290–5.
46. Smith JP, Thomas PM, Proffit WR. The comparison of current prediction imaging programs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 527–36.
47. Available at: <http://www.medicim.com>. Accessed February 08, 2007.
48. Xia J, Ip HH, Samman N, et al. Computer-assisted three dimensional surgical planning and simulation: 3D virtual osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000; 29: 11–7.
49. Xia J, Ip HH, Samman N, et al. Three-dimensional virtual-reality surgical planning and soft-tissue prediction for orthognathic surgery. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 2001; 5: 97–107.
50. Xia J, Samman N, Yeung RW, et al. Three-dimensional virtual reality surgical planning and simulation workbench for orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2000; 15: 265–82.
51. Xia J, Samman N, Yeung RW, et al. Computer-assisted three dimensional surgical planning and simulation: 3D soft tissue planning and prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000; 29: 250–8.
52. Xia J, Wang D, Samman N, et al. Computer-assisted three dimensional surgical planning and simulation: 3D color facial model generation. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000; 29: 2–10.
53. Xia J, Gateno J, Teichgraeber JF. Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2005; 13: 25–39.
54. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, et al. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 222–7.
55. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, et al. The precision of computer-generated surgical splints. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61: 814–7.
56. Xia J, Gateno J, Teichgraeber JF, et al. Accuracy of the computer-aided surgical simulation (CASS) system in the treatment of patients with complex craniomaxillofacial deformity: a pilot study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65: 248–54.
57. Xia J, Phillips CV, Gateno J, et al. Cost-effectiveness analysis for computer-aided surgical simulation in complex cranio-maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 1780–4.
58. Mollemans W, Schutyser F, Nadjmi N, Maes F, Suetens P. Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: from computational strategies to a complete clinical validation. *Med Image Anal* 2007; 11: 282–301

59. Kau CH, Richmond S, Savio C, Mallorie C. Measuring adult facial morphology in three dimensions. *Angle Orthod* 2006; 76: 773–778. Kau CH, Zhurov A, Bibb R, Hunter L, Richmond S. The investigation of the changing facial appearance of identical twins employing a three-dimensional laser imaging system. *Orthod Craniofac Res* 2005; 8: 85–90.
60. Kau CH, Richmond S, Zhurov AI, Knox J, Chestnutt I, Hartles F, Playle R. Reliability of measuring facial morphology with a 3-dimensional laser scanning system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 424–430.
61. Kau CH, Zhurov A, Bibb R, Hunter L, Richmond S. The investigation of the changing facial appearance of identical twins employing a three-dimensional laser imaging system. *Orthod Craniofac Res* 2005; 8: 85–90.
62. Kau CH, Zhurov A, Richmond S, Cronin A, Savio C, Mallorie C. Facial templates: a new perspective in three dimensions. *Orthod Craniofac Res* 2006; 9: 10–17.
63. Kau CH, Zhurov A, Scheer R, Bouwman S, Richmond S. The feasibility of measuring three-dimensional facial morphology in children. *Orthod Craniofac Res* 2004; 7: 198–204.
64. Kawai T, Natsume N, Shibata H, Yamamoto T. Three-dimensional analysis of facial morphology using moiré stripes. Part I. Method. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1990; 19: 356–358.
65. Khambay B, Nebel JC, Bowman J, Walker F, Hadley DM, Ayoub A. 3D stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT scan images: the future of orthognathic surgery. A pilot study. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 2002; 17: 331–341.
66. Krimmel M, Kluba S, Bacher M, Dietz K, Reinert S. Digital surface photogrammetry for anthropometric analysis of the cleft infant face. *Cleft Palate Craniofac J* 2006; 43: 350–355.
67. Kuroda T, Motohashi N, Tominaga R, Iwata K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110: 365–369.
68. Lambrecht JT, Brix F. Individual skull model fabrication for craniofacial surgery. *Cleft Palate J* 1990; 27: 382–385 discussion 386-387.
69. Lambrecht JT, Hammer B, Jacob AL, Schiel H, Hunziker M, Kreusch T, Kliegis U. Individual model fabrication in maxillofacial radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 147–154.
70. Lambrecht JT, Sojka-Raytscheff A, Brix F. Computer tomographic findings in the skulls of patients with Gorlin–Goltz syndrome. *Dtsch Zahnarztl Z* 1985; 40: 529–530 (passim).
71. Lane C, Harrell Jr W. Completing the 3-dimensional picture. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 612–620.

72. Maal TJ, PlooiJ JM, Rangel FA, Mollemans W, Schutyser FA, Berge SJ. The accuracy of matching three-dimensional photographs with skin surfaces derived from cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37: 641–646.
73. Kaplan HM. A pioneer in 3-D technology for medical imaging: 3dMD. *Technol Commercial Alliance* 2003: 70–82.
74. Swennen GR, Mollemans W, Schutyser F. Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J OralMaxillofac Surg* 2009; 67: 2080–2092.
75. Xia J, Samman N, Yeung RW, Wang D, Shen SG, Ip HH, Tideman H. Computer-assisted three-dimensional surgical planing and simulation. 3D soft tissue planning and prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2000; 29:250–258.
76. McCance AM, Moss JP, Fright WR, Linney AD. Three-dimensional analysis techniques—Part3: Color-coded system for three-dimensional measurement of bone and ratio of soft tissue to bone: the analysis. *Cleft Palate Craniofac J* 1997; 34: 52–57.
77. Hennessy RJ, McLearnie S, Kinsella A, Waddington JL. Facial surface analysis by 3D laser scanning and geometric morphometrics in relation to sexual dimorphism in cerebral–craniofacial morphogenesis and cognitive function. *J Anat* 2005; 207: 283–295.
78. Schutyser F, Swennen G, Suetens P. Robust visualization of the dental occlusion by a double scan procedure. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv* 2005; 8: 368–374.
79. Braumann B, Keilig L, Bourauel C, Jager A. Three-dimensional analysis of morphological changes in the maxilla of patients with cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J* 2002; 39: 1–11.
80. Mah J. The cutting edge. *J Clin Orthod* 2003; 37: 101–103.
81. Rangel FA, Maal TJ, Berge SJ, van Vlijmen OJ, PlooiJ JM, Schutyser F, Kuijpers-Jagtman AM. Integration of digital dental casts in 3-dimensional facial photographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 820–826.
82. Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, Benz S, Hausler G, Neukam FW, Lell M. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 226–232.
83. Swennen GR, Schutyser FAC. Three-dimensional virtual approach to diagnosis and treatment planning of maxillofacial deformity. In: Bell WH, Guerrero CA, eds: *Distraction osteogenesis of the facial skeleton*. Hamilton: BC Decker Inc. 2006 (Chapter 06).

84. Next generation i-CAT specifications. Available at http://www.imagingciences.com/pro_iCAT_NextGen_specs.htm. Accessed Feb 26, 2009.
85. Moorrees CF: Natural head position—a revival. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 105:512, 1994.
86. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF, et al: Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities, *J Oral Maxillofac Surg* 65:728, 2007.
87. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF: Three-dimensional computer-aided surgical simulation for maxillofacial surgery, *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 13:25, 2005.
88. James J. Xia, Jaime Gateno, John F. Teichgraeber. Computer-Aided Surgical Simulation for Orthognathic Surgery. *Current Therapy In Oral and Maxillofacial Surgery*. Chapter 74.
89. Swennen GRJ, Schutyser F: Three-dimensional virtual approach to diagnosis and treatment planning of maxillo-facial deformity, in Bell WH, Guerrero CA (eds): *Distraction Osteogenesis of the Facial Skeleton* (vol 6). Hamilton, BC Decker, 2007, p 55.
90. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR Jr, et al: Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol* 34:369, 2005.
91. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker SF, et al: Three-dimensional cone-beam computed tomography for assessment of mandibular changes after orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 131:44, 2007.