



Universidad de Valparaíso  
Facultad de Odontología  
Departamento de Cirugía y  
Traumatología Bucal y Maxilofacial



## **PLANIFICACION VIRTUAL EN CIRUGIA ORTOGNATICA**

Monografía para optar a título de especialista en  
Cirugía y Traumatología bucal y Maxilofacial

Dr. Cristóbal Alberto Quevedo Ruiz  
Profesor Guía: Dr. Edwin Valencia Mundy

Diciembre 2014, Santiago Chile

Santiago, Chile  
Diciembre 2014

## **DEDICATORIA**

La monografía a continuación representa el término de un largo proceso de formación formal y el comienzo de mi vida como especialista. Este trabajo está dedicado a todas aquellas personas que me ayudaron en esta etapa de la vida. En especial a mis padres y a mi señora, mi compañera en todos estos años y a nuestro futuro hijo que viene a llenar nuestras vidas de felicidad

## TABLA DE CONTENIDO

1.	Introducción.....	1
2.	Fundamentos de las imágenes utilizadas en cirugía ortognática .....	2
	2.1 Imágenes 2D.....	2
	2.2 Imágenes 3D.....	2
	2.3 Evolución de las imágenes.....	3
	2.3.1 Tomografía Axial Computada.....	3
	2.3.2 Tomografía Computada Cone Beam.....	4
	2.3.3 Ventajas y desventajas de Tomografía Computarizada tipo Cone Beam .....	5
	2.3.3.1 Ventajas .....	5
	2.3.3.2 Desventajas .....	8
3.	Adquisición de las imágenes para cirugía ortognática.....	10
	3.1 Obtención de la imagen de las arcadas dentarias.....	11
	3.2 Obtención de la imagen de tejidos blandos .....	12
4.	Procesamiento de la imagen para obtención del cráneo compuesto.....	14
	4.1 Fusión de la arcada dentaria .....	14
	4.2 Fusión de las imágenes de tejido blando .....	15
5.	Diagnostico virtual 3D .....	16
	5.1 Cefalometría 3D .....	17

6.	Planificación y Cirugía Virtual .....	20
	6.1 Ventajas y desventajas en comparación a la planificación y cirugía de modelos convencional.....	21
7.	Comunicación del plan de tratamiento .....	25
8.	Fabricación del férulas quirúrgicas .....	26
9.	Transferencia de la planificación virtual a pabellón .....	27
10.	Evaluación postquirúrgica de la planificación 3D.....	29
11.	Conclusiones.....	30
12.	Resumen.....	32
13.	Bibliografía.....	33

## INDICE DE ILUSTRACIONES Y CUADROS

### ILUSTRACIONES

Figura 1 FOV ideal para toma de toma cráneo completo.....	8
Figura 2 Sensor de orientación espacial .....	10
Figura 3 Estereofotogrametría .....	13
Figura 4 Modelos con marcadores espaciales.....	14
Figura 5. Movimiento del maxilar plano frontal .....	22
Figura 6 Cirugía Maxilar virtual .....	24
Figura 7 Guía quirúrgica confeccionada de forma virtual .....	27
Figura 8 Sistema de navegación en cirugía ortognática.....	28

### TABLAS

Tabla I Dosis efectiva en distintas modalidades de imágenes .....	6
Tabla II Adquisición de imagen .....	11
Tabla III Secuencia de Planificación Virtual .....	21

## 1. INTRODUCCIÓN

La preparación de un paciente de cirugía ortognática requiere una gran cantidad de tiempo por parte del operador. Este necesita realizar registros fotográficos estáticos y dinámicos, medidas faciales, montaje de modelos, análisis cefalométrico, para poder realizar una preparación adecuada del paciente. Convencionalmente toda esta información es valorada al momento de realizar un trazado manual en una teleradiografía de perfil donde se realiza la predicción de tratamiento, que representa solo una visión bidimensional, sagital y vertical de un problema tridimensional. O sea, se utiliza una imagen de dos dimensiones (2D) para un tratamiento que involucra todos los sentidos del espacio. Finalmente esta información es traspasada a la cirugía de modelos teniendo que manejar de forma manual la rotación axial del maxilar, la inclinación y el canteo del complejo maxilomandibular (jaw, pitch y el roll) para la obtención de guías quirúrgicas que serán que traspasadas la planificación del caso pues, serán llevadas a pabellón para la cirugía de nuestro paciente. (Drew, S. J.2012).

Los recientes avances en imágenes médicas a través de sus archivos DICOM, pueden ser utilizadas por software dedicados que nos muestran un mundo en 3 dimensiones (3D) en cirugía ortognática y han permitido un gran avance para enfrentar a los pacientes. Actualmente nos permiten realizar diagnósticos virtuales, planificaciones de tratamiento y la evaluación de los resultados del tratamiento de las deformidades maxilofaciales. Sin embargo, para que el cirujano maxilofacial pueda lograr este cambio de paradigma en su rutina diaria, ambos sistemas, el de adquisición de imágenes y software de planificación virtual en 3D, deben convertirse en herramientas fáciles de usar, de fácil acceso, y disponible a un costo relativamente bajo. Por ahora, son pocos los cirujanos y/o centros que han incorporado esta tecnología a su forma de trabajo habitual, pero hay mucha literatura reciente y cada vez es más una oportunidad necesaria de explorar. (Gateno y cols 2011).

Es necesario conocer el flujo de trabajo de la planificación 3D que es muy distinto al que estamos acostumbrados a utilizar. En cada uno de estos pasos existen ventajas y desventajas frente a la preparación tradicional 2D que desarrollaremos en este trabajo.

Este trabajo realizará una revisión de la literatura respecto de la planificación virtual en cirugía ortognática y describirá el flujo de trabajo mostrando las virtudes y los defectos en cada una de sus etapas. En resumen este flujo de trabajo consiste en: 1) Adquisición de la imagen 3D para cirugía ortognática; 2) Procesar las distintas imágenes para obtener el cráneo compuesto (volumen cráneo facial, imagen de arcada dentaria y tejidos blandos); 3) Diagnóstico virtual 3D del paciente; 4) Planificación virtual de cirugía ortognática; 4) Comunicación del plan de tratamiento 5) Impresión de la guía quirúrgica; 6) Transferencia de la planificación 3D a pabellón; 7) Evaluación virtual post quirúrgica.

## **2. FUNDAMENTOS DE LAS IMÁGENES UTILIZADAS EN CIRUGÍA ORTOGNÁTICA**

Las imágenes son importantes en la evaluación y la planificación del tratamiento de los pacientes de cirugía ortognática. Su objetivo es mostrar con precisión las estructuras anatómicas de interés con las que se puede realizar un diagnóstico y plan de tratamiento apropiado.

### **2.1 Imágenes 2D**

Un grueso de los cirujanos maxilofaciales (CMF) actualmente, siguen utilizando diversas técnicas de imagen en dos dimensiones (2D), incluyendo las fotografías digitales y teleradiografías de perfil, frontal y radiografía panorámicas. Los trazados cefalométricos estandarizados se utilizan para describir la información anatómica contenidas en las imágenes. El cirujano debe asimilar estos datos para reconstruir mentalmente la verdadera tridimensionalidad de la anatomía de la región maxilofacial existente y elaborar un diagnóstico apropiado y el plan de tratamiento quirúrgico para establecer la oclusión ideal y mejorar la estética facial (Mah y cols 2005). Este proceso puede ser un reto, especialmente para las deformidades dentofaciales complejas, debido a que un conglomerado de imágenes 2D geoméricamente sin relación entre ellas, tiene sus limitaciones. Sin duda existen una serie de ventajas y desventajas al comparar las imágenes 2D con las técnicas virtuales en 3D (Harrell y cols 2003), que serán desarrolladas a lo largo esta revisión cuando corresponda

### **2.2 Imágenes 3D**

Las imágenes en 3D han creado un cambio paradigma. El conjunto de imágenes en 3D de un paciente se pueden introducir en una base de datos común para producir un modelo compuesto del paciente. Este enfoque de formación de imágenes maxilofacial puede proporcionar una representación exacta de la verdadera anatomía: la anatomía 3D, tal como existe in vivo. Esta imagen en última instancia, puede mejorar la precisión en el diagnóstico, planificación y la ejecución del tratamiento (Mah y cols 2005).

Varias técnicas de imagen se han desarrollado para permitir la evaluación en 3D de la anatomía maxilofacial y dental de un paciente. Cada técnica tiene un valor relativo basado en el tejido de interés. Los acontecimientos recientes han dado lugar a un mayor uso de las imágenes en 3D en cirugía oral y maxilofacial y la odontología en su conjunto. La imagen tomográfica sumado al desarrollo de software que a permitido que los datos de imagen puedan ser manipulado en un entorno virtual. (Caloss y cols 2007)

En conjunto, hay un gran potencial para revolucionar la forma en que se diagnostica a un paciente y el tratamiento previsto para la cirugía ortognática.

Las técnicas de imagen y de aplicaciones 3D ya se han aplicado a la cirugía cráneo facial y cirugía ortognática y se han demostrado varios beneficios. Es posible que en el futuro, la modalidades de imagen 3D se convertirán en rutina en la evaluación de pacientes ortognática. (Stokbro y cols 2014)

## **2.3 Evolución de las imágenes 3D**

### **2.3.1 Tomografía Axial Computada**

Desde el desarrollo de los scanners por Hounsfield en 1972 las imágenes multiplanares han sido un gran impacto en el mundo médico (Patel y cols 2007). La tomografía axial computarizada (TAC) es el proceso de producción de secciones de imágenes de un cuerpo usando rayos-X y computadores. Un exámen completo de tomografía computada (TC) consiste en un número de cortes de imágenes continuas a través de un área de interés (Hatchcock y Stickle 1993), con lo que se pueden visualizar de forma directa, las estructuras internas de dicha área. (Aguinaga y cols 2006)

Las primeras generaciones de escáner obtenían la información en un plano axial escaneando al paciente “corte por corte”, pasando un delgado haz de rayos-X a través del paciente y siendo este recibido por un detector. (Patel y cols 2007)

Los principios básicos de la TAC son similares a los de la radiografía convencional, donde se utilizan rayos-X para crear un mapa de atenuación de los tejidos de una determinada área de estudio en un paciente y esta atenuación se traduce en datos matemáticos que son organizados por un computador y a los cuales se les aplica un algoritmo matemático. (Hatchcock y Stickle 1993) (Thrall 2003)

La imagen capturada por el tomógrafo no es más que una matriz conformada por cuadros dispuestos en filas y columnas, donde cada cuadro es un píxel, y de acuerdo al grado de atenuación, a este píxel se le asocia un color sea negro, blanco o alguno de la escala de grises. Cada cuadro o píxel tiene una profundidad determinada por el grosor con que se está realizando la tomografía en el paciente en cada corte y a este grado de profundidad se le denomina el voxel. Cuando el computador reconstruye las imágenes, los valores del voxel de la imagen se normalizan al coeficiente de atenuación lineal del agua. Estos valores se expresan en Unidades Hounsfield (UH). El agua tiene una UH de 0, el hueso cortical tiene una UH de +1000 y el aire una UH de -1000. Los diferentes órganos y tejidos dentro del cuerpo tienen valores UH característicos<sup>85</sup>, lo que permite un mejor diagnóstico y reconocimiento de estructuras y de tejidos tanto normales como patológicos. (Aguinaga y cols 2006)

Actualmente los tomógrafos son multicanales (Tomografía Computada Multicanales MCTC), comparándolo con una TAC de un canal, el scanner de cuatro canales tiene cuatro veces más capacidad por rotación gantry, es decir, que un tiempo de scanner que tomaba 48 segundos fue reducido a 12 segundos. Si el

número de registro simultaneo aumenta en 8 o 16 canales añadiendo mayor cantidad de receptores, la capacidad de registro aumentaría similarmente. El número de canales y el tiempo de la rotación del gantry determinan el número de cortes que pueden realizarse por minutos.

Sin embargo, tal vez si el mayor problema de esta tecnología, hasta ahora, es que los escáner son equipos muy grandes y muy costosos, y por esto, su uso se limita a grandes centros como hospitales o clínicas con dedicación a imágenes médicas. Su uso en estomatología inicialmente tuvo que ser muy justificada dejando restringida su utilización. Fue la enorme mejoría en las imágenes, la razón de porque esta herramienta diagnóstica se impuso casi como un deber en ciertas área de la estomatología pese a lo costoso y engorroso del estudio. Básicamente, no estaban diseñadas para la práctica dental (Aguinaga y cols 2006). Esto nos lleva al siguiente salto tecnológico en el uso de las imágenes de rayos-X en estomatología. Una tecnología que desde hace muy poco tiene revolucionada la Odontología, con equipos especialmente diseñados para el estudio de los maxilares y del macizo facial, con un tamaño y costo mucho menor si los comparamos con los escáneres tradicionales y que además, introduce un concepto nuevo tecnológico en la captura y generación de una imagen “volumétrica” .

### **2.3.2 Tomografía Computarizada Cone Beam**

A finales de los años 90 grupos de italianos (Mozzo 1998) y japoneses (Arai 1999) trabajando por separados, desarrollaron un nuevo tipo de scanner llamado tomografía computada cone beam (TCCB) o tomografía de volumen digital (DVT), diseñada específicamente para el área maxilofacial y dental (Patel y cols 2007).

La CTCB es capaz de adquirir la información tridimensional en una sola vuelta entre 9 y 40 segundos (Yajima y cols 2003) usando una simple y directa relación entre el sensor y la fuente de rayos X (Patel y cols 2007). Esto es gracias a la recepción volumétrica de la imagen, obtenida a través de un rayo de forma cónica (de ahí su nombre). Quizás lo más importante es la gran sofisticación del software que permite almacenar una gran cantidad de información, descifrarla, procesarla o reconstruirla en forma bidimensional o tridimensional, de forma de estudiar el macizo facial o el área de interés reconstruida desde cualquier dirección o punto de vista e incluso ingresar a la infra estructura para estudiar las características intrínsecas del hueso normal o patológico.

La información es obtenida de un área cilíndrica o esférica que es denominado *field of view* (FOV), que depende directamente de la divergencia del rayo y del tamaño del receptor. Este FOV es variable y regulable dependiendo del tipo de CTCB.

Estos equipos también se diferencian por el tipo de receptor (Meng 2006), uno utilizan el imageintensifertube (IIT)- charge-couple divice (CCD) y el otro flat panel imager (FPI). El FPI consta con un yoduro de cesio cintilador aplicado al

transistor de una película muy delgada de silicio amorfo. Las imágenes producidas por IIT generalmente producen mayor ruido que las producidas por FPI, además necesitan un mayor tiempo de procesamiento para reducir la distorsión geométrica inherente en este tipo de receptores. (Baba y cols 2002) (Baba y cols 2004)

### 2.3.3 Ventajas y desventajas de Tomografía Computarizada tipo Cone Beam

El uso de la tecnología Cone Beam (CB), desarrollada para el área maxilofacial presenta una serie de características, que le dan una potencial ventaja para el uso odontológico, en comparación con el TCMC, sin embargo, existen algunas limitaciones en este tipo de tecnologías. Es por esto que se debe conocer todas las ventajas y desventajas del TCCB para poder utilizarlo de la mejor manera.

#### 2.3.3.1 Ventajas

- **Accesibilidad:** Existe una mayor accesibilidad tanto para el paciente como para el clínico debido a una serie de factores. En primer lugar, el costo de un scanner médico es de 3 a 5 veces mayor que un equipo CTCB. Además, no se requieren especiales características del espacio destinado al equipo cómo: reforzamiento del piso, enfriamiento de la habitación ó requerimientos eléctricos; dado que el CTCB es sustancialmente más ligero, pequeño y de fácil manejo, por lo que no requiere un gran entrenamiento para el técnico.

Es por lo descrito anteriormente, que sólo encontramos el scanner médico en grandes instituciones como clínicas privadas, hospitales o grandes centros radiológicos. Mientras que el Cone Beam, lo podemos encontrar en centros radiológicos odontológicos o hasta en clínicas privadas. (Scarfe y cols 2006)

- **Tiempo de obtención de la imagen:** Dado a que en el CTCB se adquiere la imagen en una sola rotación, el tiempo de scanner es mucho menor (10 – 40 seg.) comparado con el TCMC. El procesamiento de la imagen va a depender del tamaño y de la resolución de la imagen, el TCMC para una imagen estándar bimaxilar a 0,2 mm de resolución se demora aproximadamente 7 minutos (Patel y cols 2007), a diferencia del CTCB. Esto produce una alta aceptación en los pacientes.
- **Menor dosis de radiación:** Exposición a la radiación a un paciente es una preocupación importante con el uso de cualquier modalidad de imagen radiográfica. La dosis absorbida simplemente representa la energía absorbida en los tejidos atravesados. La dosis equivalente representa la longitud de onda de la radiación utilizada, que tiene un efecto en el daño biológico. La dosis efectiva representa el riesgo de un órgano específico de desarrollar cáncer. Se expresa en sievert (Sv).

Debido a los riesgos potenciales de la irradiación médica, la Comisión Internacional de Protección Radiológica recomienda mantener la magnitud de las dosis individuales de examen tan bajas como sea razonablemente posible. (Patel y cols 2007)

La Tabla 1 proporciona una comparación de las dosis eficaces para diversas modalidades de imagen. Aunque CTCB se asocia con disminución de la exposición a la radiación, este a su vez pierde la información detallada sobre los tejidos blando, hay mayor ruido y artefactos. (Patel y cols 2007)

Tabla I  
Dosis efectiva en distintas modalidades de imágenes

Modalidad de imagen	Dosis Efectiva ( $\mu\text{Sv}$ )	Radiación natural equivalente (d)
TAC Maxilofacial	310-410	38-50
Teleradiografía de perfil	100	12
Radiografía Panorámica	50	6
Radiografía periapical total	150	18
CTCB	10-135	5-16
Radiografía digital periapical total	30-80	3-10
Teleradiografía de perfil digital	5-7	<1
Radiografía Panorámica digital	3-11	~1

- **Calidad de la imagen:** Para la obtención de la imagen en TC, existen dos categorías de adquisición, basados en un rayo X geométrico llamados Fan Beam y Cone Beam. El Fan Beam utilizado TCMC, adquiere la información por medio de un fino corte de rayos-X a través del paciente; en cambio el Cone Beam es capaz de adquirir la información de forma volumétrica. (Scarfe y cols 2006)

La información recibida por el receptor es reconstruida por una pequeña estructura cúbicas llamados voxel (Patel y cols 2007) (Scarfe y cols 2006) (pixel tridimensional), cada uno de estos representan el grado de absorción. La calidad de la imagen

va a estar determinada por el tamaño del voxel; el corte de la tomografía puede llegar a ser tan delgado como el grosor de un voxel y estos pueden ser ordenados de diferentes maneras.

En las imágenes obtenidas por fan beam los voxeles son anisotrópicos, es decir, son rectangulares donde su mayor eje es el axial, además este solo puede llegar a un grosor de 0,625 mm<sup>2</sup>. En cambio, toda la información obtenida en los TCCB son isotrópicas, es decir, iguales en las tres dimensiones del espacio, lo que nos da una definición submilimétrica (Aguinaga y cols 2006). Además la imagen isotrópica minimiza la importancia de la posición del paciente ya que, la imagen puede ser reconstruida en cualquier plano del espacio. Es por esto que nos da una mejor calidad de imagen y manipulación (Rydberg y cols 2004). Autores han reportado una excelente adquisición de la imagen de diferentes estructuras, como la morfología de la mandíbula, la localización del nervio alveolar inferior, hasta la relación de plantillas radiopacas al hueso. (Guerrero y cols 2006) (Hashimoto y cols 2003) (Pinsky y cols 2006)

Varios estudios han comparado la fidelidad de la TCMC con la TCCB. Kobayashi (Kobayashi y cols 2004) confirmó la superioridad del PSR 9000 TCCB comparado TC helicoidal en relación a la resolución en cortes de imagen. Schulze (Schulze 2004) realizó una comparación en un estudio cadavérico provocando fracturas del tercio medio facial donde la TCCB era más adecuado para el diagnóstico de las fracturas incluso en fracturas finas comparado al TCMC.

Araki (Araki y cols 2004) comparó con otros estudios la resolución espacial de la TCCB con MTF (modulation transfer function; método de medida de hueso) (Boone y cols 2001) y reveló que la resolución de este sistema en el plano axial y longitudinal era superior comparado a la TCMC.

Otros estudios similares fueron reportado comparando imágenes de un fantoma tomados por 3DX Multimage Micro CT (J. Morita) y el multidetector AquilonMulti-Slice CT (Toshiba Medical Co Ltd, Tokyo, Japon). La superioridad de 3DX CB en la resolución de la imagen fue demostrado por el alto puntaje en la resolución del espacio periodontal y de la lámina dura. (Hashimoto y cols 2003).

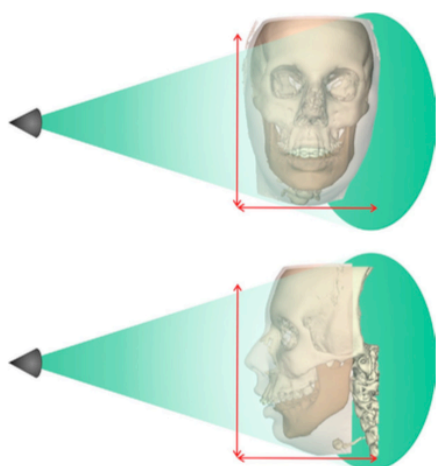
En el campo del diagnóstico por imágenes, es crítico el beneficio del paciente en un procedimiento versus el riesgo de la exposición por radiación. Loubele (Loubele y cols 2008) el 2008 realizaron un estudio donde evaluaron la calidad de la imagen versus la dosis de radiación de cuatro scanners TCCB. Para esto escanearon un cráneo de fantoma con un escáner láser para ocuparlo como contraste para la evaluación. Los fantomas eran de polimetilmetaacrilato con cilindros de aire en el interior. Los fantomas fueron escaneados por Accuimoto 3D, MercurRay,

NewTom 3G, i-CAT y Sensation 16. El ancho de las mandíbulas y los diámetros de los cilindros fueron medidos. La dosis de radiación fue medida por  $DPI_{100,c}$  (doseprofile integral). Dentro de los diferentes equipos la mejor relación entre radiación y calidad de la imagen fue lograda por el i-CAT.

- **Posición de la toma de imagen:** A diferencia del TCMC que toman la imagen de forma horizontal en la camilla del gantry el paciente no puede mantener una posición corporal y especialmente mandibular de reposo, han aparecidos los nuevos TCCB que dan la posibilidad de tomarlos de pie (De vos y cols 2009), pudiendo respetar los conceptos de posición natural de cabeza (PNC) o posición natural de cabeza asistida (PNCA), con reposo mandibular. Al mismo tiempo los software presentan la posibilidad de manipulación de la imagen, estos permite el uso de elementos externos como el giroscopio publicado por Gateno, para recuperar la posición de cabeza utilizando el volumen adquirido y la posibilidad de los software de la reorientación del cráneo. Otros autores crean planos virtuales a expensas de trazos arbitrarios generados por los distintos ejes X, Y y Z de la tridimensión (Mori y cols 2002), (Noguchi y cols 2007) o referencia externas traspasados a la imagen (Quevedo y cols 2010) y otros que utilizan referencias anatómicas puras. (Moshiri y cols 2007)

### 2.3..3.2 Desventajas

A pesar de las múltiples ventajas ya descritas, el CTCB ideal para la planificación de tratamiento virtual, aún no está disponible. Existen una serie de problemas en la toma de la imagen.



**Figura 1.** Esquema del FOV ideal de 24 x 24 cm

*Swennen, Mollemans, and Schutyser. Three-Dimensional Treatment Planning for Orthognathic Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2009.*

- **Tamaño del FOV:** el volumen escaneada de escáneres CTCB es actualmente demasiado pequeño para capturar todos los tipos de deformidades maxilofaciales (Figura 1). Dependiendo del tipo de escáner CTCB, el campo de visión es demasiado corto en altura y no permite la exploración del paciente desde el límite superior de la tiroides hasta 2 cm por encima del borde orbital superior. Otros escáneres CTCB tienen un campo de visión que es demasiado corto en profundidad y no permiten la captura de los dos porion y la punta de la nariz con un margen libre suficiente. El volumen de la imagen de CTCB es dependiente de la forma del haz de rayos X y el tamaño del detector de panel plano. Debido al

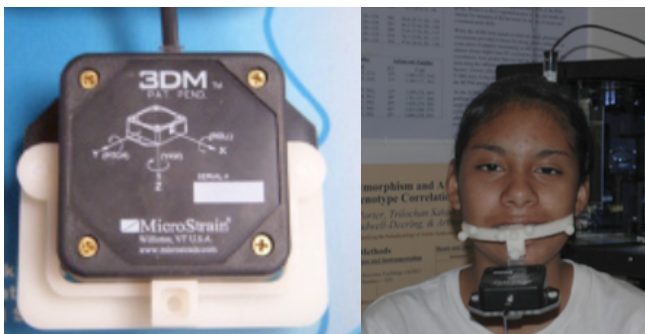
*tamaño relativamente pequeño detector del aparato* CTCB disponible, el volumen de escaneado es limitada. Con la rápida evolución de la tecnología de detectores, se espera que CTCB con detectores más grandes estará disponible y eliminar esta limitación en el futuro cercano. (Swennen y cols 2009)

- **Orientación del paciente:** es claro que el CTCB nos da una ventaja sobre TCMC al poder tomar la imagen de pie pero eso aun no es suficiente para poder tomar el registro en PNC debido a los límites en el volumen escaneado, lo que hace difícil o imposible de lograr. Debido al tiempo de exposición (por ejemplo, 40 s con la lluma CTCB, Imtec, Ardmore, OK) o 2 tiempos de análisis (por ejemplo, 2 x 20 s con el clásico iCAT CTCB, Imaging Sciences International, Hatfield, PA), los pacientes pueden moverse durante adquisición de la imagen, lo que resulta en los artefactos de movimiento y datos inútiles. Muchos de estos aparatos han colocado posicionadores para evitar que el paciente se mueva durante la exposición pero esto nos altera la anatomía de los tejidos blandos. Las mejoras en el hardware y el software CTCB para permitir volúmenes más escaneados de mayor tamaño y la disminución se espera que los tiempos de exploración para resolver estos problemas en el futuro. Por otra parte, las imágenes CTCB para planificación de cirugía ortognática requiere personal experimentado, esto es clave para los datos de buena calidad. (Quevedo 2008)
- **Imagen de las arcadas dentarias:** Aunque las imágenes CTCB produce menos artefactos en el plano oclusal que el TCMC, el CTCB no permite una buen definición de la imagen a nivel dentario, particularmente en pacientes de cirugía ortognática que son portadores de tratamiento de ortodoncia lo que implica fuente de artefactos con deformidad de las estructuras dentarias. Es por esto que se hace necesario realizar la toma de imagen de la arcada dentaria de forma separada a la toma tomográfica de macizo cráneo facial. Existen distintas formas de obtener las imágenes de las arcadas dentarias las que será desarrollado mas adelante. (Varga y cols 2013)
- **Tejido Blando:** El CTCB es un equipo desarrollado para ver estructuras óseas y dentales en el área maxilofacial. Es capaz de darnos información esencial como la morfología ósea, grosor e integridad de la cortical, tipo de hueso, densidad del trabeculado óseo, características de lesiones óseas entre otras. Sin embargo no es capaz de dar una buena imagen de tejidos blandos. (Maal y cols 2008)

### 3. ADQUISICIÓN DE IMAGEN PARA CIRUGÍA ORTOGNÁTICA

Sea con teleradiografías para planificación 2D convencional o sea con CBCT para la planificación cirugía ortognática, se debe tener una serie de consideraciones. Las que en forma comparativa se encuentran en la tabla 2. Habitualmente se trabaja con una teleradiografía en que el paciente está en PNC asistida o no, lo que obliga a retiro de las olivas de los equipos y cefaloestado. Además la teleradiografía permite la adición de referencia espaciales (Horizontal y/o vertical) las que pueden estar agregadas al paciente lo que aparece en la radiografía como una referencia interna o a través de una plomada como una referencia externa. Para el CBCT como ya hablamos es necesario que la imagen sea tomada con un FOV adecuado para poder tener todas las estructuras cráneo faciales esperadas. Dependiendo el protocolo del cirujano, la imagen debe ser tomada en PNC o PNCA o utilizar referencia internas o sensor de orientación espacial (Figuras 2) (Drew y cols 2012) (Xia y cols 2009). En este caso no se puede utilizar referencias externas como la plomada. (Quevedo 2008)

En la teleradiografía el paciente debe lograr su primer contacto dentario con el fin de reproducir relación céntrica, donde sea que ello ocurra con la única excepción del paciente que presente una hipoplasia vertical del maxilar que al lograr el primer contacto oclusal impide el reposo labial, condición fundamental en la obtención de la imagen 2D (Quevedo y Jeldes 2004). En el TCCB el paciente debe tener separación de sus arcadas evitando contactos oclusales para lo cual se recomienda el uso de algún tipo de separación inter oclusal que en algunos casos es un registros de mordida. La obligación de la separación dentaria tiene relación con la necesidad técnica de la segmentación de las estructuras que se deben generar virtualmente para que puedan ser movilizadas. (Caloss y cols 2007) La segmentación es el proceso realizado por el computador utilizando las unidad de Hounsfield de las distintas estructuras adquiridas; por lo tanto al no poder diferenciar dientes superiores de los inferiores estos deben separarse en la toma de la imagen para permitir la diferenciación entre maxilar y mandíbula. (Swennen 2009)



**Figura 2.** Sensor de orientación espacial que se adosa al registro oclusal

Tabla II  
Adquisición de imagen

	2D	3D
1	PNC o PNCA	PNC o PNCA, referencias externas, sensor de posicionamiento
2	Referencia vertical/horizontal (plomada)	No usa plomada
3	Primer contacto oclusal	Separación de arcadas con guía oclusal
4	Reposo de tejidos blandos	Reposo de tejidos blandos

### 3.1 Obtención de la imagen de las arcadas dentarias

En la teleradiografía de perfil no hay definición de los dientes ni de arcadas. De hecho en la planificación de cirugía ortognática solo se considera las siluetas de los incisivos, los primeros molares, asumiendo todos los factores de error que implica la superposición de imágenes y la inclinación del plano oclusal. La necesaria tridimensionalidad se la entrega a los modelos montados en articulador semi ajustable sobre los cuales se realiza la cirugía de modelos para la confección de férulas quirúrgicas.

Uno de los grandes aportes de la tecnología virtual es justamente disponer de la tridimensionalidad directamente a través de la imagen sin recurrir a modelos de yeso montaje en articulador a través de arco facial y por lo tanto obviando una serie de factores de error que sabemos existen en la transferencia del maxilar superior al articulador. (Ellis y cols 2003)

Existen múltiples formas descritas en la literatura para el escaneado las superficies oclusales para lograr la imagen de los arcos dentarios. En general todas requieren un archivo de imagen que el software pueda procesar. Estas puedan clasificarse según su método de obtención, directo o indirecto. Directo consiste en una cámara intraoral (intraoral OraMetrix, Inc. Dallas, TX) que realiza un escaneado de superficie. La técnica indirecta requiere un modelo de yeso o una impresión y la imagen es obtenida ya sea con un escáner láser de superficie (archivo obj), escáner óptico (archivo STL) o un TCCB (archivo Dicom). (Varga y cols 2013)

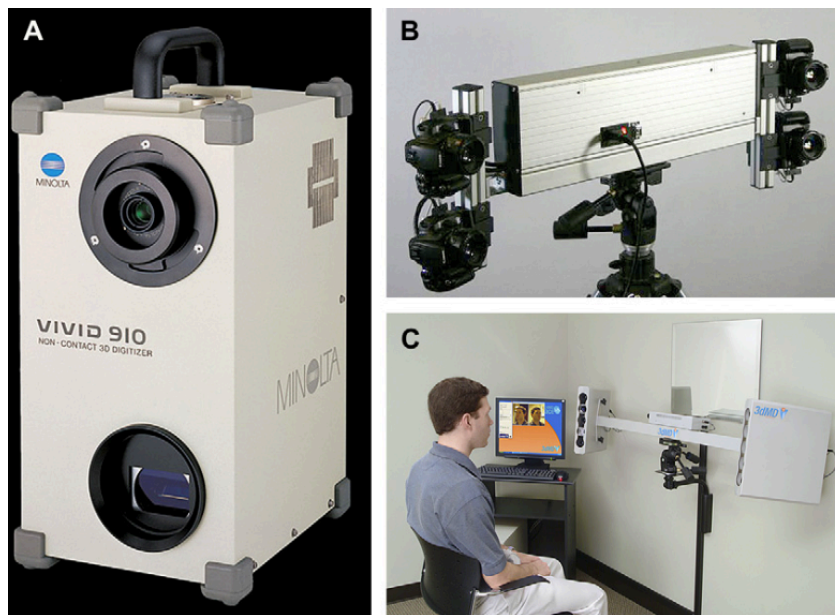
### 3.2 Obtención de la imagen de tejidos blandos

La única área de tejidos blandos que puede ser visualizada en una teleradiografía de perfil es la parte anterior del rostro en una visión de perfil la que tradicionalmente es optimizada a través del uso de colimadores que funcionando como filtros permiten una mejor definición. Además en planificación se utilizan porcentajes de cambios en los tejidos blandos respecto de las movilizaciones verticales y sagitales de hueso y dientes que dependen, del área que se esta planificando. La literatura esta llena de distintos estudios con rangos y porcentajes muy variados. Lo más utilizados por los clínicos es una relación de 30% para punta nasal, 50% labio superior y una relación 1:1 para mentón. (Quevedo 2000)

La imagen de las superficies de la piel pueden ser extraídos a partir de datos CTCB, a través de el cambio de histograma utilizando la unidad de Hounsfield pero esta información es difícil de reconocer debido a la falta de información de su textura. Es por ello que se hace necesario el registro del tejido blando de forma separada al volumen del macizo cráneo facial (Maal y cols 2008). Existen varios estudios proponen diferentes posibilidades para reconstruir un modelo 3D mediante el uso de fotografía 2D (Grayson y cols 1988) (ip y cols 1996) (Curry y cols 2001). Actualmente existen métodos del registro de superficie, que hacen posible superponer los datos de superficie con textura 3D en modelos de piel 3D reconstruidos. Estos métodos son basados en escaneado laser de superficie y la estereofotogrametría (Khambay y cols 2002) (Ayoub y cols 2007) (Girod y cols 2007)

La estereofotogrametría es una técnica más sofisticada, que implica la estimación de las coordenadas tridimensionales de puntos en un objeto. Esto es posible a través de 2 o más cámaras fotográficas que toman la imagen de un mismo objeto desde diferentes posiciones (figura 3). Los puntos comunes se identifican en cada imagen. Una línea de visión (o rayos) puede ser construido a partir de la ubicación de la cámara hasta el punto en el objeto. Es la intersección de estos rayos (triangulación) que determina la ubicación tridimensional de la punta.

Tanto el escáner de laser de superficie y estereofotogrametría tienen dificultades para captar ciertos tipos de información de la superficie; por ejemplo, la mayoría de los sistemas tienen problemas con el pelo y las superficies con que reflejan la luz, como los ojos o excavaciones, donde la luz y el láser no pueden entrar. Maal (Maal y cols 2008) y otros autores (Ayoub 2007) han demostrado que las imágenes a través de estereofotogrametría logran una representación fidedigna del paciente.



**Figura 3** estereofotogrametría técnica más sofisticada, que implica la estimación de las coordenadas tridimensionales de puntos en un objeto

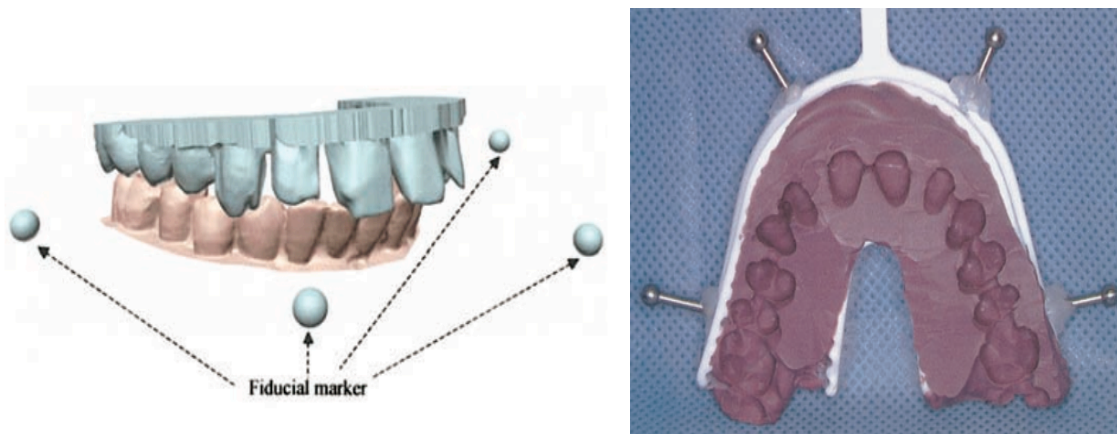
*Dolphin Imaging and 3dMD*

## 4. PROCESAMIENTO DE LA IMAGEN PARA OBTENCIÓN DEL CRÁNEO COMPUESTO

El objetivo de la imagen virtual en 3D para la cirugía ortognática es crear un modelo virtual compuesto el cual debe integrar el tejido blando, la estructura ósea y los dientes. Como uno de los defectos del CTCB es la imposibilidad de dar una buena definición en tejidos blandos y en los dientes, se hace necesario fusionar estas tres tipos de imágenes.

### 4.1 Fusión de la arcada dentaria

Existen diversos protocolos descritos, esto forma parte de los pasos críticos para la planificación virtual y posteriormente la confección de guías quirúrgicas ya que errores en la fusión de las imágenes nos llevarán posteriormente a errores en la planificación. Tanto los métodos directos como indirectos que involucren un escaneo de superficie presentan una definición de superficie milimétrica, pero estos por defecto, dependen del operador para la fusión de imágenes y de las capacidades que tenga el software que se está utilizando. Diferentes autores han tratado de desarrollar formas independientes del operador (Swennen y cols 2007) (Gateno y cols 2003).



**Figura 3.** Modelos de las arcadas dentales con 4 marcadores de referencia creado por laser de superficie de las arcadas en oclusión y la impresión inferior

*Gateno, J., Xia, J., Teichgraeber, J. F., & Rosen, A. (2003). A new technique for the creation of a computerized composite skull model. Ijoms, 61(2), 222–227. doi:10.1053/ijoms.2003.50033*

Gateno (Gateno y cols 2003) publicó un estudio donde comprueba la posibilidad de realizar la fusión de las imágenes a través de marcadores externos. Para esto realizó una toma con CBTC de cráneos con una guía oclusal con marcas metálicas y luego repitió la toma de imagen pero a modelos de yeso con la misma guía oclusal. A través de ellos se realiza la fusión de las imágenes del paciente con los marcadores de referencias que luego son superpuestas consiguiendo muy buenos resultados (Imagen 3). El protocolo de Swennen (Swennen y cols 2009) consiste en un triple registro con CTCB. 1) una primera exploración CTCB del paciente en PNC en oclusión céntrica y labios relajados; 2) una segunda de baja resolución y baja dosis CTCB exploración del paciente con un registro oclusal en boca; y 3) un análisis CTCB resolución alta de las impresiones. Después los datos de intercuspidad se realiza mediante un procedimiento semiautomático y los 3 registros consecutivos "basada en voxels".

Varga (Varga y cols 2013) realiza un estudio donde demuestra que no solo la fusión de imagen afecta el resultado final del modelo compuesto si no también la calidad de imagen y el procesamiento posterior. Para poder tener una superficie oclusal fidedigna es necesario una alta calidad de la imagen donde la imagen anisotrópica logra una definición menor a la isotrópica y para este último sea óptima el voxel no debe ser mayor a 0,45 mm. El procesamiento de la imagen también juega un rol importante ya que este afecta directamente a la calidad de este.

#### **4.2 Fusión de las imágenes de tejido Blando**

Al igual que la imagen virtual de la arcada dentaria la imagen de textura del tejido blando debe ser fusionada con la imagen obtenida del CTCB. Si bien es cierto que este paso es menos crítico que la fusión con la arcada dentaria, este paso también requiere de una estandarización dado que es dependiente del operador. (Caloss y cols 2007)

## 5. Diagnostico virtual 3D

El diagnostico de nuestros paciente es una parte fundamental dentro de la planificación en cirugía ortognática y para ello existen una serie de elementos clínicos, radiográficos y de registros del pacientes necesarios para poder realizarlo de forma adecuada, que por cierto considera inicialmente una completa evaluación clínica del paciente a estudiar. Además de aquello, para la planificación de tratamiento convencional 2D que realizamos hoy día, es necesario tener fotografías clínicas estáticas y dinámicas, imágenes radiográficas de frente y perfil, mediciones faciales, modelos para estudio y montaje en articulador semi ajustable, uso de arco facial para transferir la ubicación del maxilar superior al articulador, cefalometría, estudios radiográficos y/o tomográficos articulares etc (Quevedo y cols 2000). Son tanto los estudios y pasos a seguir para finalmente lograr nuestras férulas quirúrgicas, que por eso hay múltiples factores de error, que se suman unos a otros dejando un finalmente un interesante margen de inexactitudes a la hora de realizar la cirugía propiamente tal. Es por eso que la experiencia del cirujano juega un rol muy importante en el ejercicio de esta compleja cirugía. Entre otros elementos, los factores más importante de error, en especial para durante la curva de aprendizaje, son: 1.- La necesidad de unir registros tomados por separados, con distintos instrumentos y metódica, todos diferentes y aislados que el cirujano debe unir y construir en su cabeza para lograr una visión de contexto del paciente real que va a operar. Para ello usa las fotografías para los tejidos blandos; radiografías, para las estructuras óseas y dentarias (con mucha superposición); y modelos, para los dientes. (Caloss 2007) 2.- Registros para montaje en articulador, es tal vez el área donde más factores de error existe. El uso de instrumentos como el articulador, que por mas semi ajustable que pueda ser, no representa la realidad anatómica ni menos funcional de nuestro paciente (distancia inter condílea, reproducción de la dinámica mandibular, anatomía cráneo facial parcial y estandarizada para todos los pacientes por el fabricante, etc). A ello se suma la necesidad de usar un arco facial para transferir la posición del maxilar superior respecto del cráneo, para lo cual utiliza los conductos auditivos externos, el nasion y un plano arbitrario como el “axio-orbitario” como referencia, nos dejan con múltiples pequeños errores que al sumarlos muchas veces explican porque lo que ocurre en cirugía no es lo planificado, ni en la dirección, ni en la magnitud de los movimientos que se realizan. (Ellis y cols 2003)

Son más los factores de error que existen, pero los anteriores son los más evidentes y ellos se multiplican según la severidad del caso a resolver, siendo las asimetrías los casos más emblemáticos que ponen en juego la rigurosidad de los métodos utilizados que permitan disminuir el impacto de estos pequeños múltiples errores. (Ellis y cols 2003)

Es finalmente el cirujano, el que aplicando su experiencia e instinto logra finalmente realizar la cirugía ortognática correcta. Es esperable entonces que la nueva tecnología, que nos entrega un “paciente virtual” y con ello la posibilidad de

estudiarlo en los tres sentidos del espacio; que además elimina muchos de los pasos aislados que acabamos de mencionar, uniendo los distintos elementos anatómicos (piel, hueso y dientes) en un solo volumen y que especialmente no utiliza instrumentos arbitrarios como el articulador y el arco facial, nos pueda generar tanto interés para explorar sus usos. Es lo que hacemos a continuación.

Gran parte de estos elementos, si no casi todos serán llevados a un registro virtual (Xia y cols 2009) donde tendremos lo que podríamos llamar un “paciente virtual”. Para poder llegar al desarrollo completo de este concepto, aun faltan cosas por resolver, como por ejemplo que pueda representar el movimiento (mímica facial, recorrido condilar, etc.), pero se esta trabajando en aquello. En la actualidad hay bastante desarrollo y ya podemos contar con un cráneo compuesto que nos representa tanto el macizo cráneo facial, los tejidos blandos asociados y por supuesto los dientes y arcos dentarios que nos da la posibilidad de evaluar a nuestro paciente real en las tres dimensiones del espacio.

### **5.1 Cefalometría 3D**

La Cefalometría, o las medidas craneales, fueron desarrolladas como una herramienta antropológica cuantificar formas y tamaños de cráneos. Los cefalogramas se han utilizado como una herramienta clínica y de investigación para el estudio del crecimiento y desarrollo cráneo facial y malformaciones dentofaciales. La cefalometría 2D ha sido utilizada por muchos años y a la vez validada como excelente en el diagnostico estructural general del paciente (van Vlijmen y cols 2008). Sin embargo, es y ha sido cuestionada como una herramienta válida en la planificación del tratamiento quirúrgico. La utilizamos porque no disponemos de otra cosa para planificar nuestros pacientes. En general, se entiende que un estudio 2D no puede representar correctamente una realidad 3D. A continuación se revisa algunos de los potenciales errores que la cefalometría 2D presenta:

- Cuando un objeto 3D está representado en una película 2D, la estructura reflejado se desplaza verticalmente y horizontalmente. La cantidad de desplazamiento es proporcional a la distancia de las estructuras de la película (Ashok 2010).
- Análisis Cefalométricos se basan en el supuesto de perfecta superposición de los lados derecho e izquierdo de la cara sobre el plano sagital mediano. Esto rara vez ocurre dado que la asimetría facial es la norma y por ende el desplazamiento de la imagen relativa de los lados derecho e izquierdo. Estas limitaciones técnicas prohíben evaluación precisa de las asimetrías faciales (Ashok 2010).
- Existe un error significativo se asocia con la ambigüedad en la localización de marcas anatómicas cefalométricas, debido a la falta de características anatómicas bien definidas y la variación en la posición del paciente (Ashok

2010). Error de asociación se refiere a la dificultad en la identificación de un punto en dos o más proyecciones adquiridos desde diferentes puntos de vista. La dificultad en la identificación del punto idéntico en dos o más imágenes es proporcional a la magnitud del cambio en el ángulo de divergencia entre las proyecciones. (Hatcher 1997)

Varios análisis cefalométricos se han desarrollado para ayudar en el diagnóstico de las deformidades dentofaciales; sin embargo, su validez científica ha sido cuestionada. Vig (Vig 1991) reportó la falta de validez de los análisis cefalométricos como una herramienta de diagnóstico y concluyó que los diagnósticos cefalométricos pueden variar significativamente dependiendo del análisis utilizado.

A pesar de las limitaciones de la radiografía los análisis cefalométrico, siguen siendo una herramienta clínica fundamental para el diagnóstico y tratamiento de la planificación de la cirugía ortognática. El pilar de la cefalometría se basa en que hasta ahora era el único método cuantitativo práctico que permite la evaluación de las relaciones espaciales entre las estructuras craneales y dentales (Mah 2005).

Las imágenes 3D han llevado al desarrollo de cefalometría 3D. Jacobson en 1994 fue uno de los primeros en publicar el desarrolló un análisis cefalométrico 3D (Jacobson 1994) (Jacobson 2006). Más recientemente, Swennen (Swennen y cols 2004) desarrollo y validado un método cefalométrico 3D basado en la TC helicoidal multicorte desde una única toma tomográfica, creo un cefalograma frontal y lateral en una sola representaciones 3D. Este sistema permite crear y reproducir un análisis cefalométrico preciso y reproducible en una sola imagen 3D.

Cefalometría 3D es una potente herramienta de medición cráneo facial con varias ventajas: (1) representación 3D volumétrica de los tejidos duros y blandos del cráneo, (2) tamaño real (escala 1: 1) para el análisis cefalométrico 3D, (3) No existe la superposición de anatómica estructuras, (4) de alta fiabilidad y reproductibilidad (5) la configuración de un sistema de referencia cefalométrico 3D para el análisis transversal y longitudinal de los cambios cráneo faciales (Swennen y cols 2006).

Sin embargo, a pesar del gran avance que significa la cefalometría 3D sobre la cefalometría 2D convencional, todavía hay algunos inconvenientes (van Vlijmen 2009): 1. No es posible extrapolar la información de la cefalometría convencional 2D a la cefalometría 3D; 2. No existen base de datos que nos den una norma poblacional que podamos aplicar. Los datos de referencia son necesarios para la evaluación de la morfología cráneo facial normal y las anomalías congénitas y de desarrollo, características de crecimiento cráneo facial y la evaluación de resultados del tratamiento. La adquisición de datos de referencia puede no ser fácil debido a los problemas éticos relacionados con la exposición a la radiación de los individuos. Actualmente varios autores (Swennen

y cols 2006), (Gateno y cols 2011), (Olszewski y cols 2007) han publicado un cefalogramas 3D para la recolección de datos para obtener una norma poblacional. Sin embargo, hasta ahora no existe un análisis cefalométrico 3D que haya sido correctamente validado y por lo tanto la aplicación en el diagnóstico, no es aún posible. La aplicación de la cefalometría 3D en la actualidad se encuentra en la Planificación de tratamiento y el correcto reconocimiento de puntos cefalométricos se utilizan para tener coordenadas tridimensionales que permiten que el software reconozca y por lo tanto los utilice para representar las estructuras que se movilizaran. En otras palabras, más que cefalometría propiamente tal, es el reconocimiento de estructuras a partir de puntos anatómicos registrados en un orden que depende del software de planificación utilizado.

## 6. Planificación y Cirugía Virtual

Una de las mejores ventajas de la planificación virtual en 3D en comparación con la planificación del tratamiento convencional de la cirugía ortognática es que el clínico tiene más información sobre la anatomía del paciente, en particular del paciente portador de una asimetría esquelética de cualquier origen. El disponer de un volumen compuesto que podemos estudiar en todos los sentidos del espacio durante la planificación de tratamiento, permite que el operador entienda, cuantifique y se centre más en la armonización facial 3D, en lugar de solo trabajar en el perfil facial, teniendo que imaginarse y construir en abstracto lo que verdaderamente tiene su paciente. (Swennen y cols 2009)

Actualmente son múltiples los software en el mercado que nos ofrecen la posibilidad de realizar la planificación y cirugía virtual. Dentro de ellos podemos clasificarlos como operador dependiente y operador independiente. Los software operador dependiente (Simplant OMS de Materialise Dental, Leuven Belgica, VSP Orthognatic de Medical Modeling, Colorado EEUU, Maxilin de Medicim, Mechelen Belgica, Dolphin imaging – 3D Surgery, California EEUU) son en los que la compañía es parte durante todo el proceso ya que el cirujano trabajara directamente con un programador el cual realizara todo lo que el cirujano requiera hacer. Para esto, se debe enviar toda la información necesaria, según sea el software utilizado, como medidas faciales, fotografías, modelos de yeso, registro de mordida, archivos Dicom entre otros (Drew 2012). Toda esta información es enviada para ser trabajadas, limpiando las imágenes, creando el cráneo compuesto, marcando los puntos cefalométricos y segmentando las estructuras para poder realizar las osteotomías. Una vez ya preparado el paciente virtual el operador se comunica con el programador y realiza la planificación y la cirugía virtual vía red.

Los software operador independiente (Nemotec 3D, Dolphin imaging – 3D Surgery California EEUU, para países no USA) son aquellos que no requieren un programador y toda la información es trabajada por el cirujano o alguien de su Equipo. Estos software presentan la desventaja en la cantidad tiempo que debe dedicar por parte del operador pero a su vez los costos asociados disminuyen considerablemente.

En ambos casos ya sea a través del servicio de las compañías o directamente realizado por el operador localmente, es necesario crear el modelos compuesto (Hueso, tejido blando y dientes) (Drew 2012), orientar el volumen de acuerdo al protocolo que sigan, marcar los puntos cefalométricos que le darán la información al software necesarios para realizar la cirugía virtual, segmentar las estructuras a movilizar (maxilar, mandíbula mentón) y realizar las osteotomías virtuales. (Xia y cols 2009), (Drew 2012). Ya teniendo listo preparado el volumen que representa a nuestro paciente virtual, podemos realizar la planificación y cirugía virtual.

Si bien todos tienen prácticamente las mismas etapas, cada software ha sido concebido con secuencias de pasos y movimientos que le permita al cirujano visualizar y cuantificar los movimientos realizados. Autores como Drew y Swennen (Drew 2012), (Swennen 2014) han descrito distintas secuencias de planificación/cirugía virtual (tabla 3)

Tabla III

Secuencia de Planificación Virtual		
Pasos	Stephanie Drew	Gwen Swennen
1	Ajuste transversal maxilar	Evaluación/corrección canteo maxilar
2	Definición de oclusión	Evaluación/corrección línea media superior
3	Evaluación/corrección canteo maxilar	Definición oclusal y evaluación de asimetría facial
4	Evaluación/corrección línea media superior	Evaluación/corrección de rotación
5	Movimiento antero posteriores	Evaluación/corrección posición vertical del incisivo
6	Inclinación del plano oclusal	Evaluación/corrección posición sagital del incisivo
7	Evaluación/corrección vertical	Evaluación/corrección del perfil (inclinación)
8	Ajustar la mandíbula a la oclusión definitiva	Evaluación/corrección del mentón
9	Evaluación/corrección del mentón	

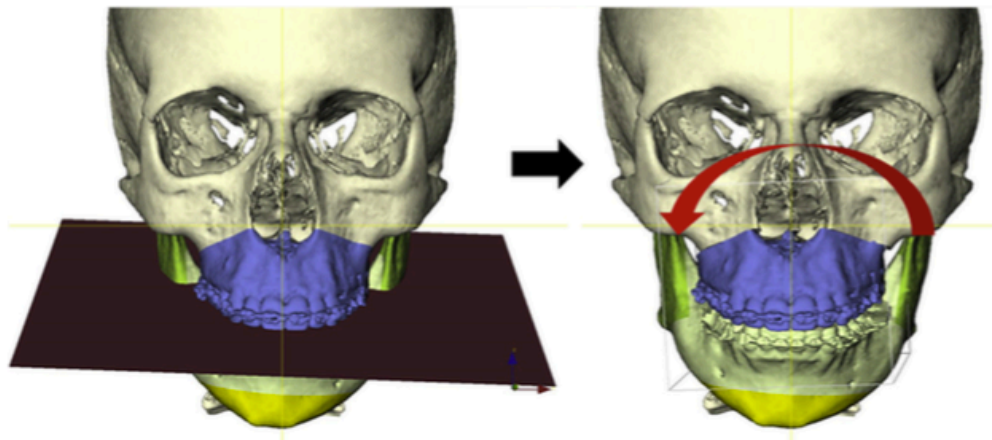
### 6.1. Ventajas y desventajas de la planificación/cirugía virtual en relación a la planificación/cirugía de modelos convencional

La planificación/cirugía virtual como nuevo elemento viene a traer la solución a varias desventajas o defectos inherentes de la planificación/ cirugía de modelos convencional, sin embargo aun existen varias desventajas que hacen que la planificación/cirugía virtual no sean parte de la rutina cotidiana del CMF.

Dentro de las mejoras o avances de la planificación/cirugía virtual frente a la planificación/cirugía de modelo convencional podemos mencionar

- En la planificación tradicional el operador debe contar con una serie de elementos distintos como radiografías, modelos montados, registros fotográficos, para tener toda la información del paciente para la toma de decisiones. Al presentar el modelos compuesto en la planificación virtual el cirujano toma las decisiones sobre un solo elemento donde esta toda la información que necesita. (Swennen 2014)

- La planificación cefalométrica convencional se basa fundamentalmente en el perfil del paciente (esto porque en la planificación se basa en radiografías 2D, más clínica y modelos) y no tiene los elementos para poder ver el impacto de sus movimientos en otro sentidos del espacio. En la planificación virtual al manejar un volumen en 3D el operador puede ver de forma inmediata los cambios y magnitud de los movimientos realizados en todo los sentidos del espacio y poder evaluar de forma mas completa la planificación. (Drew 2012)
- Durante la planificación convencional, las predicciones cefalométricas nos dan una noción de los movimientos a nivel mandibular, siendo una estimación, que muy pocas veces consigue con la que después ocurre ya que la real cantidad y dirección de los movimientos solo se puede saber a través de la cirugía de modelo. Aun esta, a de considerarse una estimación de los movimientos que ocurrirán en el pogonion o en algún otro sector basal de la mandíbula. Esto en la cirugía virtual se puede medir de forma exacta en cualquier punto de la mandíbula. (Caloss y cols 2007)



**Figura 5.** Corrección de la inclinación, inclinación y rotación del maxilar en un modelo 3 D

*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;*

- En la planificación/cirugía virtual la corrección de las alteraciones del plano oclusal en el se puede acceder con mucha precisión en los 3 sentidos del espacio (Figura 5 y 6) (y posteriormente transferido a la paciente mediante una férula quirúrgica 3D) a diferencia de la forma convencional ya que este tipo de mediciones, en particular de las rotaciones del maxilar en el plano axial y medio sagital, son muy complejas y muy probablemente inexactas. Esto es entendible

puesto que con estudios convencionales no es posible acceder a la visualización de dichos planos de forma segura (Caloss y cols 2007)

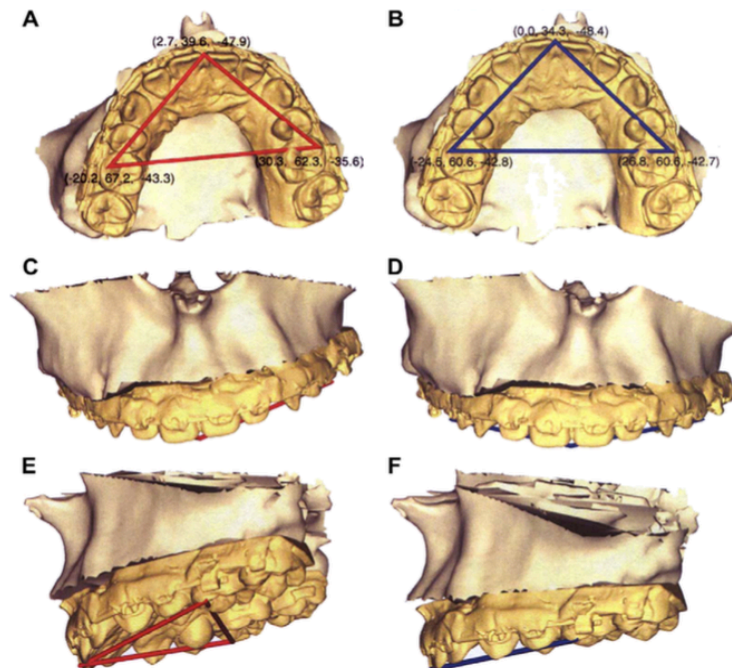
- Otro elemento generalmente complejo es la línea media dentaria superior, la que ha de llevarse durante nuestro tratamiento quirúrgico para que corresponda con la línea media facial del paciente. Generalmente la ubicamos en referencia a la columela y al philtrum labial, pero estas clínicamente pueden estar también alteradas. Las alteraciones de línea media dentaria superior puede deberse a un canteo del plano oclusal y es habitual en los casos de extracciones o pérdidas dentarias asimétricas por compensación. En el caso de la planificación virtual la línea media dental superior se puede evaluar con mayor precisión hacia la línea media facial. La línea media dental superior puede ser corregida por una rotación, traslación, inclinación o por combinación de todos estos movimientos, que tendrán un efecto importante sobre la simetría del tercio inferior y la armonía facial (Figura 6) (Caloss y cols 2007)
- En la evaluación 3D la posición del mentón y la anatomía de este se pueden evaluar con mayor precisión tanto en un plano frontal (asimetrías transversales y verticales) como en el plano axial (desviaciones transversales, exostosis, y así sucesivamente). Por cierto en los estudios convencionales solo disponemos de aproximaciones en particular en casos de las alteraciones transversales del mentón (asimetrías) (Drew 2012)
- Durante la cirugía virtual se puede evaluar los segmentos proximales de la mandíbula y que estos mantengan la correcta relación con el cuerpo mandibular evitando torques o impedimentos óseos que afectan el asentamiento condilar en la fosa mandibular. (Swennen 2014)
- El cirujano puede ver claramente la anatomía del paciente durante la planificación, puede evaluar las osteotomía a realizar y posibles dificultades que este pueda presentar. (Caloss y cols 2007)
- Por último, habiendo invertido todo el tiempo que esto requiere ya teniendo nuestro cráneo compuesto se pueden realizar múltiples planes de tratamiento en poco tiempo y compararlos entre si. (Caloss y cols 2007)

Sin embargo como enunciamos anteriormente la planificación/cirugía virtual presenta varios inconvenientes

- Costo: La accesibilidad a este tipo de tecnología es limitada, principalmente por el alto costo que implican. En el caso del

operador independientes, los software tienen un alto costo de implementación además deben considerar las constantes actualizaciones lo que es un gasto permanente. Si son operador dependiente, el costo asociado en cada planificación virtual por trabajar con un programador, se suma a los altos costos de este sistema. Además algunos software tienen un sistema cerrado con proveedores externos para la impresión de las guías quirúrgicas. (Swennen y cols 2009)

- Curva de aprendizaje: En el caso de los software operador independiente la curva de aprendizaje es bastante larga lo que hace que sea difícil que muchos opten por esta opción. A su vez la cantidad de tiempo que le lleva al operador ejecutar todas las acciones, tanto en el ingreso de la información, limpieza, fusión etc, es muy alta. (Caloss y cols 2007)
- Accesibilidad: En el caso de no estar en Estados Unidos o en países no europeos la accesibilidad disminuye. Para los software dependientes de la compañía, la comunicación con el programador no es un problema ya que es por vía web, pero si es un problema el tener que enviar la información o en su defecto el envío de las férulas por el tiempo y costo que esto significa. Para los software operador independientes el tema está en el soporte técnico que estos requieren ya que están a más difícil acceso y no tienen representación en todos los países.



**Figura 6.** Corrección de la inclinación, inclinación y rotación del maxilar en un modelo 3D

## 7. COMUNICACIÓN DEL PLAN DE TRATAMIENTO

Otra gran ventaja de la planificación en cirugía ortognática convencional y 3D es que tiene un potencial de gran alcance como herramienta de comunicación. Por cierto hay diferencia entre una y otra ya que la planificación virtual ofrece la posibilidad de visualizar un plan de tratamiento integral del paciente como un solo modelo anatómico que incluye tejidos duros y blandos y los dientes, y todo en un formato amistoso y agradable para el paciente. Si bien en la planificación convencional el cirujano explica con el trazo cefalométrico, de predicciones y cirugía de modelos, para el paciente y grupo familiar es difícil captar la información entregada y finalmente solo se imagina los resultados. El plan de tratamiento virtual 3D se puede guardar en un formato de visor y se puede enviar por correo electrónico a la ortodoncista y así poder discutir el plan de tratamiento. El enfoque virtual en 3D ofrece una excelente herramienta de comunicación para la docencia de la deformidad maxilofacial. El cirujano puede fácilmente compartir un caso complejo con otro colega con más experiencia que se encuentre en otra parte del mundo (asesoramiento electrónico). (Swennen y cols 2009)

Aunque la planificación de tratamiento virtual 3D de la cirugía ortognática ofrece una herramienta sin precedentes en la comunicación con los pacientes y colegas, tiene algunas desventajas. En primer lugar, el formato de visor de la planificación de tratamiento virtual 3D necesita una estación de trabajo de ordenador personal con buena capacidad gráfica, que en la actualidad no es estándar. Una desventaja importante de la planificación virtual en ausencia de información del comportamiento de los tejidos blandos, las simulaciones o predicciones siguen siendo una aproximación inexacta del resultado final de una cirugía ortognática. Por lo tanto, hay que tener cuidado en la comunicación de esta información a la paciente para no crear falsas expectativas. (Swennen y cols 2009)

## 8. FABRICACIÓN DE FÉRULAS QUIRÚRGICAS

Para trasladar la planificación realizada al paciente durante la cirugía se utilizan guías tipo férulas quirúrgicas que en la planificación convencional resulta de la secuencia de la cirugía de modelos que el cirujano realice, dependiendo si el cirujano desea operar el maxilar o la mandíbula primero. Estas son hechas en acrílico auto curado y requieren de un laboratorio habitual en la práctica odontológica y por lo tanto la confección de férulas es de muy bajo costo. En el sistema virtual una vez que el plan de tratamiento 3D final se ha definido, es necesario imprimir la férula virtual (Gateno y cols 2003). Para esto el programa puede generar una férula intermedia dependiendo de la opción del operador (mandíbula o maxilar primero) y una férula final que nos da la oclusión definitiva.

El programa genera archivos STL los cuales pueden ser enviados a un tercero o ser impresos por el mismo operador (si posee una impresora 3D). Hoy en día la fabricación de las férulas puede ser realizada además a través de estereolitografía o a través del sistema Cad cam. (Zinser y cols 2013)

Gateno (Gateno y cols 2003) demostró que las férulas quirúrgicas estereolitográficas se ajustan de la misma forma que las férulas quirúrgicas convencionales.

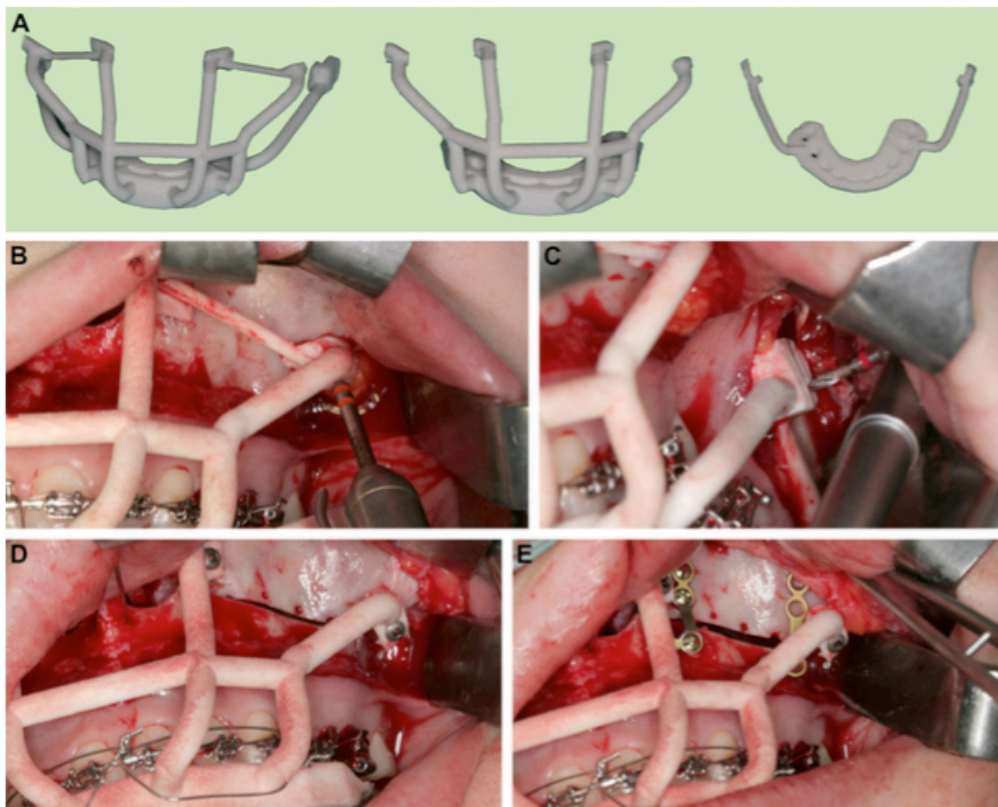
En comparación con férulas quirúrgicas convencionales, las férulas virtuales presentan las siguientes ventajas: 1) las férulas quirúrgicas se realizan directamente utilizando el modelo virtual en 3D del paciente sin el intermedio de los modelos de yeso o el montaje en articulador; 2) El splin intermedio puede incorporar con más precisión el plan de tratamiento quirúrgico, especialmente en los casos complejos con nivelación combinada, rotación y movimientos de traslación mandibular. (Gateno y cols 2003)

A su vez todavía existen algunos problemas. La materia prima para la producción de férula quirúrgica 3D debe ser médicamente aprobada. En segundo lugar, las férulas quirúrgicas 3D son todavía demasiado voluminosas y necesitan ser recortadas manualmente por el cirujano. Esto se puede solucionar con programas externos realizando recortes virtuales antes de realizar la impresión, esto significa mayor tiempo o dinero por parte del operador. Por último, las férulas quirúrgicas 3D para cirugía segmentaria siguen siendo muy complejas en el enfoque virtual 3D presentado. Una vez más, las mejoras en el software resolverán este problema. (Swennen y cols 2009)

## 9. TRANSFERENCIA DE LA PLANIFICACIÓN VIRTUAL AL PABELLÓN

Como ya hemos visto, tanto la cirugía de modelos convencional como la planificación virtual en 3D nos dará la posibilidad de confeccionar las férulas quirúrgicas intermaxilares que ayudaran a llevar los maxilares a las posiciones estudiadas. Una guía quirúrgica es un concepto nuevo que nos otorga solo la planificación virtual y que nos da movimientos más precisos de los maxilares en los tres sentidos del espacio como también la posibilidad de realizar cirugía con navegación virtual. Polley y Zinser (Polley y Alvaro 2013), (Zinser y cols 2013) han publicado guías quirúrgicas que son diseñadas sobre el cráneo compuesto y nos daría la posición de los maxilar en todos los sentidos del espacio. (Figura 7)

Así mismo hoy en día está en pleno desarrollo la cirugía quirúrgica guiada, que a través de los sistemas de navegación permiten al cirujano saber con exactitud la posición de los instrumentos quirúrgicos durante el acto operatorio en una imagen tridimensional. El uso de técnicas de cirugía asistida por computadora (CAC) puede de esta manera reduzca los riesgos quirúrgicos y la morbilidad operatoria. (Figura 8)



**Figura 7.** Guía quirúrgica confeccionada en un modelo virtual en 3D para la cirugía tipo Lefort I con splin intermedio.

*Zinser et al. A Paradigm Shift in Orthognathic Surgery? J Oral Maxillofac Surg 2013.*



**Figura 8.** Imágenes intraoperatoria con sistema de navegación en cirugía ortognática  
*Zinser et al. A Paradigm Shift in Orthognathic Surgery? J Oral Maxillofac Surg 2013.*

## 10. EVALUACIÓN POSTQUIRÚRGICA

En forma convencional el cirujano puede evaluar los resultados de su tratamiento quirúrgico a través de la comparación de imágenes y particularmente a través de la súper posiciones radiográficas y cefalométricas que le permiten cuantificar los movimiento esqueléticos y dentarios en sentido vertical y sagital. Probablemente el aspecto más relevante de la planificación virtual de la cirugía ortognática es el potencial de evaluación del resultado del tratamiento. Las técnicas de registro y superposición rígido basado en voxel en un sistema de referencia cefalométrico 3D han sido ampliamente descritos (Hsu y cols 2012). Como protocolo de seguimiento post quirúrgico Swennen (Swennen 2014) propone evaluar el resultado del tratamiento utilizando imágenes CBCT en 3 etapas. En primer lugar, CBCT se debe realizar en 3 a 6 semanas después de la cirugía para evaluar la precisión de la transferencia de reposicionamiento de las partes óseas. Debido a que la inflamación post operatoria de la mucosa bucal puede interferir con la oclusión, no se recomienda realizar TCCB en las primeras 2 semanas postoperatorias. La consolidación ósea aparece después de las 6 semanas de la operación y ya no permitir la identificación apropiada de las líneas de osteotomía. Por otra parte, la ortodoncia postoperatorias menudo es reiniciada en este punto. En segundo lugar, CTCB debe realizarse a 6 meses a 1 año después de la operación (una vez que se haya terminado el tratamiento ortodóncico) para evaluar la respuesta del tejido blando y la exactitud de la simulación del tejido blando. Finalmente, CBCT debe realizarse a 2 años después de la cirugía para evaluar el resultado del tratamiento a largo plazo.

La tecnología actual y futura permitirá comparaciones muy exactas a través de la reconstrucción de las anatomías óseas y segmentos movilizados a través de coordenadas en los tres ejes (x,y,z) a los que se podrá aplicar a análisis, estadísticos multivariados con el fin de compara las anatomías pre y post operatorias de los individuos operados. Estos se puede realizar a través de un método estándar de morfometría geométrica en el que los sets de coordinas son rotadas, trasladadas y escalas con el fin de evaluar cambios morfológicos puros. (Hsu y cols 2012).

## 11. CONCLUSIONES

La planificación virtual en cirugía ortognática es una tecnología que al aparecer ha venido a generar muchas esperanzas de solucionar un sin número de limitaciones que existen con la planificación tradicional 2D. Si bien esta se basa en la posibilidad de realizar la planificación de tratamiento en una realidad de 3D, que es lo ideal, no está exenta de problemas aún pendientes de solución. Pese a lo anterior, con los avances tecnológicos de la imagenología en 3D, la introducción del CTCB al campo de la estomatología, los avances en la toma de imágenes (paciente de pie, FOV para cráneo completo) y el desarrollo de los software han hecho que la planificación virtual en cirugía ortognática sea cada vez mas una realidad.

El desarrollo de esta tecnología ya lleva mas de una década, con distintos centros de desarrollo en distintas partes del mundo que han llevado esta tecnología a una práctica cotidiana. Sin embargo esta tecnología aun esta en desarrollo y todavía presenta algunas desventaja frente a la preparación tradicional en 2D. El alto costo de implementación, el menor acceso en países no desarrollados por barreras del idioma y distancia, la larga curva de aprendizaje para personas que no estén familiarizados con el uso de los programas, hacen que esta realidad sea más difícil de alcanzar.

Existen pasos críticos aun en desarrollo dentro del flujo de trabajo descrito en esta revisión. En la toma de imágenes enunciamos que aun el CTCB ideal para la toma de imágenes para cirugía ortognática aun no está desarrollado. En la formación del cráneo compuesto, existen múltiples estudios que muestran distintas formas de crear el cráneo compuesto pero este dependerá de cómo se tomen las imágenes de tejidos blandos y de la arcada dentaria. También debemos considerar la posición en la que vamos a estudiar a nuestro paciente, ya que el volumen se puede orientar al antojo del operador dificultando la posibilidad de estandarización de la imagen.

Ya obtenido el cráneo compuesto es necesario procesarlos con un software que puede ser o no trabajado con un programador. En el caso que se trabaje con un programador hace la vida del cirujano mucho más simple pero aumenta los costos de forma considerable. A su vez si lo hace por si mismo, son muchas las dificultades y el tiempo que debe invertir.

Sin lugar a duda una de las mayores ventajas se presenta en el momento de planificar, la posibilidad de tener al paciente en 3D, el poder ver el impacto de los movimiento en los tres sentidos del espacio, la capacidad de estudiar la anatomía del paciente durante la cirugía virtual, el poder revisar de forma exacta los movimientos a nivel de las osteotomías y los movimientos que se producen, hacen que esta tecnología sea indispensable en un futuro próximo.

La planificación virtual en cirugía ortognática además abre nuevas posibilidades para el desarrollo de la especialidad, como el poder realizar bases de datos para crear normas cefalométricas para el estudio 3D. La superposición de imágenes a través voxels darán la posibilidad de evaluar nuestro tratamiento además de poder realizar seguimiento de pacientes, por ejemplo se podrá realizar un seguimiento de pacientes de hiperplasia condílea y ver si realmente existe un cóndilo activo y muchas otras aplicaciones que mejoraran la forma de entender y tratar a nuestros pacientes.

Sin lugar a duda la planificación virtual en cirugía ortognática significa un gran paso en como enfrentamos a nuestros pacientes, en el futuro será una herramienta cotidiana en nuestro que hacer pero como ha quedado en evidencia todavía existen algunos problemas por resolver antes de hacer nuestra esta nueva tecnología.

## 12. RESUMEN

La planificación virtual en cirugía ortognática fue introducida hace mas de una década atrás, hoy en día ya es una realidad en muchos centros de cirugía maxilofacial. Al ser una nueva tecnología tomara tiempo para que llegue a países no desarrollado pero ya es una realidad que poco a poco se convertirá en un estándar de tratamiento en unos años más.

La capacidad de conocer los detalles anatómicos que antes solo imaginábamos nos permitirán realizar diagnósticos más precisos y a través de software la planificación el tratamiento es de forma virtual.

Para que el cirujano maxilofacial pueda lograr este cambio de paradigma en su rutina diaria, debe familiarizarse con la toma de imágenes y con los software que ofrece el mercado. Para esto es necesario conocer el flujo de trabajo de la planificación 3D que son muy distintos al que estamos acostumbrados a utilizar. En cada uno de estos pasos existen ventajas y desventajas frente a la preparación tradicional 2D que desarrollamos en este trabajo.

Este trabajo se basa en una revisión de la literatura respecto de la planificación virtual en cirugía ortognática y describe el flujo de trabajo, mostrando las virtudes y los defectos en cada una de sus etapas.

## 11. BIBLIOGRAFÍA

- Aguinaga, H.; Rivera, A.; Tamayo, L.; et al. (2009): Tomografía axial computarizada y resonancia magnética para la elaboración de un atlas de anatomía segmentaria a partir de criosecciones axiales del perro. *Rev Colom Cienc Pecua*.19 (4): 451-459.
- Arai, Y.; Tammisalo, E.; Ywai, K.; Hashimoto, K.; Shinoda, K. (1999): Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology*. 28: 245-248.
- Araki, K.; Maki, K.; Seki, K.; Sakamaki, K.; Harata, Y.; Sakaino, R.; et al. (2004): Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol*. 33(1): 51-9.
- Ashok, K. (2010): Clinical Orthodontics: current concepts, goals and mechanics. *Digital imaging in orthodontics*. Goswami, N. editors St Louis (MO): Elsevier Mosby; 2005. p. 92–105.
- Ayoub, A.F.; Xiao, Y.; Khambay, B.; Siebert, JP.; Hadley D. (2007): Towards building a photo-realistic virtual human face for craniomaxillofacial diagnosis and treatment planning. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 365: 423–428.
- Baba, R.; Konno, Y.; Ueda, K.; Ikeda, S.; (2002): Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph*. 26(3): 153-158.
- Baba, R.; Ueda, K.; Okabe, M.; (2004): Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 33(5): 258-290.
- Boone JM. (2001): Determination of the presampled MTF in computed tomography. *Med Phys*. 28:356-360.
- Calos, R.; Atkins, K.; and Stella J.P. (2007): Three-dimensional imaging for virtual assessment and treatment simulation in orthognathic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 19(3): 287–309.
- Cooke, M.S.; Wei, S.H. (1988): A summary five-factor cephalometric analysis based on natural head posture and the true horizontal. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 93(3):213-23.
- Curry, S.; Baumrind, S.; Carlson, S.; Beers, A.; Boyd R. (2001): Integrated three-dimensional craniofacial mapping at the craniofacial research instrumentation laboratory/university of the pacific. *Semin Orthod*. 74: 258–265.
- De vos, W.; Casselman, J.; Swennen G. (2009): Cone-beam computerized tomography (CNCT) imaging of the oral and maxillo-facial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 38:609.
- Drew, s. J. (2012). Practical application of virtual model surgery and splint fabrication for the orthognathic surgery patient. *Selected readings in oral and maxillofacial surgery*. 1–26.
- Ellis, E. I.; Tharanon, W.; and Gambrell, K. (2003): Accuracy of Face-bow Transfer. *J*

oral maxillofac surg 1–6.

- Gateno, J.; Xia, J.; Teichgraeber, J.F.; et al. (2003): The precision of computer-generated surgical splints. *J oral maxillofac surg.* 61:814.
- Gateno, J.; Xia, J.; Teichgraeber, J.F.; and Rosen, A. (2003). A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg*, 61(2), 222–227
- Gateno, J.; Xia, J.; Teichgraeber, J.F. (2011): New 3-dimensional cephalometric analysis for orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 69(3), 606–622
- Girod, S.; Keeve, E.; Girod, B.; (1995): Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D simulation and visualization. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 241 Part 2: 120–125
- Grayson, B.; Cutting, C.; Bookstein, F.L.; Kim, H.; McCarthy, J.G.; (1998): The three-dimensional cephalogram: Theory, technique, and clinical application. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 944: 327–337
- Guerrero, M.E.; Jacobs, R.; Loubele, M.; Schutyser, F.; Suetens, P.; van Steenberghe, D.; (2006): State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig.*10(1):1-7.
- Harrell, W.E.; Hatcher, D.C.; Bolt, R.L. (2003): In search of anatomic truth: 3-dimensional modeling and the future of orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 122:325–30.
- Hashimoto, K.; Arai, Y.; Iwai, K.; Araki, M.; Kawashima, S.; Terakado, M. (2003): A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 95(3):371-7.
- Hatchcock, J.T.; Stickle, R.L. (1993); Principles and concepts of computed tomography. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract.* 23:399 – 416.
- Hatcher, D. (1997): Maxillofacial imaging. In: McNeill C, editor. *Science and practice of occlusion.* Hanover Park (IL): Quintessence Publishing Co p. 349–64.
- Hirsch, E.; Graf, H.L.; Hemprich, A. (2003): Comparative investigation of image quality of three different X-ray procedures. *Dentomaxillofac Radiol.* 32: 201-211.
- Hsu, S.S.P.; Gateno, J.; Bell, R.B.; Hirsch, D.L.; Markiewicz, M.R.; Teichgraeber, J.F.; (2013). Accuracy of a Computer-Aided Surgical Simulation Protocol for Orthognathic Surgery: A Prospective Multicenter Study. *J Oral Maxillofac Surg.* 71(1): 128–142.
- Ip, H.; Yin, L. (1996): Constructing a 3D individualized head model from two orthogonal views. *The Visual Computer.* 125: 254–266.
- Jacobson R.L. (1994) Facial analysis in two and three dimensions. In: Jacobson A, editor. *Radiographic cephalometry: from basics to video imaging.* Hanover Park (IL): Quintessence Publishing Co. p. 273–94.
- Jacobson R.L. (2006) Three-dimensional cephalometry. In: Jacobson A, Jacobson RL, editors. *Radiographic cephalometry: from basics to 3-D imaging.* Hanover Park (IL) Quintessence Publishing Co. p. 249–66.

- Khambay, B.; Nebel, J.C.; Bowman, J.; Walker, F.; Hadley, D.M.; Ayoub, A. (2002): 3d stereophotogrammetric image superimposition onto 3D CT scan images: The future of orthognathic surgery. A pilot study. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 174: 331–341.
- Kobayashi, K.; Shimoda, S.; Nakagawa, Y.; Yamamoto, A. (2004): Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(2):228-31
- Loubele, M.; Jacobs, R.; Maes, F.; Denis, K.; White, S.; Coudyzer, W. (2008): Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 7(6): 309-18.
- Maal, T.J.J.; Plooij, J.M.; Rangel, F.A.; Mollemans, W.; Schutyser, F.A. C.; and Bergé, S.J. (2008): The accuracy of matching three-dimensional photographs with skin surfaces derived from cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg,* 37(7): 641–646
- Mah J.K.; Hatcher D. (2005): Craniofacial imaging in orthodontics. *Orthodontics: current principles and techniques.* In: Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KW, editors St Louis (MO): Elsevier Mosby; 2005. p. 71–100.
- McCormick, S.U.; and Drew, S.J. (2011): Virtual model surgery for efficient planning and surgical performance. *J Oral Maxillofac Surg,* 69(3), 638–644
- Meng, Y.; Shaw, C.C.; Liu, X.; Altunbas, M.C.; Wang, T.; Chen, L. (2006): Comparison of two detector systems for cone beam CT small animal imaging - a preliminary study. *Proc Soc Photo Opt Instrum Eng.* 2;6142
- Mori, Y.; Miyajima, T.; Minami, K.; Sakuda, M. (2001): An accurate three-dimensional cephalometric system: a solution for the correction of cephalic malpositioning. *J Orthod.* 28(2):143-9.
- Moshiri, M.; Scarfe, W.C.; Hilgers, M.L.; Scheetz, J.P.; Silveira, A.M.; Farman, A.G. (2007): Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 132(4):550-60.
- Mozzo, P.; Procacci, C.; Tacconi, A.; Martini, P.; Andreis, I.A. (1998): A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam techniques: preliminary results. *European Radiology* 8, 1558-1564.
- Noguchi, N.; Tsuji, M.; Shigematsu, M.; Goto, M. (2007): An orthognathic simulation system integrating teeth, jaw and face data using 3D cephalometry. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 36(7):640-5.
- Olszewski, R.; Zech, F.; Cosnard, G.; Nicolas, V.; Macq, B.; and Reychler, H. (2007): Three-dimensional computed tomography cephalometric craniofacial analysis: experimental validation in vitro. *International journal of oral & maxillofacial surgery.* 36(9): 828–833
- Patel, S.; Dawood, A.; Ford, T.P.; Whaites, E. (2007): The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J.* Oct; 40(10):818-30.
- Pinsky, H.M.; Dyda, S.; Pinsky, R.W.; Misch, K.A.; Sarment, D.P. (2006): Accuracy of

three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 35(6):410-6

- Polley, J.W.; Alvaro, F.A. (2013): Orthognathic positioning system: intraoperative system to transfer virtual surgical plan to operating field during orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 71(5): 911–920
- Quevedo, C. (2008): Validación de la Orientación Espacial de la Imagen Obtenida por la Tomografía Computada Cone Beam. Santiago, Chile, Universidad de Los Andes.
- Quevedo, L.; Jedes, G. (2004): Análisis Cefalométricos y Estéticos más Utilizados Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 11: 117-123
- Quevedo, L. (2000): Planejamiento de Tratamento em cirurgia ortognata. Editora Pancast. San Pablo Brasil
- Quevedo, L.A.; Ruiz, J.V.; and Quevedo, C.A. (2011): Using a clinical protocol for orthognathic surgery and assessing a 3-dimensional virtual approach: current therapy. *J Oral Maxillofac Surg.* 69(3): 623–637.
- Rydberg, J.; Liang, Y.; Teague, S.D. (2004): Fundamentals of multichannel CT. *Semin Musculoskelet Radiol.* 8(2):137-46.
- Scarfe, W.C.; Farman, A.G.; Sukovic, P. (2006): Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 72 (1):75-80.
- Schulze, D. (2004): Radiation exposure during midfacial imaging using 4-and 16-slice computed tomography, cone-beam computed tomography systems, and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 33(2):83-6
- Stokbro, K.; Aagaard, E.; Torkov, P.; Bell, R.B.; and Thygesen, T. (2014): Virtual planning in orthognathic surgery. *nt J Oral Maxillofac Surg.* 43(8): 957–965
- Swennen, G.R.; Barth, E.L.; Schutyser, F.; et al. (2004): Three- dimensional (3-D) cephalometry, the basics for virtual planning. *J Craniomaxillofac Surg.* 32:91–287.
- Swennen, G.R.; Schutyser, F.; Hausamen, J.E. (2006): Three- dimensional cephalometry: a color atlas and manual. Germany: Springer; 2006.
- Swennen, G.R.; Schutyser, F. (2006): Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130(3):410-6.
- Swennen, G.R.; Mollemans, W.; De clerq, C. (2009): A cone-beam ct triple scan procedure to obtain a three-dimensional augmented virtual skull model appropriate for orthognathic surgery planning. *J craniofac surg.* 20:297
- Swennen, G. (2014): Timing of three-dimensional virtual treatment planning of orthognathic surgery. *Oral and maxillofacial surgery clinics of NA.* 26(4), 475–485
- Swennen, G. R. J.; Barth, E.L.; Eulzer, C.; and Schutyser, F. (2007): 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(2), 146–152

- Swennen, G. R. J.; Mollemans, W.; and Schutyser, F. (2009): Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg.* 67(10): 2080–2092.
- Thrall, D.E. (2003): Manual de diagnostico radiológico veterinario. 4ta ed. Madrid España, Saunders. p. 28 – 34.
- Van Vlijmen, O.J.C.; Bergé, S.J.; Swennen, G.R.J.; Bronkhorst, E.M.; Katsaros, C.; and Kuijpers-Jagtman, A.M. (2009): Comparison of Cephalometric Radiographs Obtained From Cone-Beam Computed Tomography Scans and Conventional Radiographs. *J Oral Maxillofac Surg.* 67(1): 92–97.
- Van Vlijmen, O.J.C.; Maal, T.J.J.; Bronkhorst, E.M.; Katsaros, C.; and Kuijpers-Jagtman, A.M. (2009): A comparison between two- dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *European Journal of Oral Science.* 1–6.
- Varga, E.; Hammer, B.; Hardy, B. M.; and Kamer, I. (2013): The accuracy of three-dimensional model generation. What makes it accurate to be used for surgical planning? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 42(9), 1159–1166.
- Vig, P.S. (1991): Orthodontic controversies: their origins, consequences, and resolution. In: Melsen B, editor. *Current controversies in orthodontics.* Hanover Park (IL): Quintessence Publishing Co., Inc. p 41- 72
- Xia, J.; Wang, D.; Samman, N.; Yeung, R.W.; Tideman, H. (2000): Computer-assisted three-dimensional surgical planning and simulation: 3D color facial model generation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 29(1): 2-10.
- Xia, J.; Samman, N.; Yeung, R.W.; Wang, D.; Shen, S.G.; Ip, H.H.; Tideman, H. (2000): Computer-assisted three-dimensional surgical planing and simulation. 3D soft tissue planning and prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 29(4): 250-8
- Xia, J.; Gateno J.; Teichgraeber, J. (2009): New clinical protocol to evaluate craniomaxillofacial deformity and plan surgical correction. *J oral maxillofac surg.* 67: 2093
- Yajima, A.; Otonari-Yamamoto, M.; Sano, T.; Hayakawa, Y.; Otonari, T.; Tanabe, K.; (2006): Cone-beam CT (CB Throne) applied to dentomaxillofacial region. *Bull Tokyo Dent Coll.* 47(3):133-41.
- Zinser, M.J.; Sailer, H.F.; Ritter, I.; Braumann, B.; Maegele, M.; and Zöller, J.E. (2013): A paradigm shift in orthognathic surgery? A comparison of navigation, computer-aided designed/computer-aided manufactured splints, and “classic” intermaxillary splints to surgical transfer of virtual orthognathic planning. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 71(12): 2151