



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RECONSTRUCCIÓN QUIRÚRGICA MAXILAR Y
MANDIBULAR GUIADA POR MEDIO DE IMPRESORAS
3D.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

OSCAR URIK BARRERA GUERRA

TUTORA: Esp. CLAUDIA MAYA GONZÁLEZ MARTÍNEZ

ASESOR: Esp. RICARDO MICHIGAN ITO MEDINA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Mi mayor agradecimiento a mi madre **Ana Guerra Gómez** por ser el principal pilar en mi vida, por su apoyo y amor incondicional, por ayudarme en mi desarrollo personal y profesional, por ser la mamá perfecta y siempre estar a mi lado.

A mi padre **David Oscar Barrera Ambríz** por su cariño, sus enseñanzas y su gran apoyo en mi vida académica.

A mi tía **Adriana Guerra Gómez**, que más que mi tía ha sido como mi segunda madre ya que me ha apoyado en muchos aspectos de mi vida personal y profesional.

A mis abuelos **Elena y David** por ser un ejemplo de trabajo y de amor, gracias por todos sus cuidados y buenos consejos.

A mis tíos **Yolanda y Antonio**, que para mí han sido como mis abuelos, gracias por su cariño, sus cuidados y sus enseñanzas.

Al **C.D. Rafael Ávila Ramírez**, por ser una gran inspiración durante mi formación profesional, gracias por todo el apoyo incondicional desde antes de ingresar a la carrera, por inculcarme valores dentro del consultorio dental, por compartir sus conocimientos teóricos y prácticos.

A mis primos **Luz María, Esperanza, Gisela, Isabel, Eduardo, Antonio, Yolanda y Alberto**, que para mí son como mis hermanos y juntos formamos una gran familia, gracias por su cariño y su ayuda en todo momento.

A mi amigo y hermano **Alfredo Ignacio Cisneros Romero** por su amistad, su apoyo incondicional, sus consejos de vida, por tantos momentos felices y tristes que hemos compartido.

A los manos del 007 Toño, Rodrigo, Sobrino y Juan Carlos gracias por su amistad, ya que con ustedes compartí risas, fútbol y muchos momentos divertidos.

A mis amigas Florencia, Betty, Karelía, Diana y Yulí por su apoyo, buenos consejos, valiosa amistad y tantos buenos momentos juntos.

A la C.D. Graciela Escalante Olvera por permitirme trabajar a su lado, por todo su apoyo y sus consejos para crecer en mi vida personal y laboral.

A mi adorada Universidad Nacional Autónoma de México, ya que es un orgullo pertenecer a esta institución que siempre está a la vanguardia y al nivel de las mejores universidades en el mundo.

A la Facultad de Odontología y a mis profesoras y profesores, ya que de todos ellos aprendí lo mejor, adquirí conocimientos para el área teórica y habilidades para el área clínica.

A Dios por permitirme llegar hasta esta etapa de mi vida, por cuidarme y por darme tantas bendiciones.

“Por mi raza hablará el espíritu”

José Vasconcelos

Agradezco a mi tutora, la Esp. Claudia Maya González Martínez por su tiempo, apoyo y ayuda en la realización de este trabajo, así como por su compromiso en la Facultad de Odontología, U.N.A.M.

Agradezco al Esp. Ricardo Michigán Ito Medina por su tiempo y compromiso en la Facultad de Odontología, U.N.A.M.

Agradezco al Esp. Alejandro Benavides Ríos, por su tiempo, apoyo, gran ayuda en la realización de este trabajo y compromiso en el Departamento de Prótesis Maxilofacial de la DEPEI (División de Estudios de Posgrado e Investigación) de la Facultad de Odontología, U.N.A.M.

Agradezco a la Esp. Luz del Carmen González García por su tiempo, apoyo y dedicación durante el seminario de titulación.

Agradezco al Esp. Vicente René González Cardín por su tiempo, apoyo en la realización de este trabajo, por su gran labor humana como jefe del Departamento de Prótesis Maxilofacial en el INCAN (Instituto Nacional de Cancerología) y ser un excelente profesional de la salud.

Agradezco al Esp. Bernardo Rivas León, por su tiempo y ayuda en la realización de este trabajo, así como su compromiso en el INCAN (Instituto Nacional de Cancerología).

Agradezco al Esp. Carlos Juan Liceága Escalera, por su tiempo, amabilidad, apoyo y atenciones brindadas, así como por su compromiso y grandiosa labor como jefe del Departamento de Cirugía Oral y Maxilofacial en el Hospital Juárez de México, además de ser un excelente profesional de la salud.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	7
1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS	8
1.1 Historia General de la Tecnología 3D	9
1.2 Visualización	13
1.3 Construcción de modelos	15
1.3.1 Máquina de fresado	17
1.3.2 Materiales de modelado	18
1.4 Limitaciones y aplicaciones potenciales	21
1.5 Aplicaciones en Cirugía Oral y Maxilofacial	23
1.5.1 Ejemplo de simulación de cirugía ortognática	26
2. ESTUDIOS IMAGENOLÓGICOS	33
2.1 Historia general de la tomografía	33
2.2 Tomografía Computarizada (TC)	36
2.2.1 Plano Coronal	39
2.2.2 Plano Sagital	40
2.2.3 Plano Axial	41
2.3 Tomografía Computarizada Cone-Beam (TCCB)	41
2.3.1 Formación de la imagen digital	44
2.3.2 Tomógrafo NewTom VGi	48
3. SOFTWARES DE RECONSTRUCCIÓN 3D	49
3.1 InVesalius	50
3.2 OnDemand3D™	51
3.3 Materialise	52
3.3.1 Mimics	52
3.3.2 3-matic	53
3.3.3 PROPLAN CMF	54
4. TIPOS DE IMPRESORAS 3D	55

4.1 Estereolitografía (SLA)	57
4.2 Modelado por multi-inyección (MJM)	57
4.3 Sinterización selectiva por láser (SLS)	58
4.4 Técnica de inyección de líquido aglutinante (BJT)	58
4.5 Modelado por deposición fundida (FDM)	59
5. APLICACIONES ACTUALES EN CIRUGÍA ORAL Y MAXILOFACIAL	61
5.1 Educación	61
5.2 Planeación preoperatoria	64
5.3 Guía intraoperatoria	65
5.4 Prótesis personalizada	65
6. RECONSTRUCCIÓN QUIRÚRGICA	66
6.1 Cirugía ortognática	66
6.2 Trauma maxilofacial	67
6.2.1 Manejo de trauma por impacto de bala en tejidos duros	67
6.3 Deformidades craneofaciales	69
6.4 Cirugía estética	71
6.4.1 Implantes en el tercio medio	71
6.4.2 Genioplastía	73
6.5 Sustitución total de la articulación temporomandibular	74
6.6 Cirugía oncogénica	77
7. CASO CLÍNICO	79
7.1 Ameloblastoma uniuquístico	79
CONCLUSIONES	84
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
BIBLIOGRAFÍA IMÁGENES	88
BIBLIOGRAFÍA TABLAS	90



INTRODUCCIÓN

El maxilar y la mandíbula juegan un papel determinante en la función y apariencia del tercio medio e inferior de la cara. El maxilar forma el soporte estructural entre la base de cráneo y el plano oclusal. Resiste las fuerzas de la masticación, ancla la dentición, separa la cavidad oral de las nasales, soporta el globo ocular y la cara. La mandíbula es responsable de la armonía facial, la masticación, el habla, la deglución, la base de soporte de la lengua y función de la vía aérea. La pérdida de la continuidad de alguno de los dos ya sea por la excisión de alguna patología o algún tipo de trauma facial tiene consecuencias funcionales y estéticas.

Hoy en día existen nuevas y mejores herramientas de diagnóstico para el área médica y especialmente en el área quirúrgica, como el uso de la TCCB, los softwares de reconstrucción 3D y la impresión 3D, también conocida como prototipado rápido o fabricación aditiva, que es usada en la industria para la fabricación de modelos a partir de un diseño asistido por computadora. Los primeros en hacer uso en la práctica clínica han abrazado la imagen guiada y los biomodelos 3D impresos por su capacidad para proporcionar un ajuste preoperatorio del material de reconstrucción y una apreciación superior en relación visión-espacio entre estructuras anatómicas, optimizando el tiempo quirúrgico, favoreciendo la planeación y el tratamiento. Sin embargo, muchos clínicos han cuestionado si la relación costo-beneficio justifica su uso continuo. El costo y el tamaño de las impresoras 3D han disminuido rápidamente en la última década en paralelo con la expiración de las patentes de las impresoras y conforme avanza la tecnología se vuelven más accesibles y son de gran utilidad para fines educativos, en diagnóstico, así como planeación preoperatoria, por ejemplo de guía intraoperatoria y para crear prótesis personalizadas.



1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

La Cirugía Oral y Maxilofacial debía cumplir con altos estándares tanto para la rehabilitación de la función y estética. Esto era especialmente cierto para los procedimientos quirúrgicos que implicaban la remodelación a gran escala, la eliminación, o la reconstrucción de tejido. En consecuencia, una fase de planificación y preparación preoperatoria minuciosa era imprescindible para el éxito quirúrgico.¹

La Cirugía Oral y Maxilofacial ha necesitado mucho tiempo de una metodología para la definición exacta de la tercera dimensión. La introducción de la tomografía asistida por computadora en los 70's, proporcionó a los cirujanos múltiples mapas bidimensionales de la información, que ellos mismos tuvieron que conceptualizar en una tercera dimensión. La llegada tarde de la suma de información de esos datos permitió mostrar una vista en perspectiva de la tercera dimensión en un monitor.¹

La TC y, en algunos casos, datos de imagen por resonancia magnética (IRM) junto con el refinamiento analítico proporcionado por la suma de contorno, visualización, fabricación del modelo, y la planificación quirúrgica permitieron una amplia planeación metódica preoperatoria. Además, los modelos tridimensionales de las estructuras óseas podían estar disponibles para la planificación y la realización de procedimientos quirúrgicos en cabeza y cuello. Esos modelos, que podían ser fresados a partir de una variedad de materiales, permitieron a los cirujanos la oportunidad de estudiar las estructuras óseas de un paciente fuera del cuerpo y manipular sus formas según era necesario para conseguir un resultado deseado. Los modelos permitían la medición de las estructuras, la prueba de técnicas de osteotomía



y resección, y la planificación completa para casi todos los tipos de Cirugía Oral y Maxilofacial.¹

Además de la utilidad para la cirugía preprotésica y cirugía de tumores, el modelado tridimensional ayudaba en la corrección quirúrgica de la maloclusión y deformidades congénitas. En traumatología, sin embargo; su aplicación en atención primaria era limitada por falta de tiempo. El futuro potencial del modelado justificaba el continuo gasto de mano de obra y los costos en la fabricación de los modelos para la planificación quirúrgica tridimensional, estos avances acortarían el tiempo necesario para los procedimientos quirúrgicos en Cirugía Oral y Maxilofacial.¹

1.1 Historia General de la Tecnología 3D

Hasta principios de 1970, los cirujanos dependían principalmente de la radiografía de diagnóstico, ya sea en forma de radiografías de suma o tomógrafos que se produjeron en dos planos diferentes. Al estar en sólo dos dimensiones, las imágenes producidas con estas técnicas estuvieron alejadas de una verdadera representación espacial del espacio quirúrgico. La introducción y el desarrollo continuo del tomógrafo asistido por computadora (Hounsfield 1973, Glenn y cols. 1975) condujeron a un rápido aumento de la información para los diversos planos. La conceptualización de la tercera dimensión, sin embargo, continuó siendo un problema grave. Pape y cols. (1977) desarrollaron un dispositivo para medir la simetría de la parte central de la cara humana: los datos se representaron gráficamente en curvas de perfil en dos dimensiones por medio de un trazador automático. Fritzeimer (1981) midió ópticamente el relieve facial con una rejilla proyectada con el fin de documentar el desarrollo del estado inicial y cambios en los contornos faciales. Kawano (1987) propuso el uso de la topografía Moiré para la morfometría facial tridimensional, usando fotografías del paciente tomadas



de diferentes direcciones como una línea de base. Kobayashi y cols. (1990) desarrollaron un sistema similar para un análisis tridimensional de la morfología facial antes y después de la cirugía ortognática.¹

Speculand y cols. (1984) utilizaron una "pinza halo" para facilitar el posicionamiento preciso tridimensional de los segmentos durante la cirugía. En traumatología, Hoffmeister y cols. (1982) trataron de determinar la tercera dimensión de la osteosíntesis mandibular con base en estudios de cadáveres.¹

La necesidad de una representación o reconstrucción de la tercera dimensión había sido reconocida desde hace mucho tiempo en otros campos. Mittermayer y Niederdellmann (1979), Kanz y cols. (1980) y Baumann y cols. (1990) estudiaron la viabilidad de utilizar una secuencia de secciones histológicas para producir verdaderas réplicas tridimensionales de las estructuras internas del cuerpo. Scharfetter y cols. (1986) reconstruyeron un fibroma osificante juvenil con modelos de cartón y de resina para determinar, además del estado histológico, el patrón de crecimiento y el comportamiento biológico del tumor.¹

La detección precoz de enfermedades de tejidos y órganos también requería de nuevas técnicas para facilitar el diagnóstico preciso, incluso en las etapas iniciales de la enfermedad. Esas técnicas se hicieron factibles como dispositivos de imagen haciéndose más sensibles. Con la TC, la ecografía de ultrasonido y la IRM, se desarrollaron una variedad de técnicas de imagen capaces de proporcionar los datos cuantitativos necesarios para el diagnóstico. El deseo de obtener una vista tridimensional de las estructuras anatómicas con la ayuda de estas tecnologías requería que los datos precisos sobre la superficie relevante para el objeto a ser fotografiado estuvieran disponibles. Esa información, por ejemplo, se podría encontrar en

una secuencia de TC; sin embargo, la información se distribuía en una multitud de cortes. Con la ayuda de la interpretación mejorada de la imagen electrónica, Liu (1977), Artzy (1979), y más tarde Steinhäuser y cols. (1987) tuvieron éxito en el filtrado de los datos específicos de la superficie deseada y en la visualización de una vista en perspectiva tridimensional de un objeto en un monitor. Métodos por imágenes visuales se perfeccionaron aún más por Hemmy y cols. (1983) y Vannier y cols. (1984). El tono gris de imágenes codificadas fue mejorado por Chen y cols. (1985), Gillespie y Isherwood (1986) y Gillespie y cols. (1987). Cutting y cols. (1986) tomaron ese trabajo un paso más allá con un informe sobre las experiencias con la planificación quirúrgica con la ayuda de imágenes de computadora. Aunque se mencionaron modelos tridimensionales (3D), su aplicación práctica estaba limitada por problemas técnicos.¹

Se hizo evidente que las condiciones espaciales podrían ser verdaderamente entendidas sólo con un modelo tridimensional. Brix y cols. (1985) introdujeron un procedimiento para controlar una máquina de fresado que permitió la conformación tridimensional de piezas de espuma de poliestireno. Tales modelos se fabricaron como moldes negativos y utilizados en radioterapia para técnicas de compensación, como observamos en la imagen 1.¹



Imagen 1. Molde negativo (Styrodur).¹

Los primeros moldes positivos fueron fresados siguiendo la visualización del monitor, como se observa en la imagen 2.¹



Imagen 2. Visualización temprana 3D en monitor de interpretación de TC.¹¹

Y fueron esculpidos utilizando filamentos de alambre caliente, como se observa en la imagen 3.¹

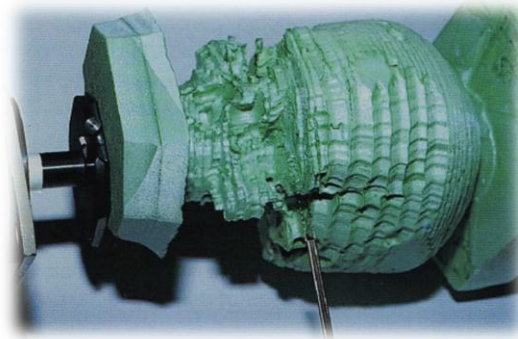


Imagen 3. Modelado de un modelo 3D de cráneo.¹¹

Los resultados no fueron prometedores, como se observa en la imagen 4.¹

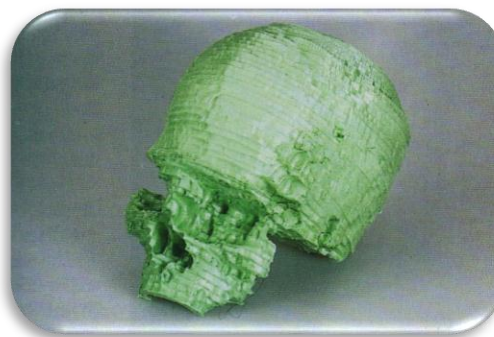


Imagen 4. Primer modelo 3D de cráneo.¹¹

El desarrollo de una nueva máquina de múltiple eje de fresado y la aplicación de un programa de control mejorado (Kliegis y cols. 1988) permitieron fabricar modelos anatómicos individuales completos, como los huesos tubulares de pacientes, observables en las imágenes 5 y 6.¹



Imagen 5. Visualización en el monitor de húmero.¹ⁱ



Imagen 6. Modelo de húmero fresado en Styrodur.¹ⁱ

Brix y Lambrecht (1987) informaron por primera vez de la fabricación de los modelos de cráneo individuales basados en datos de la TC. Con esas novedades, los modelos 3D de las estructuras óseas estuvieron disponibles para el clínico.¹

1.2 Visualización

Vistas en perspectiva generadas por computadora podían ofrecer al clínico una visualización espacial aproximada de la tercera dimensión de las estructuras esqueléticas.¹

Especialmente en el caso de fracturas complejas de la parte facial del cráneo, ese método podía ser una ayuda importante en la planificación de la



terapia reconstructiva (Grood y cols. 1987). Hirschfelder y cols. (1989) utilizaron un monitor de computadora para reconstruir tridimensionalmente las superficies de las estructuras óseas en las regiones que prohibían el acceso radiográfico. Ciertas asimetrías congénitas, tales como la microsomía hemifacial u otras anomalías craneofaciales eran indicaciones estándar para el procesamiento tridimensional utilizando datos de la TC (Ono y cols. 1989, Matsuno y cols. 1990, Whyte y cols. 1990, Strong y cols. 1990).¹

En 1985, Arridge y cols. discutieron la posibilidad de utilizar el diseño asistido por computadora (CAD) como una herramienta para la planificación y simulación en la cirugía facial reconstructiva. Ese método estaba basado en la adquisición de datos usando un láser en combinación con una cámara de TV. Bhatia y Sowray (1984) y Walters (1986) utilizaron programas de planificación bidimensional para la cirugía ortognática. Hunt y Rudge (1984) combinaron un programa de este tipo con la superposición de fotografías. Haskell y cols. (1986) "modelaron" en un monitor interpretando datos bidimensionales. Imhof (1989) propuso una conversión temporal de imágenes de alambre para la visualización esquemática y procesamiento. De acuerdo con Katagiri y cols. (1987), la TC ofrecía la oportunidad de analizar la estructura tridimensional a través de las exploraciones en serie para el diagnóstico de defectos óseos alveolares, así como con los implantes (Schwarz y cols. 1987).¹

Con todas esas técnicas el/la cirujano fue relegado al papel pasivo de un observador limitado por su capacidad conceptual. Sólo a través de la imagen puramente visual en la pantalla de la computadora podría él/ella obtener una impresión de las condiciones del sitio de la cirugía.¹

Los acontecimientos más recientes de esa época, como la cirugía estereotáctica controlada por la TC para el diagnóstico y tratamiento de



enfermedades neuroquirúrgicas (Schachenwald y cols. 1990), hicieron uso de la tecnología de tres dimensiones en forma de cirugía asistida por computadora (CAS). Representaron un intento de hacer que el conocimiento de los datos tridimensionales estuvieran a disposición de el/la cirujano para su uso durante un procedimiento quirúrgico (Adams y cols. 1990).¹

Los rápidos avances en la tecnología de chips hicieron posible implementar sistemas informáticos capaces de procesar problemas altamente diferenciados dentro del sistema CAD en tres dimensiones, mientras era utilizado sólo un mínimo de memoria (Pomaska 1987, Seldon 1991).¹

Información de datos multidimensionales se especificó y estandarizó a través del Colegio Americano de Radiología (Udupa y cols. 1992).¹

Jalass (1992) visualizó los datos de IRM, y Sohn y cols. (1989) informaron sobre la posible aplicabilidad de las imágenes de ultrasonido tridimensionales. De hecho, sin excepción, todas las bases de datos bidimensionales eran fuentes viables para el desarrollo de una representación visual de la tercera dimensión en perspectiva.¹

1.3 Construcción de modelos

La reproducción física de estructuras visualizadas en un monitor fue propuesta independientemente por investigaciones en Alemania (Brix y cols. 1985, Brix and Lambrecht 1987, Kliegis y cols. 1988 y 1990) y en los Estados Unidos (Woolson y cols. y Pate y cols. 1986), todo empezó con la misma idea básica: producir modelos en tercera dimensión replicando las estructuras corporales individuales de los pacientes.¹



Si bien las investigaciones alemanas se concentraron en un proceso de fresado directo desde el principio (Brix 1981) para satisfacer las necesidades de la radioterapia, investigadores americanos (Donlon y cols. 1988, Catone 1988, Guyuron y Ross 1989) persiguieron el concepto de una fabricación del modelo de dos etapas. En este proceso, una fresadora de tres ejes se utilizó para fresar dos negativos de media concha hecha de cera, que cuando se unían, formaban un molde de colado hueco. En una segunda etapa este molde se llenaba con una resina líquida. Después del curado, la cera se retiraba para revelar el modelo de resina acabado. Una comparación de los dos procesos muestra que los residuos del fresado directo son de más alta calidad en el material de modelado.¹

En 1985, Mildenstein y cols. y Giebel y cols. introdujeron un tercer proceso para la fabricación de modelos. Datos de la TC se transfirieron a un cortador láser controlado por computadora, que produjo una serie de cortes. Luego los cortes fueron pegados entre sí y los pasos resultantes fueron un terminado mecánico del modelo.¹

Otros métodos incluyeron uno propuesto por Aldinger y cols. 1984, Aldinger y Weigert 1991, que se centraba en la fabricación de endoprótesis de cadera. Un desarrollo adicional de la tecnología láser era la estereolitografía, en el que la resina líquida era polimerizada capa por capa con un láser UV. La capa polimerizada se sumergía electromecánicamente en un monómero líquido que, a su vez, era polimerizado por el láser, dirigido por una computadora programada. Las repeticiones de este proceso con el tiempo producían el modelo (Ghezal y Stucki 1992).¹

Los primeros informes exploraron la idoneidad de este método para la simulación quirúrgica y la fabricación de implantes (Palser y cols. 1990,

Mankovich y cols.1990, Klein y cols.1992, Stoker y cols.1992, Schmitz y Erbe 1992).^{1, 2}

1.3.1 Máquina de fresado

El cálculo de los datos de fresado y el fresado de los modelos eran procesos separados tanto en términos de tiempo y espacio. Mediante el uso de un espacio de trabajo separado para el fresado de los modelos, el nivel de ruido se redujo y se evitó una contaminación de la zona de computadoras. El modelo se fabricó con una máquina de fresado CNC, como la podemos observar en la imagen 7.¹

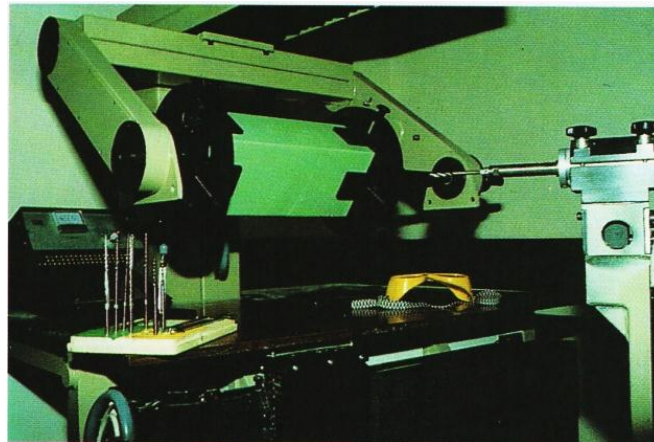


Imagen 7. Máquina de fresado.¹ⁱ

La máquina consistía en una estructura en forma de tabla con una superficie de trabajo hecha de madera dura. Por encima de la superficie de trabajo estaba el brazo principal, con una platina en movimiento suspendida de su parte inferior. Una canasta de trabajo era capaz de sostener piezas de diferentes tamaños, por medio de placas de sujeción intercambiables que se unían a la platina. El cabezal de fresado era movido por medio de engranajes, como observamos en la imagen 8.¹

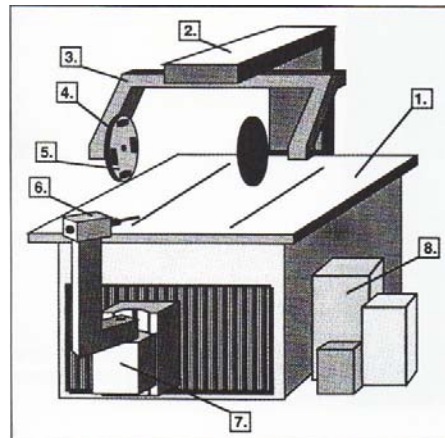


Imagen 8. Partes de la máquina de fresado: 1=superficie de trabajo; 2=brazo principal; 3=platina; 4=canasta de trabajo; 5= pieza de trabajo; 6=cabeza de fresado; 7=engranaje; 8=material de modelado.¹¹

El sistema fue diseñado para operaciones de fresado con cinco grados de libertad. En ejes X e Y, la herramienta de fresado era capaz de movimientos de traslación (I + II), y se hacía girar en un plano horizontal (IV). La canasta de la pieza de trabajo se movía de forma lineal en el eje Z (III) y podría girar 360 grados con un paso definido por el valor cero (V), como se observa en la imagen 9.¹

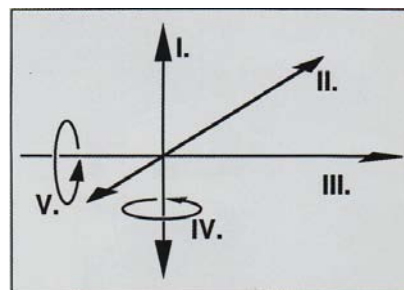


Imagen 9. Direcciones de movimiento de la maquina.¹¹

1.3.2 Materiales de modelado

Los materiales adecuados para la fabricación del modelo tuvieron que cumplir con los siguientes requisitos:

1. Poder ser cortado al tamaño adecuado para el fin previsto



2. Viscoelasticidad aceptable
3. Forma estable y vida útil indefinida
4. Estructura interna densa
5. Dureza comparable al hueso
6. Resistente al calor y a los disolventes
7. Esterilizable
8. Color similar al hueso.¹

Cuanto mayor era el peso volumétrico (es decir, densidad) del material,

- Cuanto más estable sea el modelo de fresado
- Lo más fino de las estructuras que se puedan fresar
- Cuanto más precisa sea la superficie del modelo
- El menor desgaste de la superficie del modelo
- Cuanto menor sea el riesgo de daño
- Cuanto más lenta la velocidad de corte durante el proceso de fresado
- Cuanto antes la herramienta de corte se inactive
- Cuanto mayor es el peligro de fractura herramienta.¹

Dos materiales de espuma tenían propiedades y características de procesamiento que los hacían aptos para la fabricación de modelos: Styrodur y Poliuretano 200.¹

Styrodur 5000 S era un material de espuma dura de poliestireno verde, observable en la imagen 10. Estaba disponible en paneles con un espesor de 8 cm, que podían ser pegados entre sí con un adhesivo de dos componentes de resina epóxica para formar bloques más grandes. Debido a su bajo peso volumétrico, 50 Kg/m³, ese material también era adecuado para los modelos de piezas más grandes del esqueleto (por ejemplo, el cráneo y la pelvis).¹

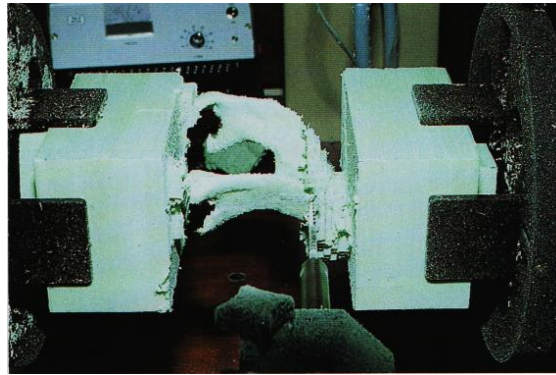


Imagen 10. Pieza de trabajo, Styrodur 5000 S.¹ⁱ

Una desventaja que tenía era que el material tendía a sobrecalentarse de vez en cuando, llevando el modelo a imprecisiones de medida variada, observable en la imagen 11.¹

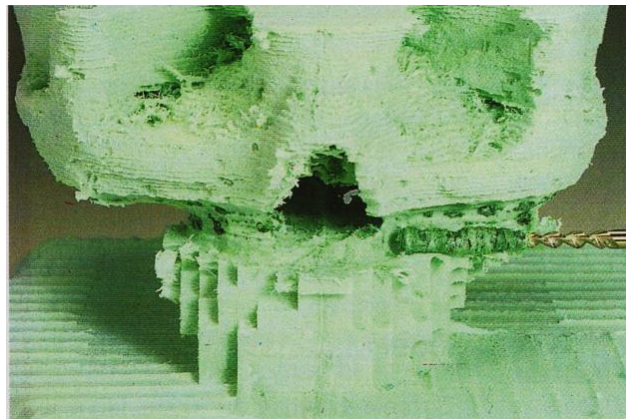


Imagen 11. Sobrecalentamiento del modelo.¹ⁱ

La espuma de poliuretano de celda cerrada no porosa tenía un peso volumétrico de 200 kg/m^3 , que podemos observar en la imagen 12. Se presentaba en paneles con un espesor de 10 cm y se distinguía por su color amarillo pálido y gran fuerza. Una espuma de uretano, también amarilla, servía como adhesivo. Con la ayuda de un agente tixotrópico, se convertía en una espuma para evitar la formación de estructuras cristalinas.¹

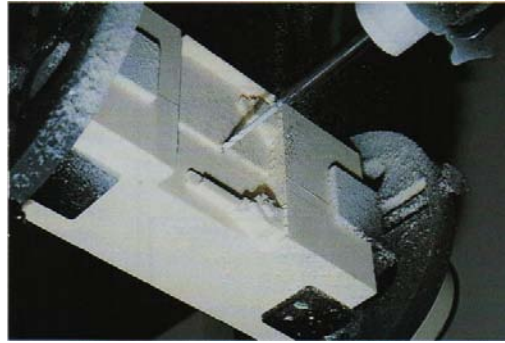


Imagen 12. Pieza de trabajo de Poliuretano 200.¹ⁱ

Dado que la preparación de las piezas de trabajo siempre requería de pegar al menos dos paneles de 10 cm, ese tipo de capa adhesiva, que tenía las mismas propiedades físicas que el material de la pieza, no interfería con el proceso de fresado.¹

Cuando se manipulaba la superficie de la espuma de poliuretano y era pulida, producía un polvo de arena. Se optaba por sellar la superficie del modelo con un esmalte aerosol transparente y resistente al calor. El material se podía esterilizar por esterilización con gas.¹

1.4 Limitaciones y aplicaciones potenciales

La fabricación de modelos tridimensionales seguía requiriendo de procesamiento de datos de gran volumen y extenso trabajo en sistemas operativos. Además, el proceso de fresado requería supervisión constante en sus etapas iniciales. Debido a la naturaleza intensiva de trabajo del proceso, no era posible la aplicación rutinaria en procedimientos quirúrgicos terapéuticos graves, los beneficios de la fabricación de modelos tridimensionales se veían comprometidos por el gasto de los equipos y su mantenimiento. Sin embargo, la utilización interdisciplinaria debería hacer la técnica más rentable.¹



Por último, la exposición a la radiación de una TC era un factor limitante en la decisión de construir y utilizar un modelo 3D. En su experiencia la TC para la planificación quirúrgica en la región facial central y mandibular debería excluir la región orbital sensible a la radiación.¹

Esto, sin embargo, sólo era válido para los problemas sagitales. Asimetrías transversales y anomalías craneofaciales siempre requerían réplicas de toda la estructura del esqueleto de la cabeza, para determinar el correcto plano sagital, transversal y horizontal.¹

Los datos de la IRM eran de valor algo limitado para el contorno de las estructuras esqueléticas (Jalass 1992). El contorno aproximado de tejido blando adyacente y el nuevo desarrollo de métodos de sustracción se espera que mejoren en el futuro. El uso de los datos de información básica de la IRM también tendrá una influencia sobre la utilidad del modelo de fabricación en disciplinas relacionadas. Ya era posible producir modelos tridimensionales del cerebro, el hígado o corazón (Jalass 1992).¹

Cuantificaciones volumétricas de los volúmenes ventriculares intracraneales y de seguimiento después de la cirugía craneofacial se realizaron en 1987 por Dufresne y cols. En 1990, Höne y cols. y Tiede y cols. dieron acceso a nuevas dimensiones con un algoritmo especial: corte por corte y las estructuras internas del cuerpo podrían ser sustraídas o añadidas. Con la adquisición de datos de IRM, eran posibles exámenes de este tipo en cualquier momento y sin exposición a la radiación.¹

En cuanto a la precisión de los modelos, Lill y cols. (1991) y Solar y cols. (1992) demostraron que el poliuretano con una precisión de 1,6 mm promedio era superior al Styrodur con una precisión media de 2,1 mm. La



distorsión total del modelo de poliuretano a partir de las dimensiones del cráneo original era de 1,8% (Solar y cols. 1990).¹

La conversión de los datos en tres dimensiones seguía siendo algo insatisfactorio en la zona oclusal. Se insertaban los modelos de yeso obtenidos con la ayuda de materiales de impresión en los modelos de espuma de poliestireno con ayuda de un arco facial. En el campo de la ciencia de los materiales, Kinney y cols. (1988) desarrollaron un proceso de TC tridimensional con el objetivo de una resolución de un micrómetro. En este sentido, las tecnologías asistidas por computadora (Stoll y Stachniss 1990) ofrecerán en el futuro una precisión hasta ahora inimaginable.¹

Dütching (1988) llevó a cabo el desarrollo de modelos de pronóstico para el crecimiento tridimensional de tumores. Su objetivo final era diseñar una terapia óptima con la ayuda de la experimentación en computadora. Se estaba tratando de llevar la forma de modelo más cercano a la realidad con imágenes de TC.¹

Lewin y cols. (1990) además utilizando reconstrucciones tridimensionales al examinar momias Egipcias, destacó al igual que Hildeboldt y cols. (1990), el valor de este nuevo método no invasivo en la antropología. Kreiborg et al. (1993) encontraron resultados muy satisfactorios en el análisis tridimensional comparativo de la base de bóveda craneal y el cráneo en pacientes con síndrome de Apert y enfermedad de Crouzon.¹

1.5 Aplicaciones en Cirugía Oral y Maxilofacial

En ese entonces era posible fresar modelos a partir de materiales, tales como resina (Brix y Lambrecht 1987, Brix y cols.1988, Lambrecht y cols. 1989, Zenker y cols. 1990) o metal (Niederdelmann y cols. 1988).¹



La fabricación real de los modelos se realizaba en el centro de procesado con una fresadora de cinco ejes. Eso permitió una fabricación directa de modelos de cualquier material adecuado (Kliegis y cols. 1988). Esto también les dio la capacidad para probar nuevos materiales de alta calidad para el modelado en el futuro. Implantes personalizados por medio de fresado se realizarán con biomateriales alotrópicos (Schmitz y cols. 1990). Resultados que son más precisos que los descritos por Waite y Matukas (1986) se pueden esperar para la planificación y el resultado de los procedimientos quirúrgicos.¹

Modelos tridimensionales ofrecerán oportunidades únicas para estudiar y manipular las estructuras óseas fuera del cuerpo (Zinreich y cols. 1988). La reproducción completa de las condiciones espaciales inherentes a la técnica también ofrecerá la oportunidad de tomar las medidas de un modelo mandibular (Kursunoglu y cols. 1986), para crear prótesis de forma personalizada de implantes maxilares o mandibulares (Rhodes y cols. 1987, Ono y cols. 1993, Rose y cols. 1993), y para poner a prueba los procedimientos de osteotomía y resecciones planificadas (Guyuron y Ross, 1989). Para la reconstrucción de defectos óseos, la cantidad necesaria de material de injerto se podría determinar antes de la cirugía usando un modelado tridimensional (Toth y cols. 1988).¹

La planificación de ciertos procedimientos en la intervención quirúrgica previa (Kreush y Lambrecht 1992) era posible con la ayuda de la fabricación de un modelo individual, como es la preparación prequirúrgica en reconstrucciones primarias tras la cirugía de tumores (Hoffmeister y Lambrecht 1990). La simulación quirúrgica en una cirugía esquelético facial (Lambrecht y Brix 1990) y en cirugía ortognática (Lambrecht y Brix 1989 y 1990) o cirugía craneofacial (Lambrecht y Brix 1990, Zonneveld y Van der Dussen 1992, Kärcher 1992, Yab y cols. 1993) se había demostrado.¹



La planificación de procedimientos quirúrgicos con la ayuda de un modelo tenía una ventaja principal, en que las condiciones quirúrgicas se podían simular en un entorno que reproducía estrechamente las condiciones reales. Por lo tanto, la estrategia quirúrgica podía ser desarrollada sobre la base de una visión clara de la zona quirúrgica. Esto ayudaba a reducir el tiempo necesario para completar el procedimiento en sí y, por consiguiente, el período de anestesia, y se reducía el riesgo de la infección en el paciente (Lambrecht y Brix 1989). Además, el modelo era muy útil para explicar el procedimiento quirúrgico planeado para el paciente.¹

Los modelos tridimensionales eran ideales para una demostración práctica de los procedimientos quirúrgicos (Frohberg y Haase 1993) en la formación básica y avanzada del personal quirúrgico (Ellis 1990), y para probar incisiones óseas planificadas.¹

Las características útiles de modelos tridimensionales en base a datos de la TC y la IRM los hacían muy adecuados para su aplicación en casi todos los tipos de Cirugía Oral y Maxilofacial. Además de comprobar la validez de la cirugía por cáncer y cirugía preprotésica, esto incluía la terapia de las deformidades maxilomandibulares y la corrección quirúrgica de la maloclusión.¹

El enorme potencial y las ventajas de la tecnología justificaban la corriente labor intensiva y el alto costo de fabricación de modelos. Finalmente, los continuos avances en el desarrollo de la computación y programas más rápidos (Ono y cols. 1992, Kageyama y cols. 1992, Kimura y Koga 1993) reducirán aún más el tiempo y el costo necesarios para la fabricación de modelos.¹

1.5.1 Ejemplo de simulación de cirugía ortognática

Este caso corresponde a un paciente con una maloclusión clase III. La terapia implicaba un proceso quirúrgico bimaxilar que estableciera la correcta oclusión con el movimiento hacia adelante del maxilar y la mandíbula hacia atrás. No había asimetrías laterales, como se observa en las imágenes 13-40.¹



Imagen 13. Fotografía frontal, antes de la cirugía.¹¹

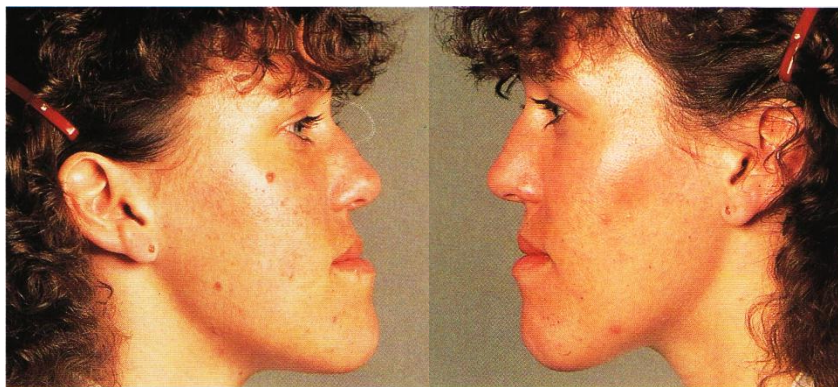


Imagen 14 y 15. Fotografía lateral derecha e izquierda antes de la cirugía.¹¹



Imagen 16. Oclusión preoperatoria (vista frontal).¹¹



Imagen 17 y 18. Oclusión preoperatoria (vista lateral derecha e izquierda).¹¹



Imagen 19. Situación preoperatoria después del tratamiento de ortodoncia.¹¹



Imagen 20 y 21. Situación preoperatoria después del tratamiento de ortodoncia.¹¹

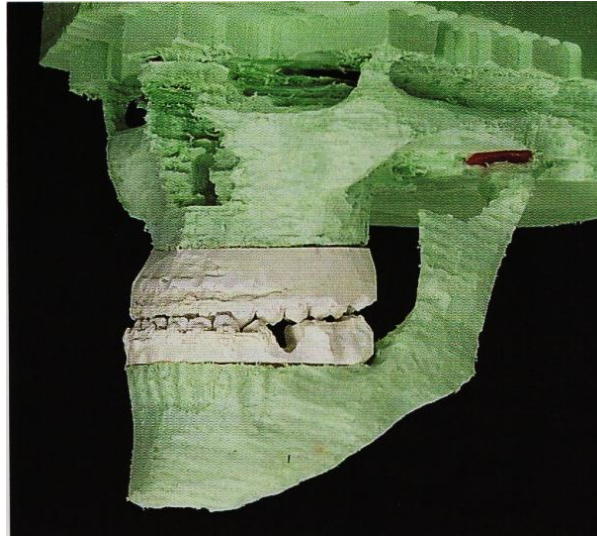


Imagen 22. Modelo 3D antes de la simulación quirúrgica.¹¹

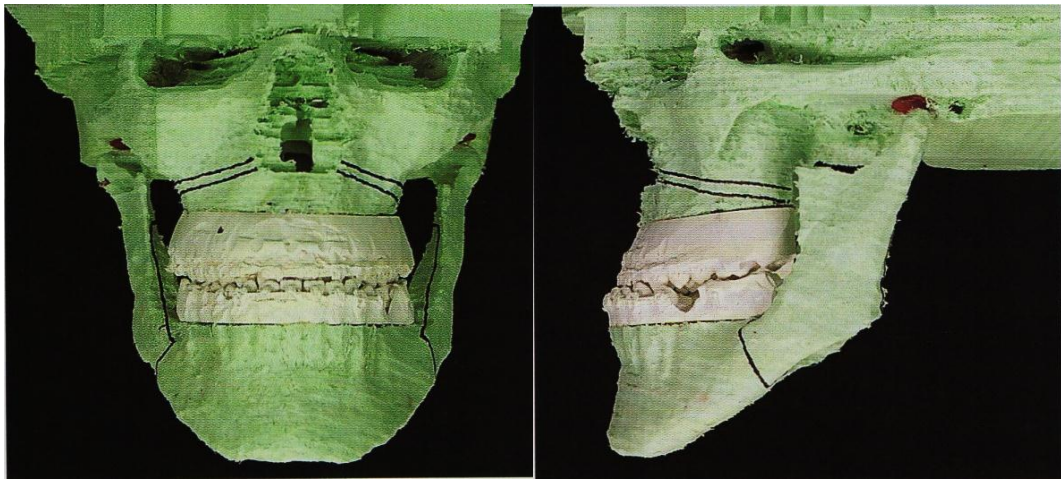


Imagen 23 y 24. Modelo 3D con líneas de osteotomía dibujadas (vista frontal y lateral izquierda).¹¹

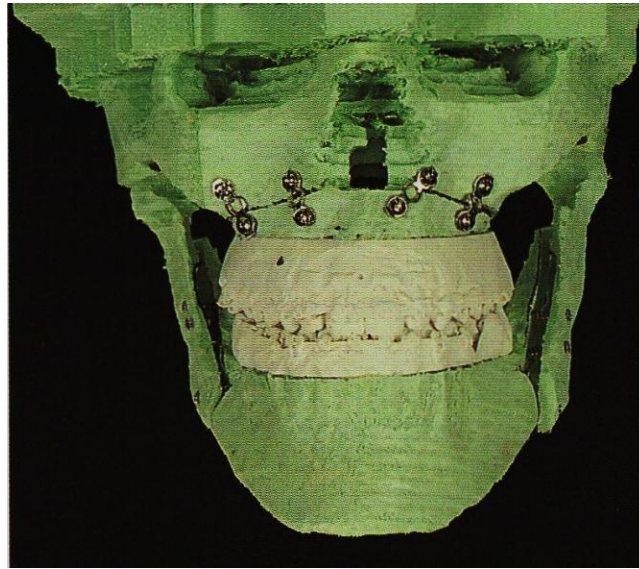


Imagen 25. Modelo 3D de la simulación quirúrgica (vista frontal).¹ⁱ

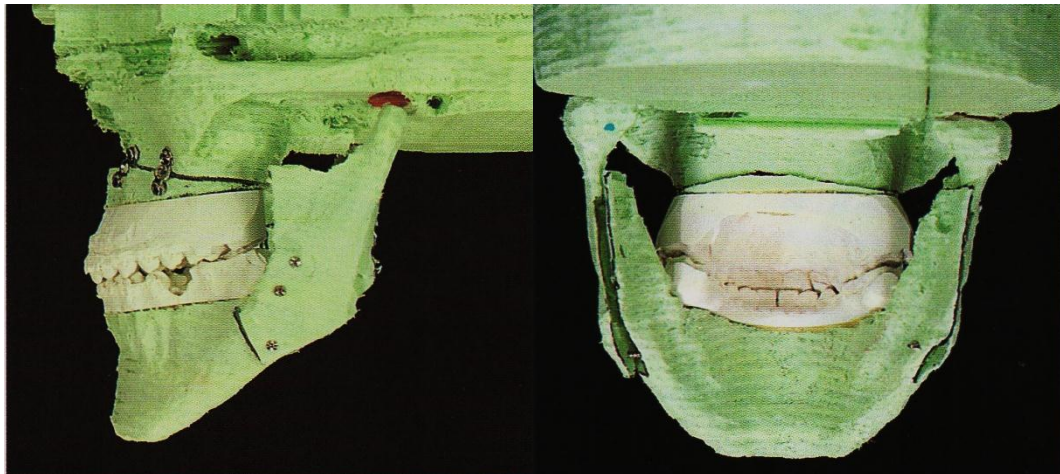


Imagen 26 y 27. Modelo 3D de la simulación quirúrgica (vista lateral y vista posterior).¹ⁱ

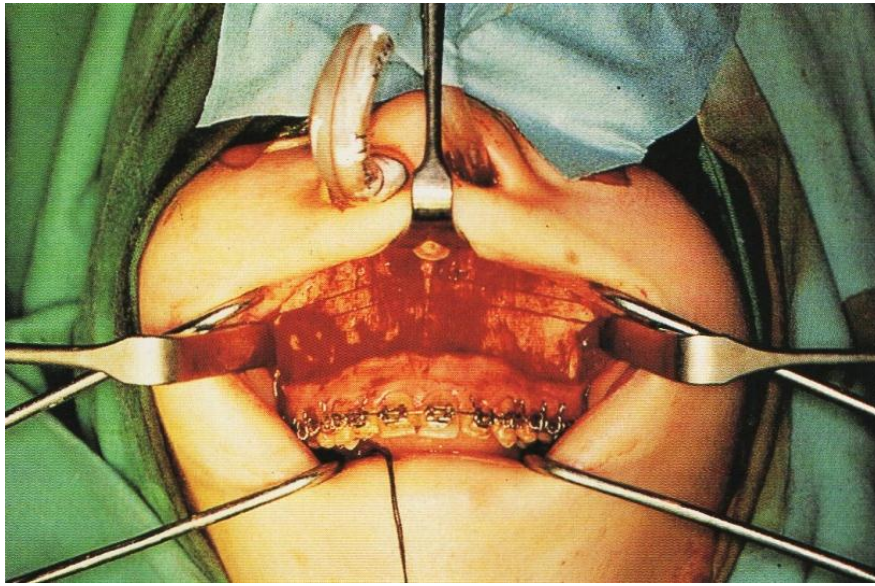


Imagen 28. Acto quirúrgico: osteotomía maxilar, Le Fort I.¹¹

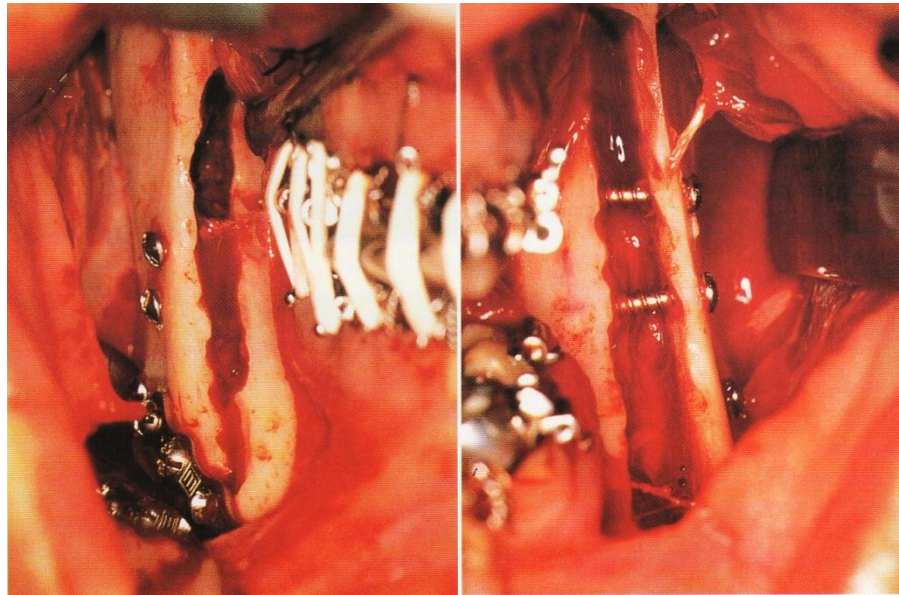


Imagen 29 y 30. Acto quirúrgico: osteotomía sagital con implantación de miniplaca de osteosíntesis para estabilizar el segmento lateral fracturado (vista derecha e izquierda).¹¹

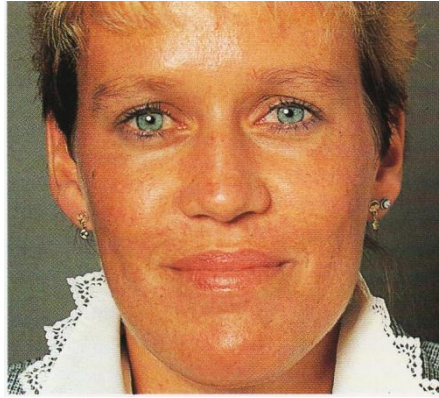


Imagen 31. Apariencia dos años después de la cirugía (vista frontal).¹¹



Imagen 32 y 33. Apariencia dos años después de la cirugía (vista lateral derecha e izquierda).¹¹



Imagen 34. Oclusión post operatoria (vista frontal).¹¹



Imagen 35 y 36. Oclusión post operatoria (vista lateral derecha e izquierda).¹ⁱ



Imagen 37 y 38. Apariencia antes de la cirugía y después de la cirugía.¹ⁱ



Imagen 39 y 40. Apariencia antes de la cirugía y después de la cirugía.¹ⁱ

2. ESTUDIOS IMAGENOLÓGICOS

2.1 Historia general de la tomografía

Wilhelm Conrad Röntgen tuvo la persistencia que les faltó a sus antecesores al realizar experimentos con los tubos de Hittoff-Crookes. Esa persistencia se vio recompensada el 22 de diciembre de 1895 cuando imposibilitado para operar su aparato y colocar la placa radiográfica al mismo tiempo, le pidió a su esposa Berta que sostuviera la placa con la mano por 15 minutos: al revelarla aparece la primera imagen radiográfica del cuerpo humano, la cual se muestra en la imagen 41; se da entonces el nacimiento de la radiología y el diagnóstico por imágenes. Por este descubrimiento a Röntgen le fue concedido el premio nobel de Física en 1901.^{3,5}



Imagen 41. Primer radiografía del cuerpo humano.²ⁱ

La invención de los rayos X significa un antes y un después en el ámbito de la salud. Aun cuando en su momento representó un avance extraordinario, tiene tres desventajas fundamentales:



- Primero, tiene un grado de distorsión considerable, y además, muy variable dependiendo del aparato utilizado.
- Segundo, está sujeto al error humano durante la manipulación al momento de revelar y fijar la imagen.
- Por último, y tal vez su mayor defecto, solo obtenemos imágenes bidimensionales; es decir, sólo obtenemos información de dos de los tres planos que existen en el espacio.³

Los métodos convencionales de exploración radiográfica muestran la silueta en un solo plano, además de la superposición de todas las estructuras en la placa radiográfica, lo que impide determinar claramente grosor, densidades y muchas veces un detalle óseo fino.⁴

Desde el descubrimiento de la radiación X, la búsqueda de un sistema de imagen que proporcione efectividad en el proceso de diagnóstico y nitidez para los problemas que surgieron durante los procedimientos clínicos ha sido constante. Una de las grandes limitaciones para el cirujano maxilofacial siempre fue la imagen bidimensional proporcionada por radiográficas convencionales.⁵

Dentro de este contexto, las técnicas tomográficas: tomografía convencional y más tarde la tomografía computarizada vinieron a revolucionar la manera de visualizar el complejo maxilofacial.⁵

No sería justo referirse a la TC antes sin explicar y sin dejar de nombrar al ingeniero británico Godfrey Hounsfield, ingeniero de EMI Laboratorios, imagen 42, y a Allen Cormack, físico de origen sudafricano, de la Universidad de Tufts, Massachusetts (EUA), imagen 43, quienes desarrollaron el primer sistema de TC para la aplicación clínica en el año de 1972, lo que luego significó recibir en forma compartida el premio Nobel de Medicina y Fisiología en 1979.⁴



Imagen 42. Godfrey Hounsfield.³ⁱ

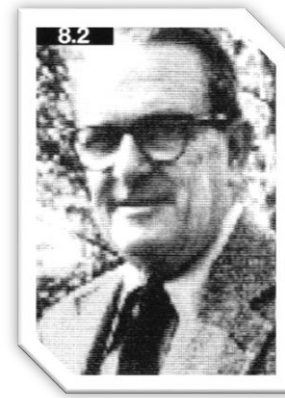


Imagen 43. Allen Cormack.³ⁱ

Los primeros TC fueron instalados entre 1974 y 1976; el sistema original estaba diseñado sólo para imágenes de cráneo, y desde 1976 se comenzaron a usar TC diseñados para cuerpo completo.⁴

El desarrollo de la TC generó la aparición de imágenes en diferentes planos, y por primera vez se observaron cortes horizontales a través del cuerpo. La gran ventaja de la TC fue la eliminación de la de la superposición de estructuras anatómicas, y la posibilidad de distinguir diversos tejidos blandos y estructuras óseas, pudiéndose así observar zonas anatómicas nunca antes vistas con radiología convencional.⁴

La primera imagen anatómica que se obtuvo fue la de un cerebro humano, se puede observar en la imagen 44; la imagen generada con el nuevo sistema demostraba claramente la existencia de un tumor cerebral, en el cual se podían observar los márgenes de la lesión, así como también la sustancia blanca y la sustancia gris. El tiempo empleado para obtener estas imágenes era de más de cincuenta minutos para solo un corte, y mucho más tiempo para reconstruir una imagen a partir de la información obtenida.⁴

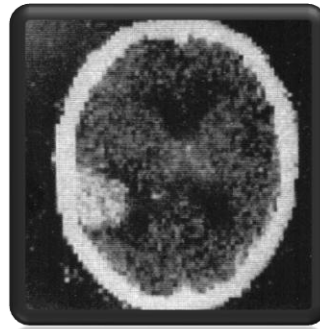


Imagen 44. Primera imagen de cerebro.³ⁱ

En la actualidad, los último TC del tipo multicorte o multidetector pueden explorar un tórax en 5 a 10 seg. y reconstruir las imágenes en un tiempo similar.⁴

El tremendo impacto que tuvo en la medicina esta invención es difícil de dimensionar, y hoy en día es un método de diagnóstico que se ha masificado.⁴

2.2 Tomografía Computarizada (TC)

El término tomografía viene del griego *tomos*, que significa corte o sección, y de *grafía*, que significa representación gráfica, de tal forma que la TC es la obtención de imágenes de cortes o secciones de un objeto.³

Para formar las imágenes tomográficas computarizadas, el principio dinámico de manera general es el mismo. Sin embargo, en lugar de receptores de imagen convencionales (película), se usa un arreglo de detectores cerámico/gaseosos (tomografía computarizada espiral/helicoidal), es un proceso muy similar al utilizado en la producción de semiconductores. La trayectoria del movimiento pasa a ser circular alrededor de la estructura a ser evaluada.⁵

En la tomografía computarizada espiral, la fuente gira alrededor del paciente que se encuentra en decúbito dorsal y se emite un haz de rayos X delgado en forma de abanico, como en el tomógrafo de la imagen 45. Los conceptos de atenuación radiográfica diferencial son los mismos de la toma convencional en donde los tejidos de mayor densidad y espesor atenúan el haz de radiación. Después de la interacción de los rayos X con los tejidos, los fotones emergentes son captados por los detectores y éstos realizan la conversión analógico-digital (a través de procesos computacionales conocidos como algoritmos) para la formación de la imagen digital final. En el proceso de adquisición de las imágenes, el conjunto fuente/detector gira en forma sincronizada, como se observa en la imagen 46.⁵



Imagen 45 y 46. Tomógrafo Siemens SOMATOM Definition AS y vista de una tomografía de cabeza y cuello.⁴ⁱ

Cabe resaltar que todas las imágenes obtenidas en la tomografía computarizada son digitales nativas, almacenadas en un formato específico (extensión del archivo) y que atiende los requisitos específicos tanto en el campo legal como en el campo de diagnóstico.⁵

DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) es el estándar internacional para las imágenes médicas e información relacionada (ISO



12052). En él se definen los formatos de imágenes médicas que se pueden intercambiar con los datos y la calidad necesaria para su uso clínico. DICOM se implementa en casi toda la radiología, imágenes de cardiología, y el dispositivo de radioterapia (rayos X, TC, IRM, ultrasonidos, etc.), y cada vez más en los dispositivos médicos en otros dominios tales como la oftalmología y la odontología. Con decenas de miles de dispositivos de imagen en uso, DICOM es uno de los estándares de mensajería de salud más ampliamente desplegadas en el mundo. Hay literalmente miles de millones de imágenes DICOM actualmente en uso para la atención clínica. Desde su primera publicación en 1993, ha revolucionado la práctica de la radiología, lo que permite la sustitución de película de rayos X con un flujo de trabajo completamente digital. Por mucho que el internet se ha convertido en la plataforma para nuevas aplicaciones de información al consumidor, DICOM ha habilitado a las aplicaciones de imágenes médicas avanzadas que han "cambiado la faz de la medicina clínica". Desde el servicio de urgencias, a las pruebas de esfuerzo cardíaco, hasta la detección del cáncer de mama, DICOM es la norma que hace que las imágenes médicas funcionen para los médicos y para los pacientes.⁶

Este formato de imágenes permite la visualización de las imágenes a través de cualquier programa que lea o interprete el formato DICOM, facultando al profesional procesos como diagnóstico a distancia, confección de prototipo, entre otros. En el proceso de adquisición espiral (single o multislice), las imágenes se obtienen de manera específica, perpendicular a la mesa (imágenes axial original) y, después, se reúnen por medio de programas específicos de computador, generando, de esta manera, el volumen total. El principio de adquisición de los sistemas espirales da origen a imágenes axiales que posteriormente se "unen" a través de programas de computador, dando origen a las imágenes coronales y sagitales. En estos casos varios factores, como el espesor de corte, el intervalo de reconstrucción y los

algoritmos (métodos) de reconstrucción van a influir en el resultado final de la imagen que se visualizará. Este proceso se denomina adquisición.⁵

Los tres planos existentes en la TC son: plano frontal o coronal, plano sagital y plano horizontal o axial. Estos planos a su vez originan tres dimensiones: anchura, altura, y profundidad; resulta imperativo señalar que todas las estructuras anatómicas son tridimensionales y, por lo tanto; se deben estudiar en los tres planos del espacio.³

2.2.1 Plano Coronal

Se orienta hacia la porción anterior de la cara, aproximadamente paralelo a las superficies vestibulares de los dientes anteriores. En él podemos observar las estructuras de atrás hacia adelante o de adelante hacia atrás. Una variación de ese plano son los cortes perpendiculares al paladar óseo. Éste muestra la altura de la cavidad oral, las fosas nasales, los senos maxilares y las órbitas. Observable en la imagen 47.³

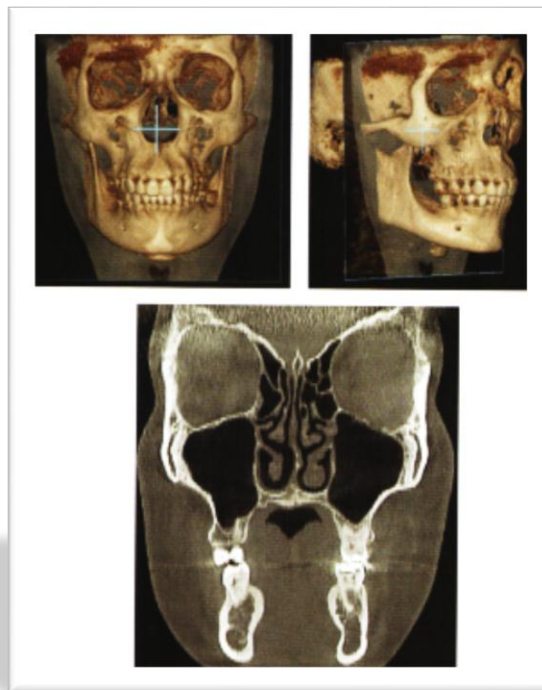


Imagen 47. Corte coronal.⁵ⁱ

2.2.2 Plano Sagital

En esta reconstrucción los cortes son paralelos al plano sagital del macizo facial y debería denominarse parasagital o lateral. Se orienta en sentido anteroposterior y con eso permite estudiar dos segmentos, uno derecho y otro izquierdo, por lo que muestra una buena relación de las raíces con las estructuras adyacentes. Por ejemplo, con los senos maxilares también es muy adecuada para valorar los pisos orbitarios. En esta vista podemos generar imágenes como la radiografía lateral derecha e izquierda, además de evaluar el grosor de la cortical a nivel de los incisivos y los problemas de obstrucción de las vías aéreas por las amígdalas y adenoides. Observable en la imagen 48.³

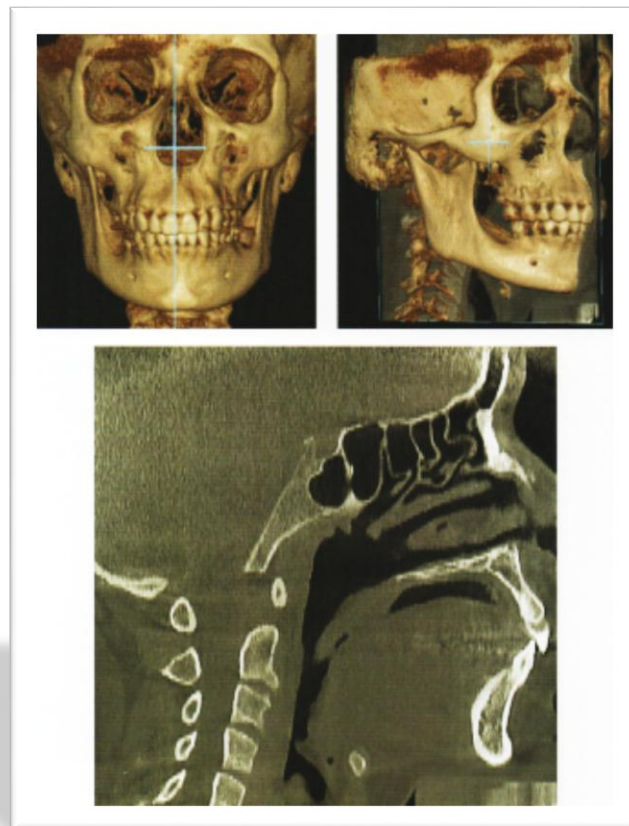


Imagen 48. Corte sagital.⁵ⁱ

2.2.3 Plano Axial

Es perpendicular al eje mayor del cuerpo por lo que en el macizo facial es paralelo al piso de las fosas nasales, así podemos observar las estructuras de arriba hacia abajo y de abajo hacia arriba. Es muy útil para evaluar las cortezas lingual y vestibular de la mandíbula así como palatal y vestibular del maxilar; de igual forma, las paredes anterior y posterior externa de los senos maxilares y en las órbitas sirve para valorar con exactitud las paredes mediales y laterales. Observable en la imagen 49.³

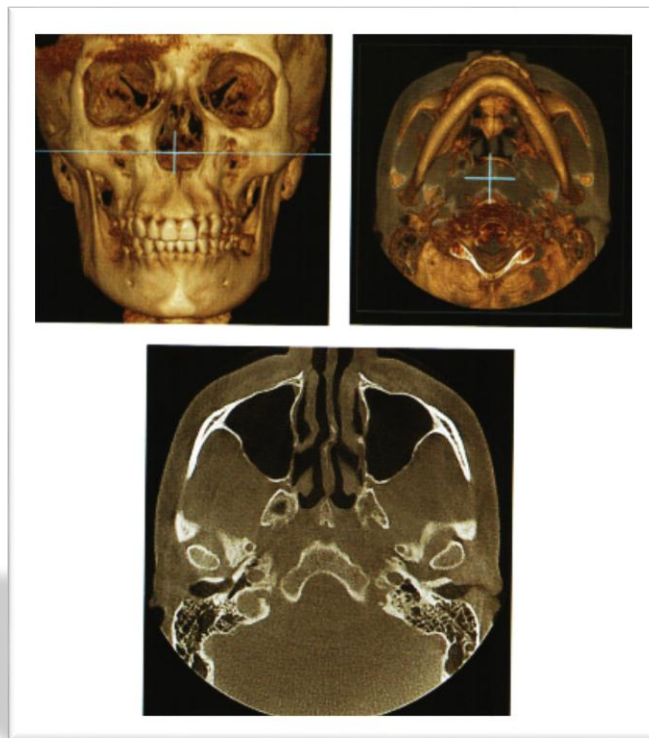


Imagen 49. Corte axial.⁵ⁱ

2.3 Tomografía Computarizada Cone-Beam (TCCB)

Paralelamente a los trabajos de actualización de los métodos de adquisición espiral que resultarían en los tomógrafos single y multislice, en la década de los 90, Feldkam, Davis y Kress desarrollaron un algoritmo, utilizado

inicialmente para ensayos no destructivos y evaluaciones de materiales en *Ford Motors*, que en vez de utilizar un haz en forma de abanico se basaba en un haz de radiación en forma de cono, como podemos observar en las imágenes 50 y 51. Tal algoritmo permitió actualizar un método denominado TCCB. En este principio de adquisición, todo el haz de los rayos X producido por la fuente generadora sería utilizado haciendo su uso más racional. Al contrario de los métodos espirales, TCCB se utiliza un detector plano a base de silicio amorfo impregnado con yodato de cesio, en un arreglo matricial (línea x columnas) micrométrico, formando paneles sensibles a la radiación. Este tipo de detector plano capta total o parcialmente (colimación variable) el cono de rayos X. Debido a esta característica en la captación del haz de radiación, se necesita menor cantidad de rotación del tubo alrededor del paciente para la formación de imágenes y se utiliza una menor cantidad de radiación, lo que resulta en una disminución en la dosis efectiva de radiación para el paciente.⁵

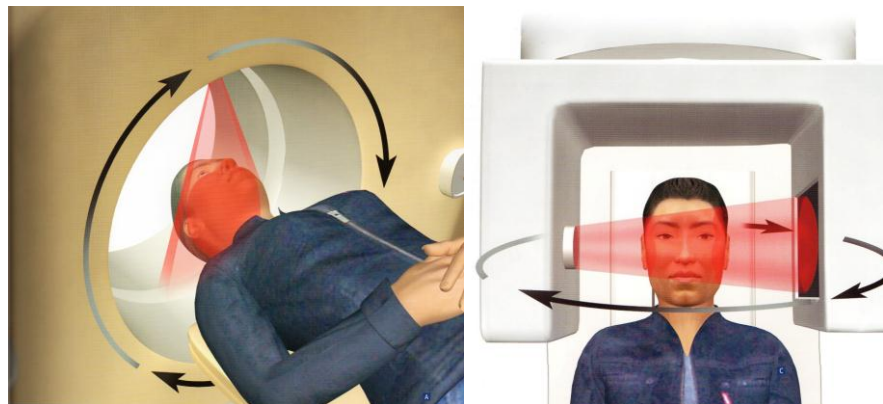


Imagen 50 y 51. TC espiral, utiliza haz delgado de rayos X en forma de abanico y TCCB usa un haz de rayos X en forma de cono.⁶ⁱ

En la TCCB, la imagen se forma a partir de proyecciones secuenciadas obtenidas durante la rotación de la ampolla alrededor de la cabeza del paciente. Estas imágenes primarias dependen del tamaño del detector utilizado en la proyección del cono de rayos X y de la colimación de este



(FOV – Field of View o campo de visión), se denominan datos de proyección, raw data (datos en bruto) o imagen base. Todas estas imágenes serán procesadas por la computadora del tomógrafo y ofrecen las imágenes que serán interpretadas por el profesional, lo que constituye el volumen tomográfico adquirido. Dependiendo del tipo de aparato utilizado, se obtienen imágenes de rotación de 180 o 360 grados y, en este proceso, cuanto mayor sea el número de imágenes adquiridas, mayor será, la información disponible para la construcción del volumen, con lo que se obtienen mejores resultados. Durante este periodo de adquisición, se puede configurar un tiempo de 10 a 40 segundos, con un menor tiempo para los niños y pacientes con disturbios de movimiento, fobias u otros problemas que imposibilitan al paciente permanecer inmóvil durante el tiempo de adquisición de las imágenes, y el tiempo total del examen es comparable o igual al de una radiografía panorámica. A partir de varias proyecciones bidimensionales se pueden obtener imágenes planas (2D) e imágenes en tercera dimensión (3D). Este principio de adquisición generalmente utiliza la radiación de forma pulsada, empleando de esta forma menor cantidad de radiación cuando se compara con las técnicas en espiral.⁵

En la Odontología, el primer sistema comercial disponible data de mediados de 2001, desde entonces han ocurrido significativos desarrollos y actualizaciones de los tomógrafos basados en la adquisición por haz cónico. El área de captación de imagen FOV – Field of view), o campo de visión, se determina por la colimación del haz, lo que resulta en aparatos con FOV variable entre 4 y 22cm en el sentido superoinferior, observable en la imagen 52. En términos prácticos, el tamaño del FOV del aparato influye en la calidad de la imagen y el costo de adquisición del tomógrafo. En la odontología, debido a la menor exigencia del régimen de trabajo (Kvp y ma), el tubo del tomógrafo es más sencillo (muy semejante a los aparatos panorámicos) y, consecuentemente; más barato, lo que posibilita el

desarrollo de modelos de tomógrafos computarizados más accesibles. Estas características proporcionan definitivamente el acceso a las imágenes tomográficas computarizadas más efectivas al cirujano dentista.⁵



Imagen 52. Tamaño del campo de visión (FOV).²¹

2.3.1 Formación de la imagen digital

Para entender mejor el TCCB es esencial el conocimiento de los principios que componen las imágenes digitales. Para todas éstas, la menor unidad de imagen se denomina pixel (*picture element*). El pixel se forma a partir de una disposición cartesiana bidimensional intercalada por líneas y columnas en la cuadrícula formada por los ejes X y Y. La intersección de las líneas con las columnas forman pequeños “cuadrados” que componen la imagen, observables en las imágenes 53 y 54. Sin embargo; debido a su principio de adquisición específico y primordialmente volumétrico, las imágenes tomográficas computarizadas son esencialmente tridimensionales. Los pixeles representan principalmente una cara de las unidades que forman la imagen tridimensional, el voxel (*volumen element*) como podemos observar en la imagen 55, lo que por analogía se podría entender como un cubo, a diferencia del pixel que representaría un cuadrado.⁵

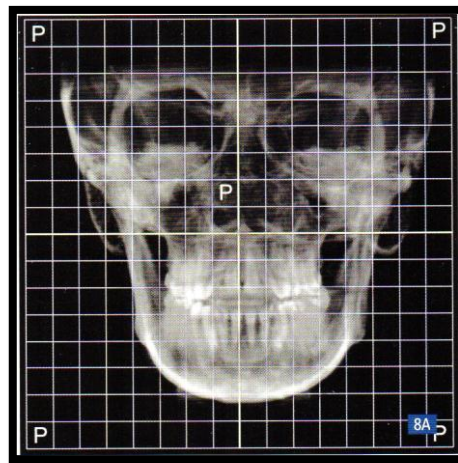


Imagen 53. Cuadrícula matricial.⁶ⁱ

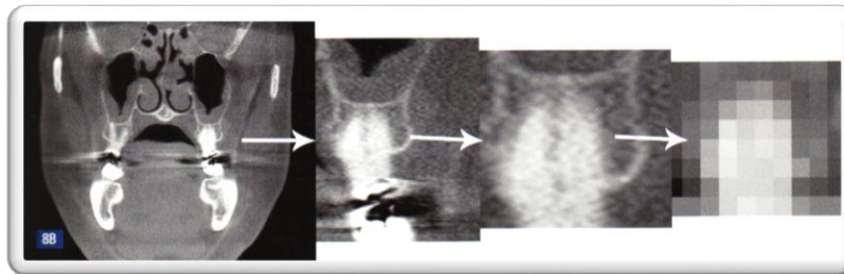


Imagen 54. De izquierda a derecha: de la imagen tomográfica (corte coronal) hasta la disposición matricial.⁶ⁱ

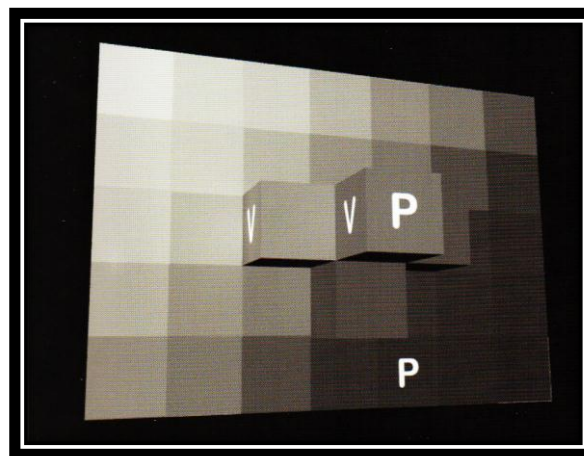


Imagen 55. Elementos constituyentes de las imágenes de TC. P: Pixel y V: Voxel.⁶ⁱ



Durante la formación de las imágenes, la radiación se atenúa de acuerdo con la densidad y el espesor del tejido que la atraviesa, lo que da origen en la radiología convencional a imágenes radioopacas y radiolúcidas. Cuando se trata de imágenes tomográficas, la existencia de la escala Hounsfield, que correlaciona el coeficiente de atenuación radiográfica con cada tejido, hace que las imágenes se denominen hiperdensas (imágenes de tejidos con alto coeficiente de atenuación), isodensas (imagen con atenuación próxima o correspondiente al agua) e hipodensas (bajo coeficiente de atenuación – próxima o correspondiente al aire).⁵

Esto se debe a los diferentes valores atenuados representados en la escala Hounsfield que se presenta en la tabla 1.⁴

Elemento	Unidad Hounsfield
Hueso cortical	800-1000
Hueso esponjoso	100-300
Calcificación	800-1000
Sangre coagulada	56-76
Sustancia gris	36-46
Sustancia blanca	22-32
Músculo	40-50
Hígado	40-65
Riñones	40-50
Agua	0
Grasa	-80 a -100
Aire	-1000

Tabla 1. Escala Hounsfield.^{1t}

Es importante resaltar que esta nomenclatura se debe utilizar estrictamente en la descripción de los informes para el profesional. La adquisición en voxel posibilita un proceso denominado formateo. El formateo del volumen base obtenido durante el proceso de adquisición ofrece imágenes en diversos planos anatómicos, tales como el sagital y el coronal. Estas imágenes se

pueden denominar RMP (reconstrucción multiplanar/MRP – *multiplanar reconstruction*). Como la adquisición se realiza por medio de los voxels, en la TCCB nativamente también se encuentra la reconstrucción en tercera dimensión (3D-TC), como se observa en la imagen 56.⁵



Imagen 56. Screenshot del visor OnDemand3D™.⁷ⁱ

Después de la adquisición, se inicia el proceso de reconstrucción, en el cual la computadora analiza las informaciones obtenidas por el detector y, por medio de complicados procesos matemáticos, logra determinar específicamente cuáles de las estructuras están involucradas en la imagen y sus respectivas localizaciones en el espacio, lo que elimina la limitación de las radiografías convencionales y brinda la capacidad de visualización en tercera dimensión por unión de las imágenes axiales originadas. Este tiempo de reconstrucción es variable y depende de factores como tamaño de FOV, tamaño del voxel empleado, hardware y programas de reconstrucción, que varían de 2,5 a 8 minutos en total.⁵

2.3.2 Tomógrafo NewTom VGi

- Disponible en la DEPeI (División de Estudios de Posgrado e Investigación) de la Facultad de Odontología, U.N.A.M. Imágenes 57 y 58.
- Capaz de realizar tomografía computarizada Cone Beam y por medio de OnDemand3D™ realizar reconstrucciones tridimensionales.
- Utiliza 15 veces más radiación que una ortopantomografía convencional.
- Se pueden realizar 450 cortes en 15 segundos.
- Los cortes pueden ir de los 0.5mm hasta los 5mm.
- Tiene un amplio FOV de hasta 15 x 15 cm.
- Máxima calidad en la imagen.
- Gran comfort para el paciente.
- Su costo estimado en pesos es de \$2,500,000.00, pero cada tomografía cuesta \$500.00 (en la DEPeI, FO, U.N.A.M), siendo accesible para la población universitaria y externa del D.F.



Imagen 57 y 58. Tomógrafo Newtom VG y posición/alineación del paciente.⁸ⁱ



3. SOFTWARES DE RECONSTRUCCIÓN 3D

Una gama de softwares de modelado 3D están disponibles; sin embargo, los primeros, como Mimics (Materialise NV, Lovaina, Bélgica), incurrirían en un alto costo para la compra inicial y para las actualizaciones del software en curso. Impulsada por el incremento en el uso de la impresión en 3D y un número cada vez mayor de los desarrolladores de softwares profesionales y comunitarios, softwares de fuentes libres y abiertas, como Osirix y 3D Slicer, han llegado a ser ampliamente utilizados. Un software de modelado 3D ideal debe ser libre, capaz de destacar la región de interés y eliminar zonas no deseadas utilizando el umbral y la función de segmentación, respectivamente; exportar el modelo 3D como un archivo CAD en un formato de archivo universalmente aceptado 3D, como STL (idioma de teselación estándar); y poseer una interfaz fácil de usar. Es alentador que numerosos softwares de modelado 3D disponibles en el mercado actualmente y que se ajustan a todos los criterios, como observamos en la tabla 2.^{7,8,9,10}

Nombre	Compañía	Gratis	Umbral/ Segmentación	Exportar STL	Interfaz de usuario fácil	Plataforma OS
3D Slicer	Surgical Planning Laboratory	S	S	S	S	W, M
MITK	German Cancer Research Centre	S	S	S	S	W, M
Osirix	Pixmeo	S	S	S	S	M
MIPAV	NIH CIT	S	S	S	N	W, M
MeVisLab	MeVis Medical Solutions AG	S	S	S	N	W, M
InVesalius	CTI	S	S	S	N	W, M
Mimics	Materialise NV	N	S	S	S	W, M
Avizo/Amira	FEI Visualization Science Group	N	S	S	S	W, M
3D Doctor	Able	N	S	S	S	W



Software						
Dolphin Imaging 3D	Dolphin Imaging and Management	N	S	S	S	W
Analyze	AnalyzeDirect	N	S	S	N	W, M
GuideMia	GuideMia	N	S	S	N	W, M
OnDemand 3D	CyberMed	N	N	S	N	W, M
VoXim	IVS Technology	N	S	S	N	W
ScanIP	Simpleware	N	S	S	N	W

STL, standard tessellation language (idioma de teselación estándar); OS, operating system (sistema de operación); S, si; N, no; W, Windows; M, Mac OS.

Tabla 2. Resumen de softwares de reconstrucción 3D.²¹

A continuación se describirán algunos de los softwares de reconstrucción 3D:

3.1 InVesalius

InVesalius es un software libre para la reconstrucción de imágenes obtenidas de la tomografía computarizada y la resonancia magnética. El software se utiliza principalmente para la creación rápida de prototipos, la enseñanza, la medicina forense, y en el campo de la medicina. Es posible utilizarlo en el Microsoft Windows, GNU/Linux y plataformas X de Apple Mac OS. Las características principales del software son la capacidad de importar DICOM o analizar archivos, exportar archivos a la STL, OBJ y formatos PLY, representación de volumen, y la segmentación de imágenes manual o semiautomática.¹¹

InVesalius se desarrolló desde el año 2001 por el Centro de Tecnología da Informação Renato Archer (CTI), en Brasil. En este momento, no hay ningún software de imágenes médicas en portugués que cumpla con las necesidades de los hospitales y clínicas brasileñas. Por lo tanto, InVesalius fue una propuesta de desarrollo nacional con los siguientes objetivos:

- Un costo de adquisición mínimo o nulo.

- Capacidad de ejecución en las computadoras personales de bajo costo.
- Capacidad de ejecución en diferentes sistemas operativos y
- Actuar como una plataforma para fomentar el uso y desarrollo de imágenes médicas en Brasil.¹¹

Desde entonces, InVesalius ha estado en constante mejoría. Como parte de un acuerdo con el Ministerio de Salud de Brasil, la versión 3 fue rediseñado y desarrollado por completo y con nuevas características, después de realizar un análisis de las necesidades de miles de usuarios.¹¹

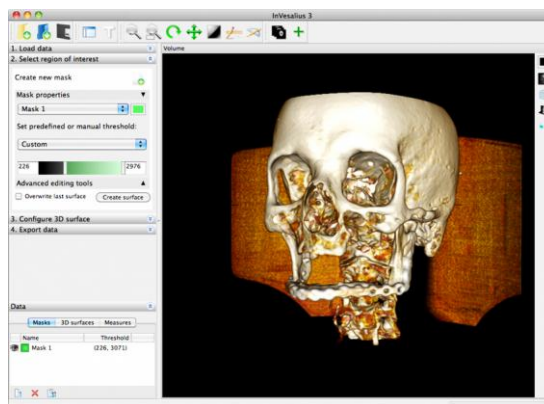


Imagen 59. Screenshot de InVesalius 3.⁹ⁱ

3.2 OnDemand3D™

OnDemand3D™ es una solución completa de imagen usado por los dentistas y sus especialidades, investigadores en el área de la salud y muchos otros como veterinaria. Se trata de un software basado en el módulo que permite el almacenamiento de datos DICOM, acceso desde cualquier parte del mundo, e incluye varias herramientas personalizables para ayudar con el diagnóstico y la planificación del tratamiento.¹²

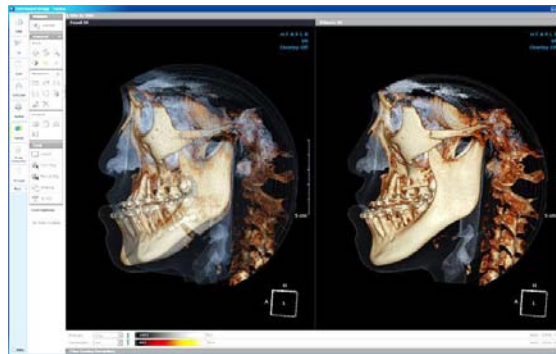


Imagen 60. Screenshot de OnDemand3D™. ¹⁰ⁱ

3.3 Materialise

Materialise (Lovaina, Bélgica) es el líder en fabricación aditiva (también conocida como impresión 3D) y su objetivo es crear un mundo mejor y más sano. Este software también está impulsando nuevas innovaciones en la investigación biomédica, ayudando a otros a hacer descubrimientos que salvan vidas. Por otra parte, están llevando la atención médica específica del paciente a nuevas alturas, trabajando en estrecha colaboración con cirujanos para la planificación y ejecución de los procedimientos quirúrgicos complicados. Su trabajo con los cirujanos y las soluciones médicas mejoradas que se están creando con su software ayudan a devolver sonrisas en las caras de los pacientes. ¹³

3.3.1 Mimics

Es un software especialmente desarrollado por Materialise para el procesamiento de imágenes médicas. Mimics es útil para la segmentación de imágenes médicas en 3D (procedentes de TC, IRM, micro-TC, TCCB, Ultrasonido3D y Microscopía Confocal) y el resultado será crear modelos muy precisos en 3D de la anatomía del paciente. Después, se pueden utilizar estos modelos específicos para cada paciente para una variedad de

aplicaciones de ingeniería directamente en Mimics o 3-matic, o exportar los modelos 3D a una impresora para obtener el modelo en forma física.¹⁴

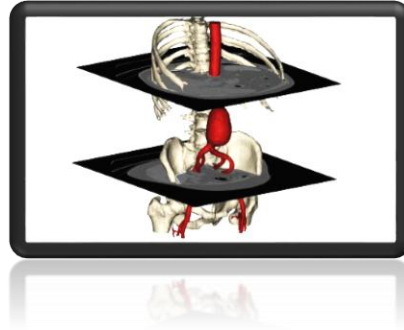


Imagen 61. Cortes axiales de una imagen 3D.¹¹ⁱ

3.3.2 3-matic

Es un software verdaderamente único, ya que es capaz de combinar herramientas CAD con capacidades de pre-procesamiento (mallado).¹⁵

Sirve para importar datos anatómicos en 3-matic y experimentar ingeniería real sobre anatomía. Con 3-matic se puede realizar un análisis y la medición 3D exhaustiva del modelo, el diseño de un implante o guía quirúrgica, o preparar una malla para el modelado de elementos faltantes.¹⁵

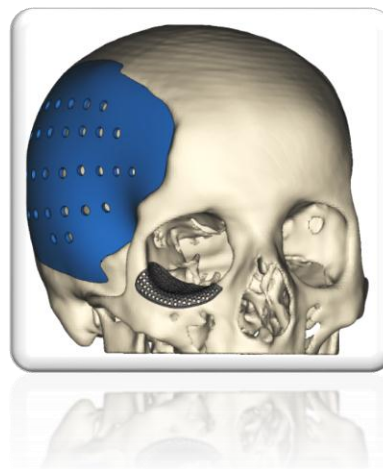


Imagen 62. Modelo 3D con dos tipos de prótesis personalizadas.¹²ⁱ

3.3.3 PROPLAN CMF

PROPLAN CMF es un paquete de software 3D flexible y fácil de usar para planificar con precisión y de manera previsible cirugías cráneo-maxilofaciales. Permite importar las imágenes de TC e IRM, preparar visualizaciones 3D y planear osteotomías. El software también ofrece herramientas flexibles de planificación paso a paso para la distracción, cirugía ortognática y casos de reconstrucción mandibular. Incluso puede simular el resultado final y compararlo con la situación pre-operatoria, con las herramientas de simulación de tejidos suaves y de foto mapeo. PROPLAN CMF es la solución integral para la planificación quirúrgica craneomaxilofacial.¹⁶

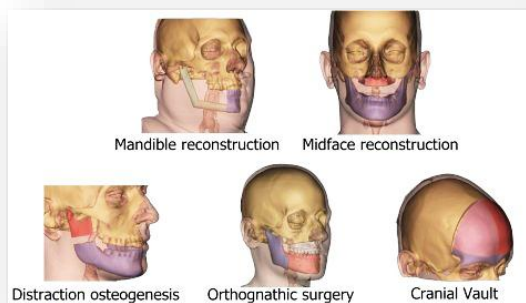


Imagen 63. Aplicaciones de PROPLAN CMF.¹³ⁱ

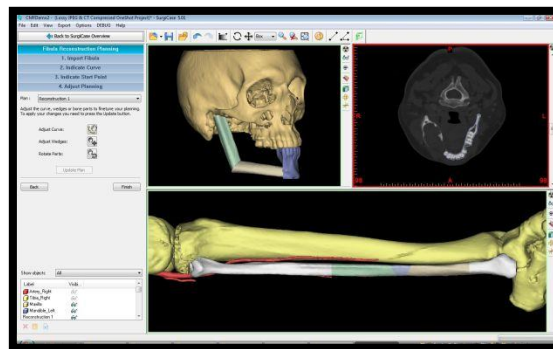


Imagen 64. Screenshot del uso de PROPLAN CMF.¹³ⁱ



4. TIPOS DE IMPRESORAS 3D

El alto costo de las impresoras 3D, impidió la adopción generalizada de la impresión en 3D en los primeros años; sin embargo, la expiración de las claves de patente en torno a SLA y FDM en la última década ha provocado un surgimiento en el número de desarrolladores comerciales que conducen a un aumento en la disponibilidad y la reducción significativa del costo, como lo podemos observar en la tabla 3.⁷

Tipo	Nombre	Compañía	Costo (USD)	Área de impresión (cm)	Resolución de impresión (nm)	Tamaño de la impresora (cm)	Peso de la impresora (kg)
SLA	Form 1+	Formlabs	3,999	12.5x12.5x16.5	25	30.0x28.0x45.0	8
SLA	ProJet 1200	3D Systems	4,900	4.3x2.7x15.0	30.5	22.9x22.9x35.6	9
SLA	ProJet 6000	3D Systems	200,000	25.0x25.0x25.0	50	78.7x73.7x183.0	181
SLA	ProJet 7000	3D Systems	300,000	38.0x38.0x25.0	50	98.4x85.4x183.0	272
SLA	ProX 950	3D Systems	950,000	150.0x75.0x55.0	50	220.0x160.0x226.0	1,951
MJM	Objet 24 series	Stratasys	19,900	23.4x19.2x14.9	28	82.5x62.0x59.0	93
MJM	Objet 30 series	Stratasys	40,900	29.4x19.2x14.9	28	82.5x62.0x59.0	93
MJM	ProJet 3510 series	3D Systems	69,500	29.8x18.5x20.3	16	29.5x47.0x59.5	43.4
MJM	Objet Eden	Stratasys	123,000	49.0x39.0x20.0	16	132.0x99.0x120.0	41.0
MJM	ProJet 5000	3D Systems	155,000	53.3x38.1x30.0	32	60.3x35.7x57.1	53.8
MJM	ProJet 5500	3D Systems	155,000	53.3x38.1x30.0	29	80.0x48.0x78.0	115.7
MJM	Connex series	Stratasys	164,000	49.0x39.0x20.0	16	140.0x126.0x110.0	430
MJM	Objet Connex series	Stratasys	164,000	49.0x39.0x20.0	16	142.0x112.0x113.0	500
MJM	Objet 1000	Stratasys	614,000	100.0x80.0x50.0	16	280.0x180.0x180.0	1,950
SLS	sPro series	3D Systems	300,000	55.0x55.0x46.0	80	203.0x160.0x216.0	2,700
SLS	ProX series	3D Systems	500,000	38.1x33.0x45.7	100	174.4x122.6x229.5	1,360
BJT	ProJet 160	3D Systems	40,000	23.6x18.5x12.7	100	74.0x79.0x140.0	165
BJT	ProJet 260C	3D Systems	40,000	23.6x18.5x12.7	100	74.0x79.0x140.0	165
BJT	ProJet 360	3D Systems	40,000	20.3x25.4x20.3	100	122.0x79.0x140.0	179



BJT	ProJet 460 Plus	3D Systems	40,000	20.3x25.4x20.3	100	122.0x79.0x140.0	193
BJT	ProJet 4500	3D Systems	40,000	20.3x25.4x20.3	100	162.0x80.0x152.0	272
BJT	ProJet 660 Pro	3D Systems	40,000	25.4x38.1x20.3	100	188.0x74.0x145.0	340
BJT	ProJet 860 plus	3D Systems	40,000	50.08x38.1x22.9	100	119.0x116.0x162.0	363
FDM	Huxley Duo	RepRapPro	453	13.8x14.0x9.5	12.5	26.0x28.0x28.0	4.5
FDM	Mendel	RepRapPro	586	21.0x19.0x14.0	12.5	50.0x46.0x41.0	8
FDM	Ormerod 2	RepRapPro	702	20.0x20.0x20.0	12.5	50.0x46.0x41.0	6
FDM	Tricolor Mendel	RepRapPro	863	21.0x19.0x14.0	12.5	50.0x46.0x41.0	8
FDM	Cube 3	3D Systems	999	15.3x15.3x15.3	70	33.5x34.3x24.1	7.7
FDM	Buccaneer	Pirate 3D	999	14.5x12.5x15.5	85	25.08x25.08x44.0	8
FDM	Original +	Ultimaker	1,238	21.0x21.0x20.5	20	35.7x34.2x38.8	N/A
FDM	Replicator mini	MakerBot	1,375	10.0x10.0x12.5	200	29.5x31.0x38.1	8
FDM	Creatr	Leapfrog	1,706	20.0x27.0x20.0	50	60.0x50.0x50.0	32
FDM	Replicator 2	MakerBot	1,999	28.5x15.3x15.5	100	49.0x42.0x38.0	11.5
FDM	LulzBot TAZ 4	Aleph Objects	2,195	29.08x27.5x25.0	75	668.0x52.0x51.5	11
FDM	AW3D HDL	Airwolf 3D	2,295	30.0x20.0x28.0	100	61.0x44.5x46.0	17
FDM	Creatr HS	Leapfrog	2,373	29.0x24.0x18.0	50	60.0x60.0x50.0	40
FDM	Replicator 2x	MakerBot	2,499	24.6x15.2x15.5	100	49.0x42.0x53.1	12.6
FDM	Ultimaker 2	Ultimaker	2,500	23.0x22.5x20.5	20	35.7x34.2x38.8	N/A
FDM	Replicator 5th gen	MakerBot	2,899	25.2x19.9x15.0	100	52.8x44.1x41.0	16
FDM	AW3D HD	Airwolf 3D	2,995	30.0x20.0x30.0	60	61.0x44.5x46.0	17
FDM	Cube Pro	3D Systems	3,129	20.0x23x27.0	100	57.8x59.1x57.8	44
FDM	AW3D HDX	Airwolf 3D	3,495	30.0x20.0x30.0	60	61.0x44.5x46.0	17
FDM	AW3D HD2X	Airwolf 3D	3,995	27.9x20.3x30.5	60	61.0x45.7x45.7	18
FDM	Creatr xl	Leapfrog	4,998	20.0x27.0x60.0	50	75.0x65.0x126.0	37
FDM	Replicator Z18	MakerBot	6,499	30.5x30.5x45.7	100	49.3x56.5x85.4	41
FDM	Xeed	Leapfrog	8,705	35.0x27.0x60.0	50	101.0x66.0x100.0	115
FDM	Mojo	Stratasys	9,900	12.7x12.7x12.7	178	63.0x45.0x53.0	27
FDM	uPrint	Stratasys	13,900	20.3x15.2x15.2	254	63.5x66.0x94.0	94
FDM	Objet Dimension series	Stratasys	40,900	25.4x25.4x30.5	178	83.8x73.7x114.3	148
FDM	Fortus series	Stratasys	184,000	91.4x61.0x91.4	127	277.2x168.3x202.7	2,869

Tabla 3. Resumen de impresoras 3D disponibles comercialmente de 10 compañías líderes en impresoras 3D en el mundo.^{2t}

4.1 Estereolitografía (SLA)

La estereolitografía es la tecnología de impresión 3D más antigua descrita para fabricación de biomodelos, donde una capa de fotorpolímero líquido o resina epoxi en una cubeta se cura con un (UV) láser ultravioleta de baja potencia. El exceso de materia prima y las estructuras de soporte deben ser retirados manualmente desde el producto final y se curan en una cámara de UV.⁷

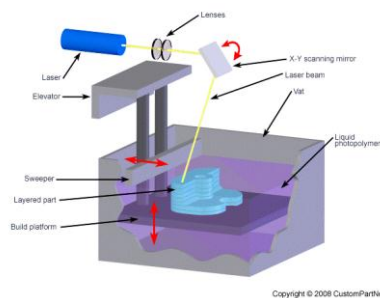


Imagen 65. Máquina de SLA.¹⁴ⁱ

4.2 Modelado por multi-inyección (MJM)

Es similar a SLA, pero el fotorpolímero líquido se cura inmediatamente por la luz UV impidiendo la post-proceso que consume tiempo en la cámara de los rayos UV y los prototipos se construye con materiales de apoyo de tipo gel que se puede disolver fácilmente en agua.⁷

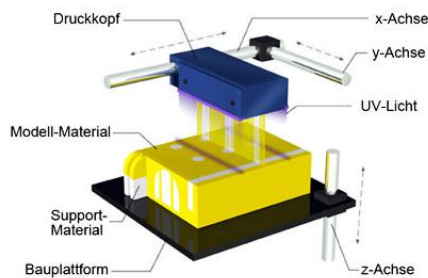


Imagen 66. Máquina de MJM.¹⁵ⁱ

4.3 Sinterización selectiva por láser (SLS)

La SLS describe un proceso donde un material en polvo ya sea termoplástico, metal, vidrio, o material cerámico se sinterizan por rayos láser de alta potencia en una disposición de capa por capa.⁷

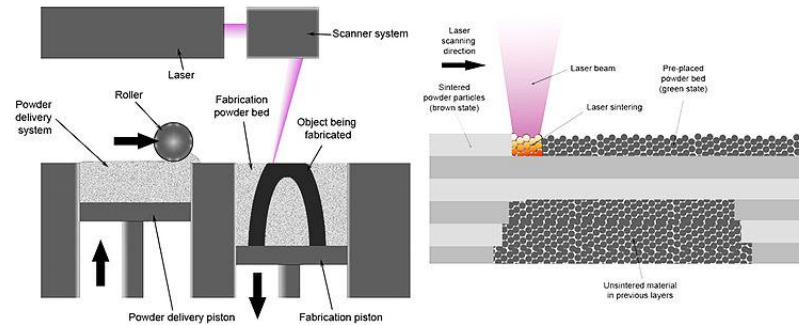


Imagen 67. Máquina de SLS.¹⁶ⁱ

4.4 Técnica de inyección de líquido aglutinante (BJT)

BJT, o técnica de cama de polvo, es el primer enfoque de la impresión en 3D que reduce el costo de las impresoras, lo que permite un consumismo generalizado de la impresión 3D. Similar al proceso SLS, las cabezas de la impresora expulsan un material aglutinante junto con tinte de color sobre una capa de polvo, fusionándolos capa por capa en un modelo de yeso.⁷

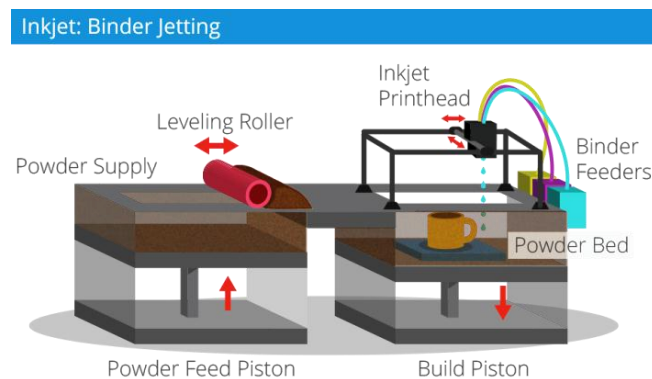


Imagen 68. Máquina de BJT.¹⁷ⁱ



Imagen 69 y 70. Z Printer 310 y Líquido aglutinante.¹⁸ⁱ



Imagen 71 y 72. Z Printer 350 e impresión de modelos.¹⁸ⁱ

4.5 Modelado por deposición fundida (FDM)

FDM, es la tecnología de impresión 3D de consumo más utilizada actualmente disponible y también la más asequible. Un filamento fundido de material termoplástico se extruye desde una boquilla que se mueve en el plano x-y-z y se solidifica tras la deposición en un lugar de construcción. El acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS) y el ácido poliláctico (PLA) son las materias primas utilizadas más frecuentemente en impresoras FDM.⁷

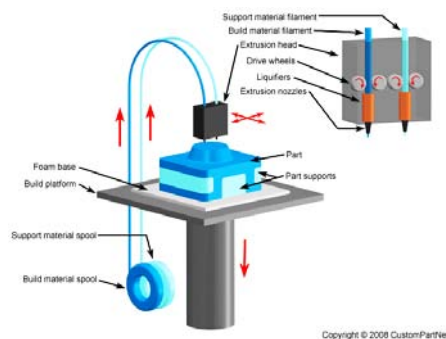


Imagen 73. Máquina de FDM.¹⁹ⁱ



Existen ventajas y desventajas de las impresoras 3D como se puede observar en la tabla 4.

Técnicas de impresión 3D	Pros	Contras
Estereolitografía (SLA)	<p>Gran estándar de calidad</p> <p>Alta resolución</p> <p>Incrementa la eficiencia con el aumento en el tamaño de impresión</p> <p>Fabricación detallada de las estructuras internas</p>	<p>>1 día de impresión requerido</p> <p>Requiere extensa post-producción manual</p> <p>Alto costo relacionado con los materiales, la impresora y el mantenimiento</p>
Modelado por multi-inyección (MJM)	<p>Alta resolución</p> <p>Mínima post-producción manual</p> <p>Múltiples materiales</p>	<p>Alto costo relacionado con los materiales y la impresora</p> <p>Superficie más pobre comparada con la SLA</p>
Sinterización selectiva por láser (SLS)	<p>No requiere estructuras de soporte</p> <p>Superficie de acabado tersa</p> <p>Imprime estructuras delicadas</p> <p>Imprime en metal</p>	<p>Requiere post-producción manual</p> <p>Alto costo relacionado a los materiales, la impresora y el mantenimiento</p> <p>Requiere manejo por parte de un experto en la impresora</p>
Técnica de inyección de líquido aglutinante (BJT)	<p>No requiere estructuras de soporte</p> <p>Múltiples colores</p> <p>Múltiples materiales</p>	<p>Quebradizo</p> <p>Requiere extensa post-producción manual</p> <p>Pobre superficie de terminado</p>
Modelado por deposición fundida (FDM)	<p>Bajo costo</p> <p>Mínimo mantenimiento</p> <p>Alta disponibilidad de impresoras</p>	<p>Requiere post-producción manual para remover estructuras de soporte</p> <p>Superficie de terminado pobre</p>

Tabla 4. Resumen de las impresoras 3D usadas comúnmente.²¹



5. APLICACIONES ACTUALES EN CIRUGÍA ORAL Y MAXILOFACIAL

5.1 Educación

Los biomodelos hápticos impresos en 3D permiten tanto al cirujano y al paciente desarrollar una comprensión superior de la anatomía y el procedimiento con el objetivo de mejorar la planificación operativa a través de la capacidad de interactuar directamente con un modelo de la anatomía específica del paciente.⁷

En el área de Cirugía Oral y Maxilofacial de la Universidad de Hong Kong, en 2007 Chow y Cheung realizaron un cuestionario a dos cirujanos, 7 estudiantes de posgrado y 27 pacientes que participaron en el estudio.¹⁷

Desde el punto de vista de los cirujanos maxilofaciales las puntuaciones medias fueron para distracción osteogénica y cirugía reconstructiva, son comparadas en las siguientes categorías:

- **Diagnóstico de algún padecimiento.** En general, los cirujanos consideraron que los modelos estereolitográficos tienen un uso similar en hacer un diagnóstico para distracción ósea y en cirugía reconstructiva. También estuvieron de acuerdo en que los estereomodelos son igual de efectivos en ahorrar tiempo durante el diagnóstico de ambos grupos. La calificación que asignaron al uso para distracción fue de 4.79 y 4.37 para cirugía reconstructiva.¹⁷
- **Sitio y extensión de la lesión/deformidad.** La puntuación para el uso en determinar los sitios y la extensión/deformidad in cirugía reconstructiva fue de (7.58) y fue ligeramente más alto que en la distracción (7.53). Esto concluye que los estereomodelos son de gran



utilidad en determinar el sitio y la extensión de las lesiones y deformidades.¹⁷

- **Realización de la cirugía del modelo.** La puntuación media de utilidad en el desempeño de la cirugía modelo era bastante alto en ambos grupos, con 9.33 en el grupo de distracción y 8.0 en el grupo de cirugía reconstructiva. Los cirujanos calificaron ésta muy alto en cuanto a la realización de cirugías de simulación sobre los estereomodelos.¹⁷
- **Fabricación de prótesis.** Se mostró que los estereomodelos son particularmente útiles y producen un ahorro de tiempo para la fabricación de prótesis maxilofaciales en cirugía reconstructiva.¹⁷
- **Herramienta de enseñanza.** Las calificaciones para las dos áreas fueron altas, para distracción osteogénica fue de 10.00 y para cirugía reconstructiva de 9.80, lo que implica que los modelos son una excelente herramienta para enseñar a los estudiantes y a los aprendices de cirugía.¹⁷
- **Comunicación.** La calificación para la utilidad de los modelos en las dos áreas también fue alta, para distracción fue de 10.00 y para la cirugía reconstructiva fue de 9.93. Los cirujanos notaron que los estereomodelos son útiles en la comunicación con los pacientes acerca de la enfermedad y de la planeación quirúrgica.¹⁷

En general, todos los estudiantes de posgrado estuvieron de acuerdo que los estereomodelos son mejores que los modelos dentales convencionales. Reportaron que un 99.4% de los estereomodelos, les dieron una mejor perspectiva que los modelos dentales. Los estudiantes encontraron que los estereomodelos fueron de gran utilidad para entender el diagnóstico de las enfermedades en distracción osteogénica, que eran principalmente síndromes craneomaxilofaciales y deformidades esqueléticas severas.¹⁷

Por otra parte, encontraron que su comprensión de la fabricación de prótesis fue mejor en cirugía reconstructiva.¹⁷

Los estudiantes reportaron que los estereomodelos son igual de útiles en facilitar la comprensión de los sitios de extensión de la enfermedad, en el planeamiento del tratamiento, en el modelado de la cirugía, y como una guía intraoperatoria en ambas tanto en la distracción como en la cirugía reconstructiva, como se observa en la imagen 74. En vista de la capacidad de los estereomodelos para replicar finos detalles de la anatomía ósea, las calificaciones fueron las mismas en ambos grupos. Todos los estudiantes fueron entusiastas en el uso de estereomodelos en casos de distracción ósea y reconstrucción maxilofacial.¹⁷

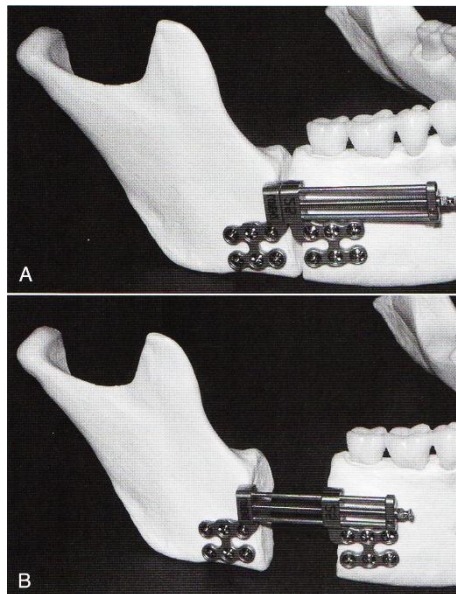


Imagen 74. A y B, aparato distractor para el avance mandibular.²⁰ⁱ

Para los pacientes las puntuaciones medias de utilidad para entender el diagnóstico de la enfermedad fueron 6.56 en el grupo de distracción y 5.43 en el grupo de reconstrucción; los que están en la comprensión de la planificación del tratamiento fueron 7.3 en el grupo de distracción y 8.86 en el grupo de reconstrucción. En cuanto a la simulación de los resultados

quirúrgicos, las puntuaciones medias fueron 7.61 en el grupo de distracción y 8.86 en el grupo de reconstrucción. Para la confianza del paciente en los cirujanos, las puntuaciones medias fueron bastante altas (7.94 en el grupo de distracción y 8.86 en el grupo de reconstrucción), lo que significa que los estereomodelos ayudaron a entender las diferentes etapas de la planificación del tratamiento y por lo tanto aumenta su confianza en los cirujanos. Además, ellos también sintieron que los modelos ayudaron a comunicarse con los cirujanos y se mostraron satisfechos con los resultados quirúrgicos.¹⁷

5.2 Planeación preoperatoria

Los datos obtenidos por TC convencional o por TCCB se combinan con exploraciones de la dentadura por láser, ópticas o por TC para crear un modelo informatizado de las anomalías del esqueleto y de la oclusión. Después se diseñan las osteotomías que se han planificado, y se crean los movimientos quirúrgicos de reposicionamiento de los componentes esqueléticos y oclusales en las localizaciones corregidas. Este tipo de planificación quirúrgica mejora nuestra comprensión del movimiento de los huesos que será necesario emprender durante la operación. Se visualiza claramente la posible dificultad planteada por la interferencia de los huesos, la necesidad o no de injertos óseos y el recontorneado que permita alcanzar la simetría.¹⁸ⁱ

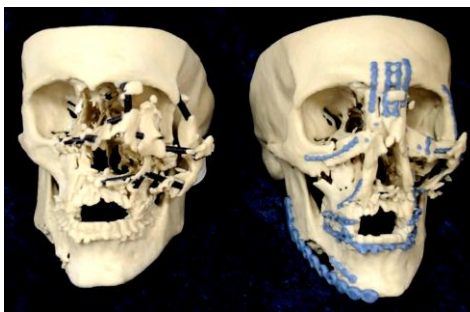


Imagen 75. Modelos 3D, antes y después de la planeación quirúrgica.²¹ⁱ

5.3 Guía intraoperatoria

Los softwares 3D se han utilizado para fabricar plantillas quirúrgicas específicas del paciente y dispositivos de orientación intraoperatorios para ayudar a los cirujanos durante la cirugía. Como observamos en la imagen 76.⁷

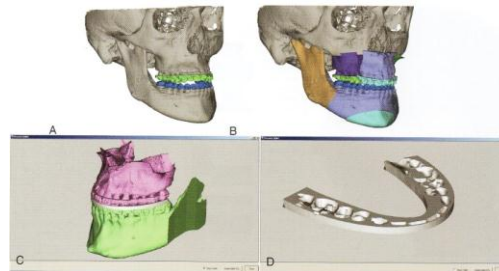


Imagen 76. Férula para reposicionamiento en cirugía ortognática.²⁰ⁱ

5.4 Prótesis personalizada

La impresión 3D ha permitido la producción rápida y conveniente de los implantes personalizados. Los investigadores han fabricado implantes mandibulares específicos del paciente en cirugía maxilofacial.⁷

En 2011 se creó y se implantó la primer mandíbula completa en el mundo, se fabricó con titanio y se roció con un compuesto de plasma de hueso artificial (sustituto de hidroxiapatita), la cirugía se llevó a cabo en Bélgica.^{19,28}



Imagen 77 y 78. Mandíbula impresa en 3D y colocación quirúrgica.²²ⁱ

6. RECONSTRUCCIÓN QUIRÚRGICA

6.1 Cirugía ortognática

Los recientes avances en la cirugía ortognática asistida por computadora, especialmente en el diseño de herramientas de software de planificación virtual, han sido de gran valor para el diagnóstico, la planificación del tratamiento y la evaluación de resultados cuando el objetivo es la corrección de las deformidades maxilofaciales.²⁰

Para lograr la funcionalidad oclusal satisfactoria y la estética facial, se requiere un alto grado de precisión y previsibilidad al posicionar los maxilares.²⁰

Férulas quirúrgicas fabricadas utilizando técnicas de CAD/CAM se han desarrollado para minimizar algunos errores asociados con el proceso de modelado tradicional., observable en las imágenes 79 y 80.²⁰

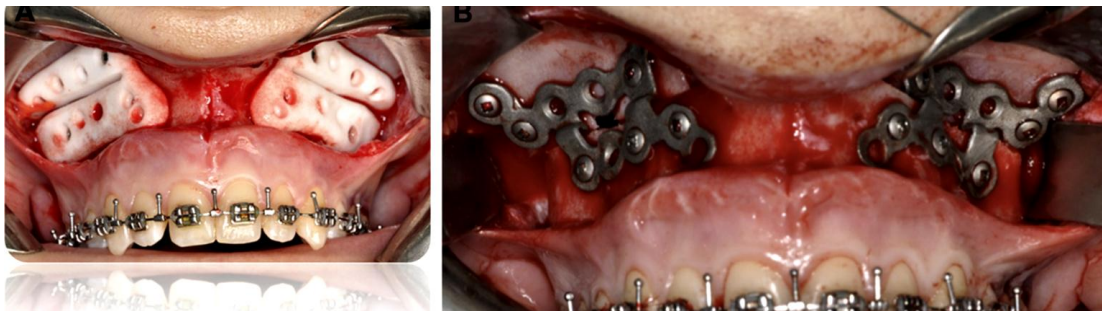


Imagen 79 y 80. Guías para realizar osteotomía y placas de titanio hechas a la medida.²³ⁱ



6.2 Trauma maxilofacial

Numerosos autores han abogado por un enfoque multidisciplinario para el tratamiento de las más complejas de estas lesiones. Aunque no se menciona específicamente por algunos, no obstante, es poco probable que una sola especialidad quirúrgica pueda gestionar adecuadamente la gran cantidad de lesiones a nivel de sub-especialidades quirúrgicas sufridas en lesiones balísticas complejas para la región cráneomaxilofacial, excepto tal vez para el más simple de estos casos. Cirugía plástica, oftalmología, otorrinolaringología, radiología intervencionista, neurocirugía, traumatismo, general y/o prótesis maxilofacial y bucal, y la subespecialidad de microcirugía son a menudo indicados para estas personas, así como otra evaluación y el manejo basado en las lesiones individuales correspondientes del paciente. Éstos incluyen la terapia ocupacional y física, la medicina nutricional, y la ciencia del comportamiento. El apoyo nutricional adecuado a menudo se retrasa en el manejo de las lesiones balísticas de la cara.²¹

6.2.1 Manejo de trauma por impacto de bala en tejidos duros

Antes de que ocurran reconstrucciones óseas, imágenes adecuadas son necesarias para definir la magnitud y la naturaleza de los segmentos fracturados con claridad. La TC con formato tridimensional es esencial para la obtención de esta información. La tomografía axial y coronal también proporcionan estos datos, pero reconstrucciones tridimensionales mejoran la conceptualización del tamaño y la ubicación de los segmentos fracturados y su relación entre sí, lo que mejora la capacidad de localizar y cambiar la posición de los segmentos intraoperatoriamente. La precisión y la claridad de la reconstrucción en tres dimensiones ha aumentado significativamente



durante la última década y ahora debe ser parte de la rutina estándar para el tratamiento del trauma craneomaxilofacial balístico complejo. Modelos de estereolitografía, representaciones en resina de acrílico extremadamente precisas de las exploraciones de TC, se pueden utilizar para la planificación quirúrgica y prefabricación de placas de reconstrucción quirúrgicas, aumentando la precisión de la reconstrucción mientras se disminuye el tiempo en el acto quirúrgico. El objetivo final del tratamiento para las víctimas con lesiones faciales balísticas es la restauración de la función y la estética. Muchos pacientes heridos por proyectiles de bala tienen defectos avulsivos significativos, es necesario el uso de imágenes apropiadas para desarrollar un plan de reconstrucción por etapas, con el punto final definitivo en cuenta antes de comenzar cualquier reconstrucción, observable en las imágenes 81 y 82.²¹

Los puntos para la consideración en la revisión de los tejidos blandos, los estudios radiográficos, y modelos de estereolitografía son los siguientes:

- ¿Qué estructuras se han perdido y que las estructuras se mantienen?
- Efecto de cada uno de éstos en los objetivos de reconstrucción.
- ¿Qué estructuras requieren de reemplazo?
- ¿Cómo van a ser reemplazados (injerto no vascularizado frente injerto vascularizado) aquellas estructuras?
- La identificación de los puntos de estabilización de las estructuras de recambio.
- Consideraciones de tejidos blandos.
- Elección de material de injerto.
- Efecto del plan de injerto en la reconstrucción del implante futuro o rehabilitación dental.²¹

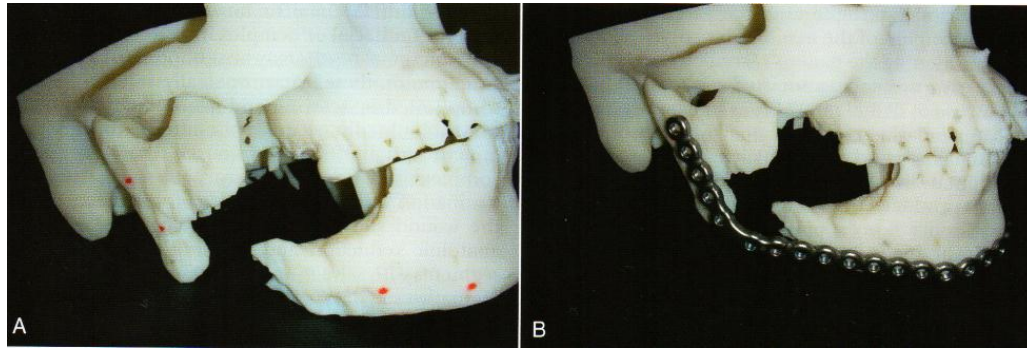


Imagen 81 y 82. Biomodelos de gran utilidad para verificar falta de tejido óseo a consecuencia de impacto de bala y simulación quirúrgica.²⁴ⁱ

6.3 Deformidades craneofaciales

La cirugía reconstructiva usando autoinjertos, aloinjertos y huesos artificiales se han realizado para tratar las deformidades craneofaciales.²²

Considerando que los injertos óseos autólogos se considera que son el estándar de oro para la reconstrucción de defectos óseos pero están asociados con varias desventajas tales como morbilidad del sitio donante, la disponibilidad limitada y el riesgo de la resorción impredecible.²²

Los huesos artificiales son superiores a los autoinjertos y aloinjertos en bioseguridad e invasividad, porque son libres de contaminación y no requieren la recolección de hueso.²²

En el Hospital de la Universidad de Tokyo, de Marzo de 2006 a Julio de 2007, Saijo y cols. realizaron 10 cirugías para colocar huesos artificiales impresos hechos a la medida (IPCAB's-Injet-Printed Custom-Made Artificial Bones) mediante BJT, observables en la tabla 4.²²

Caso	Edad (años)	Sexo	Diagnóstico	Tiempo de operación	Volumen de hemorragia (ml)	Volumen de IPCAB (cm ²)
1	26	F	Hipoplasia maxilar y mandibular derecha	2 h 10 min	10	Maxilar: 7.4 Mandíbula: 8.3
2	55	F	Deformidad mandibular izquierda después de reconstrucción	4 h	160	Mandíbula 15.1
3	41	F	Micrognatia	1 h 20 min	30	Mentón: 2.1
4	23	M	Microsomía hemifacial derecha	2 h 5 min	330	Mandíbula: 3.9 Mentón: 0.7
5	23	F	Microsomía hemifacial izquierda	2 h	50	Mandíbula: 3.4
6	30	F	Deformidad mandibular derecha después de reconstrucción	2 h 27 min	20	Mandíbula: 14.4
7	53	F	Deformidad mandibular izquierda después de reconstrucción	2 h 46 min	60	Mandíbula: 3.2
8	18	F	Micrognatia	1 h 30 min	50	Mentón: 1.5
9	38	F	Hipoplasia mandibular izquierda	1 h 36 min	20	Mandíbula: 1.8 Mentón: 0.9
10	43	F	Deformidad mandibular después de reconstrucción	1 h 30 min	100	Mentón: 1.3

Tabla 5. Características de los pacientes y los parámetros quirúrgicos.^{3t}

Se pueden imprimir huesos utilizando polvo de fosfato tricálcico $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ (TCP) combinado con ácido fosfórico diluido al 20% como líquido aglutinante, como observamos en la imagen 83.^{22,23}

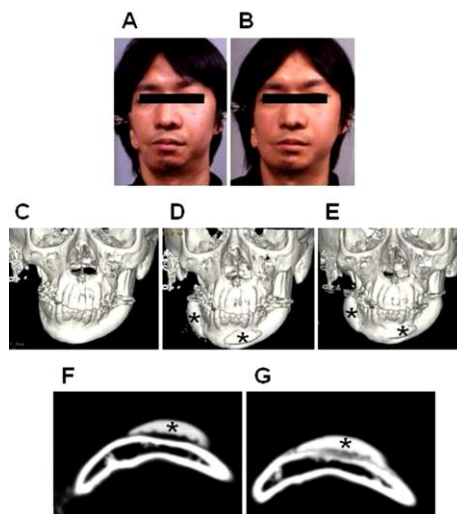


Imagen 83. A y B, paciente con deformidad facial antes y después de la cirugía, C, D y E modelado del implante, F TC postoperatoria y G TC 6 meses después de la cirugía.²⁵ⁱ

6.4 Cirugía estética

6.4.1 Implantes en el tercio medio

Los implantes malares o submalares del tercio medio se han popularizado en años recientes fundamentalmente debido a la dificultad y la impredecibilidad de restaurar el volumen del tercio medio mediante suturas o técnicas convencionales de elevado. A medida que se envejece, las almohadillas grasas de la región malar se atrofian y descienden. Esto, combinado con la pérdida gradual de volumen y apoyo del esqueleto, causa un aplanamiento de la mejilla. Algunos pacientes tienen deficiencia congénita del volumen del tercio medio, lo que también les confiere un aspecto de más edad, como observamos en las imágenes 84-86.¹⁸

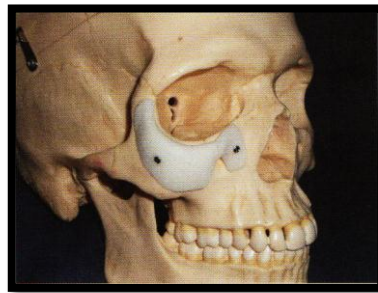


Imagen 84. Implante anatómico en el tercio medio de la cara.²⁰ⁱ



Imagen 85 y 86. Vistas preoperatoria (A) y postoperatoria (B) de un paciente después de la colocación de un implante en el tercio medio de la cara.²⁰ⁱ



Actualmente existen varios tipos de implantes para el tercio medio, como los materiales de polietileno poroso de gran densidad y los implantes de silicona porosa. Los implantes de las mejillas son típicamente anatómicos (es decir, que se adaptan estrechamente a las normas esqueléticas), o bien se pueden diseñar a la medida con la ayuda de la TC tridimensional. Los implantes del tercio medio de silicona sólida son populares debido a su seguridad y su tolerancia por los tejidos humanos: son sólidos pero flexibles y maleables. Como ocurre con cualquier dispositivo implantable, el organismo encapsula el implante y esta encapsulación por el colágeno favorece la estabilidad del implante. Los implantes malares se colocan mediante una incisión del párpado inferior o bien, mas habitualmente, por una incisión intraoral en el vestíbulo del maxilar superior. Muchos cirujanos prefieren fijar los implantes con diminutos tornillos de titanio para mantener la posición correcta hasta que se produce la encapsulación total a las 6 a 8 semanas. Por lo general, el paciente no es capaz de detectar estos implantes una vez completamente cicatrizados e inmovilizados por la encapsulación. Uno de los beneficios de utilizar silicona es su recuperabilidad. Hasta el cirujano más selectivo y técnicamente capaz algún día recibirá el pedido de retirar un implante porque el paciente no está satisfecho con él. Al ser liso y flexible y no poroso como otros implantes faciales que favorecen el crecimiento hacia dentro del tejido blando, el de silicona puede quitarse con relativa facilidad. Al eliminar implantes porosos duros (polietileno poroso) hay mayor riesgo de fragmentación y de lesión de los tejidos adyacentes.¹⁸

Después de un implante facial, la recuperación suele ser de aproximadamente 7 a 10 días. Puede que haya cierto grado de hinchazón durante algunas semanas más. Las complicaciones son infrecuentes pero podrían consistir en infección, desplazamiento y asimetría, problemas que se tratan fácilmente al eliminarlos o recolocarlos.¹⁸



6.4.2 Genioplastia

Una de las características más prominentes del envejecimiento facial es la definición de la línea de la mandíbula. Se trata de algo inevitable para la mayoría de los pacientes, pero es más evidente aún en las personas con una mandíbula poco desarrollada. En el contexto de la retrognatia (mandíbula retraída) o de la retrogenia o la microgenia (mentón inusualmente pequeño o deformado), tiende a producirse flacidez de la parte inferior de la cara y del cuello y suele ser más temprana y más grave debido a la carencia de apoyo esquelético. Muchos pacientes que reconocen sufrir hipoplasia mandibular preguntan sobre los procedimientos de aumento mucho antes de que aparezca ningún signo de envejecimiento. Quizás esto sea más común entre los hombres, que están convencidos de que un <<mentón fuerte>> mejorará su aspecto personal. Cuando se lleva a cabo en el paciente apropiado, pocos procedimientos resultan tan sencillos y satisfactorios como el aumento de mentón. Como se observa en las imágenes 87-89.¹⁸

Aun cuando la genioplastia de avance es una técnica muy popular de corrección de retrogenia, en algunos casos el tratamiento ideal puede ser aumento aloplástico. Los materiales aloplásticos que se utilizan actualmente para el aumento de mentón son el polietileno poroso y la silicona sólida. Uno de los inconvenientes de los implantes mentonianos de silicona sólida que suelen citarse es la reabsorción del hueso subyacente. Sin embargo en el caso de los implantes conformados anatómicamente colocados en la posición correcta sobre el borde de la mandíbula (donde el hueso es muy denso) y rígidamente asegurados para evitar los micromovimientos, es muy raro que se produzca una reabsorción importante. Los implantes pueden situarse ya sea por medio de una incisión intraoral o una pequeña incisión submentoniana. La recuperación normal de una genioplastia o un aumento

aloplástico es de aproximadamente de una semana. Con frecuencia, los implantes faciales de silicona provocan un importante hinchazón postoperatorio que puede necesitar varias semanas para resolver totalmente. Por su naturaleza flexible y por la encapsulación del colágeno que tiene lugar, el paciente no suele percibir su propio implante de mentón una vez completamente curado, como observamos en la imagen . Las complicaciones son muy poco habituales y comprenden parestesia de los nervios, asimetría y desplazamiento de la pieza.¹⁸

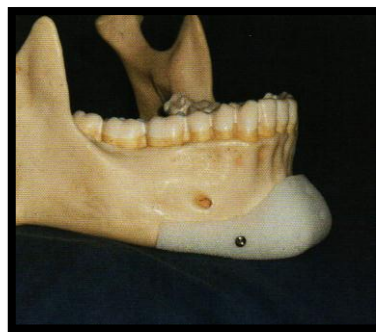


Imagen 87. Implante mentoniano de silicona, colocado en el lugar ideal.²⁰ⁱ

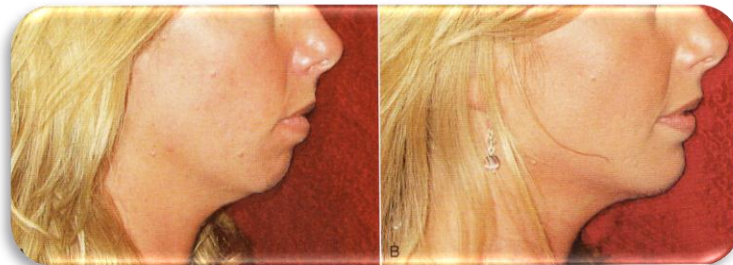


Imagen 88 y 89. Vistas preoperatoria (A) y postoperatoria (B) después de la colocación de un implante de mentón.²⁰ⁱ

6.5 Sustitución total de la articulación temporomandibular

Algunos cuadros patológicos de la articulación ocasionan la destrucción de las estructuras articulares y la pérdida de dimensión vertical del cóndilo y la



rama posterior, oclusión dental defectuosa, limitación de la apertura y dolor muy intenso. En estos casos puede ser necesario sustituir los componentes condíleos y de la fosa de la ATM. Las técnicas quirúrgicas comprenden sustitución del cóndilo o de la fosa, pero normalmente hay que reemplazar los dos.¹⁸

Las prótesis aloplásticas de articulación suelen ser la única opción viable para pacientes cuyas estructuras de la ATM han sufrido una destrucción importante, o para los que han obtenido malos resultados en tratamientos quirúrgicos anteriores, con intensos dolores, apertura bucal limitada o anquilosis, y oclusión dental deficiente. Se ha demostrado que las actuales prótesis articulares son una modalidad de tratamiento segura, eficaz y fiable para los que tienen la enfermedad avanzada.¹⁸

El objetivo de la sustitución total de la articulación es devolver la función mejorando la movilidad y disminuyendo el dolor. Las prótesis articulares antiguas presentaban un menor porcentaje de éxito debido al tejido cicatricial excesivo asociado a múltiples cirugías abiertas anteriores, al fallo mecánico y a la reacción a un cuerpo extraño por los restos procedentes del desgaste. Las prótesis articulares de nueva generación han mejorado la ingeniería, la biocompatibilidad y los materiales con mayor resistencia al desgaste. Estos avances recientes han sido la causa de resultados notablemente mejores después de una sustitución total de la cadera.¹⁸

La sustitución total de la articulación puede completarse con las partes de la fosa y el cóndilo preformados estándar o con componentes articulares fabricados a la medida. El tamaño de las fosas prefabricadas se basa en el hueso disponible para su fijación a lo largo del arco cigomático, mientras que el del componente condilar se hace de acuerdo con la altura de la unidad nativa cóndilo-rama. Las articulaciones fabricadas a medida se generan a partir de una plantilla de cera sobre un biomodelo basado en una TC

tridimensional de la fosa articular y la anatomía mandibular, como se observa en la secuencia de la imagen 90.¹⁸

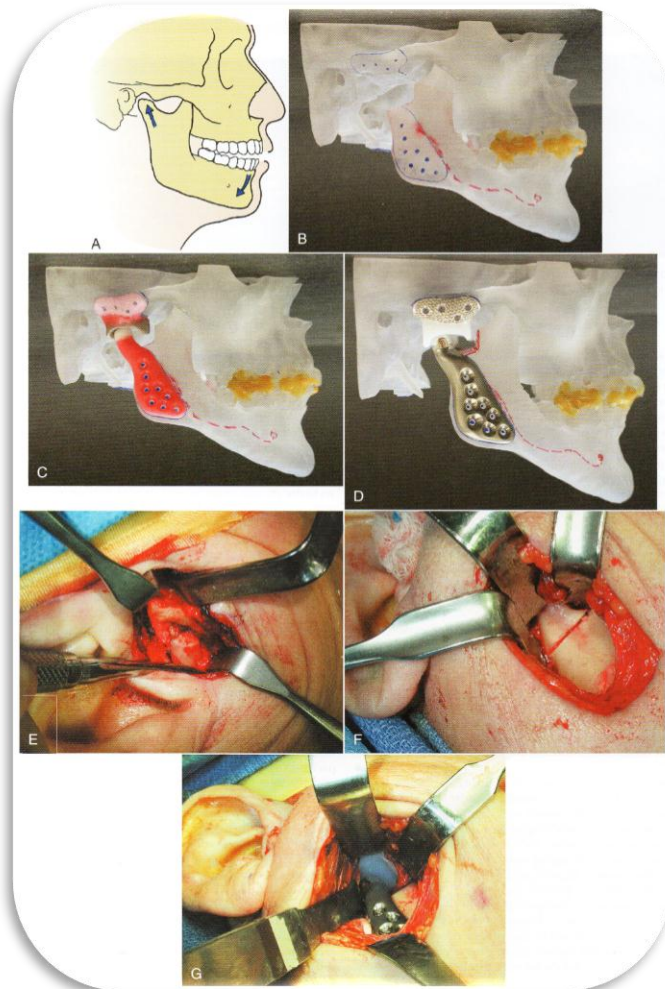


Imagen 90. Sustitución de la ATM con prótesis hecha a la medida.²⁰ⁱ

El acceso a la articulación y a la rama se practica a través de una incisión preauricular y retromandibular, respectivamente. Durante la disección se utiliza un estimulador nervioso que asegure la preservación de la inervación del nervio facial a los músculos de la expresión facial. Se completa una disección en el tejido blando para exponer la cápsula de la ATM, el cóndilo, el proceso coronoideo y la rama. Se completa la remoción del cóndilo enfermo y se desbrida la fosa articular. En este punto, si se va a colocar una



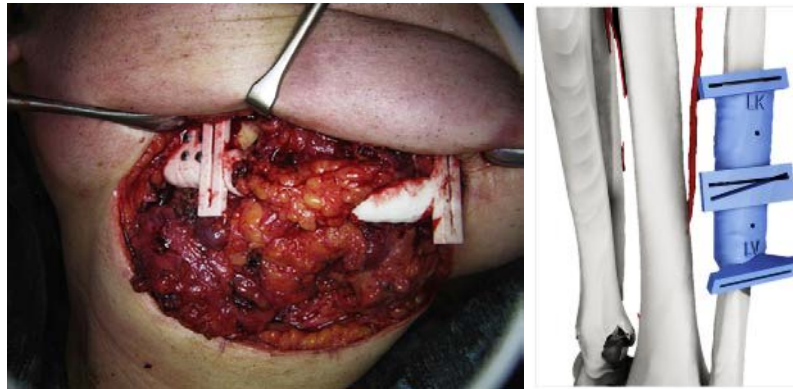
prótesis prefabricada, se debe aplanar la eminencia articular para la adaptación del componente de la fosa. Luego se ponen medidores a lo largo del aspecto lateral de la rama para determinar el tamaño correcto del componente condilar. Una vez escogido el tamaño correcto hay que ajustar el lecho receptor en la rama para eliminar los posibles puntos de altura por debajo de la prótesis, que podrían causar micromovimientos. Independientemente de la prótesis escogida, a continuación se coloca la fosa articular y la prótesis condilar con una fijación maxilomandibular y se asegura con tornillos óseos. La oclusión establecida se verifica manteniendo el campo quirúrgico estéril. La manipulación intraoperatoria de la mandíbula permite la evaluación de la función articular en ausencia de influencias musculares.¹⁸

Como en otras operaciones de la ATM, la fisioterapia postoperatoria ayuda a minimizar la escarificación intracapsular y alargar los músculos masticatorios. El resultado final será una mejor apertura de la boca. Puesto que se eliminan las uniones de los músculos pterigoideos laterales al cuello condilar, la persona que recibe una prótesis articular ya no será capaz de trasladar el cóndilo durante la apertura. Tampoco podrá realizar movimientos de oscilación ni de protrusión de la mandíbula.¹⁸

6.6 Cirugía oncogénica

Por el alto índice de cáncer de cabeza y cuello, en muchas ocasiones se tiene que hacer una resección amplia de la mandíbula o del maxilar, en casos más graves realizar una hemimandibulectomía o maxilectomía, es necesario reconstruir el tejido perdido. Por medio de injertos tomados de costilla, cresta ilíaca, calota, fíbula, etc. El más usado es el injerto de fíbula por su bajo índice de mortalidad. La utilidad del injerto libre de fíbula osteocutáneo para reconstrucción mandibular fue reconocido y

posteriormente popularizado por Hidalgo en 1989. Este injerto se considera actualmente el injerto de caballo de batalla en la cirugía reconstructiva de la mandíbula debido a la abundancia de hueso vascularizado y la piel flexible disponible y la posibilidad de instalar los implantes endo-óseos que ayudan en la rehabilitación dental, como se puede observar en las imágenes 91-93. Comparado con la mandíbula, el maxilar presenta un área de mayor complejidad para la reconstrucción, debido a su estructura. Adicionalmente la proximidad anatómica a estructuras vitales complica el proceso de reconstrucción.^{24,25,26,27}



Imágenes 91 y 92. Colocación de plantillas para resección de osteosarcoma y plantilla para tomar injerto de fíbula.²⁶ⁱ

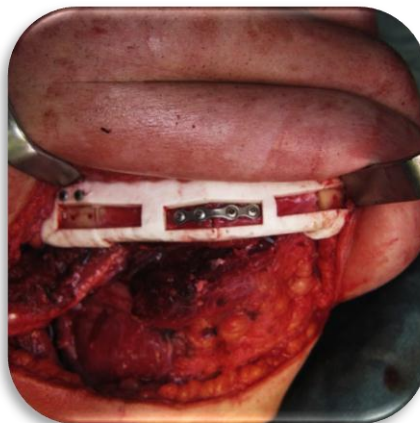


Imagen 93. Colocación del injerto de fíbula con ayuda de plantilla y material de osteóntesis.²⁶ⁱ

7. CASO CLÍNICO

7.1 Ameloblastoma uniuquístico

Esp. Rodrigo Liceága Reyes

Paciente femenina de 14 años con aumento de volumen de varios meses de haber iniciado, asintomático, tratada como infección odontogénica sin adecuada evolución y que a la exploración evidencia expansión de corticales y asimetría facial, como se observa en la imagen 94.³

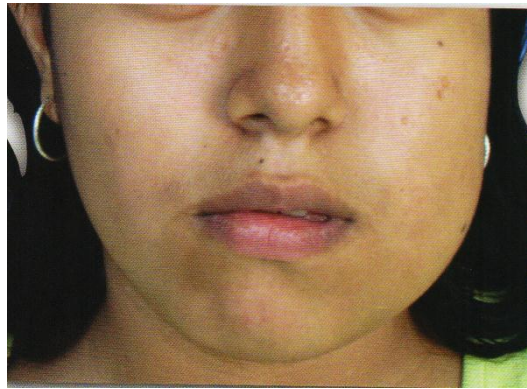


Imagen 94. Vista extraoral.⁵ⁱ

Se realizó una biopsia incisional que resultó en un ameloblastoma uniuquístico. En los estudios de imagen en ortopantomografía se observa una lesión radiolúcida unilocular extensa, que va de la zona del segundo premolar inferior izquierdo hasta la zona del cuello del cóndilo. En la lesión se observa el tercer molar retenido, imagen 95.³

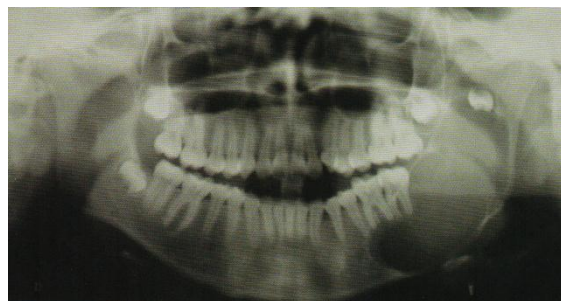


Imagen 95. Radiografía panorámica.⁵ⁱ

Se complementó con una tomografía para identificar los límites de la lesión y comprobar la gran destrucción ósea por el tumor, como se observa en las imágenes. A partir de la tomografía se obtuvo un modelo estereolitográfico que fue útil para la planeación de la cirugía, observable en las imágenes. Entendiendo el comportamiento biológico de la lesión y de la edad de la paciente, se planteó un tratamiento conservador y un seguimiento a largo plazo. Observable en las imágenes 96-103³

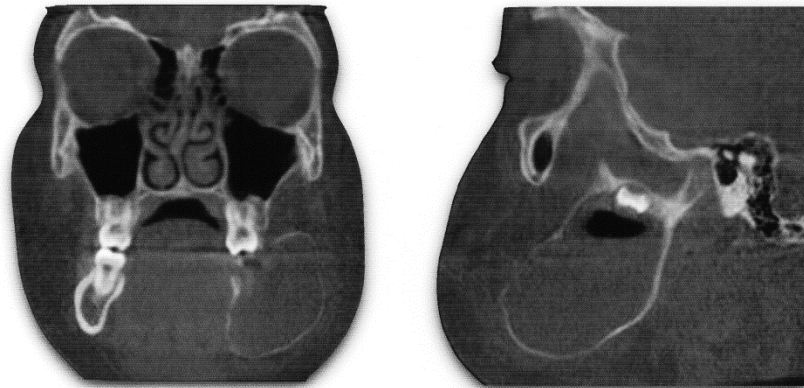


Imagen 96 y 97. Corte coronal y sagital.⁵ⁱ

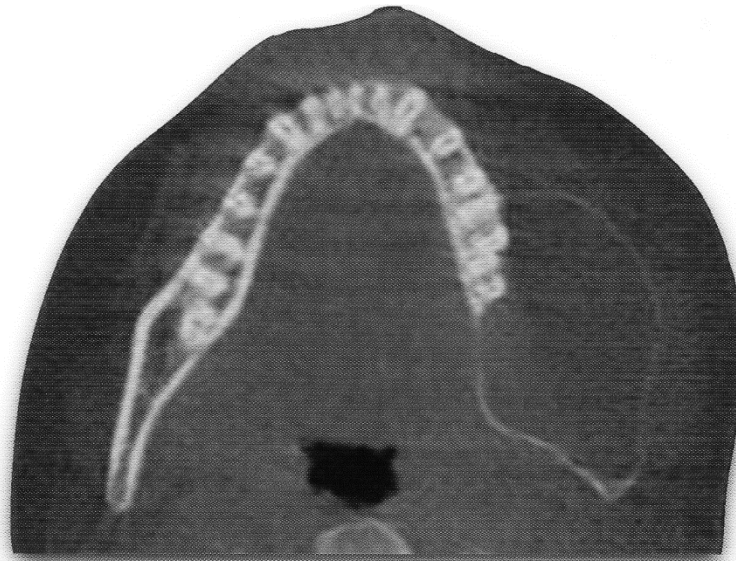
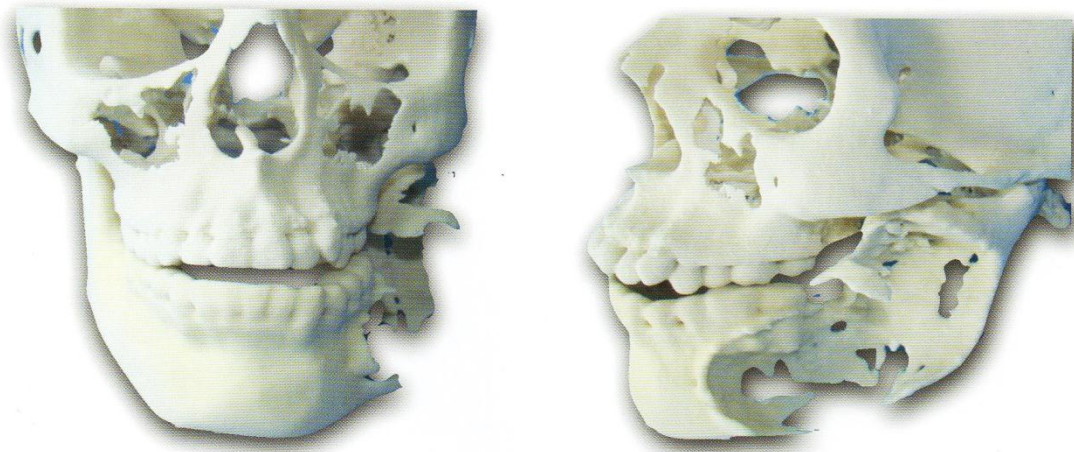


Imagen 98. Corte axial.⁵ⁱ



Imagen 99 y 100. Vista frontal y vista lateral.⁵¹



Imágenes 101 y 102. Modelo estereolitográfico vista frontal y lateral.

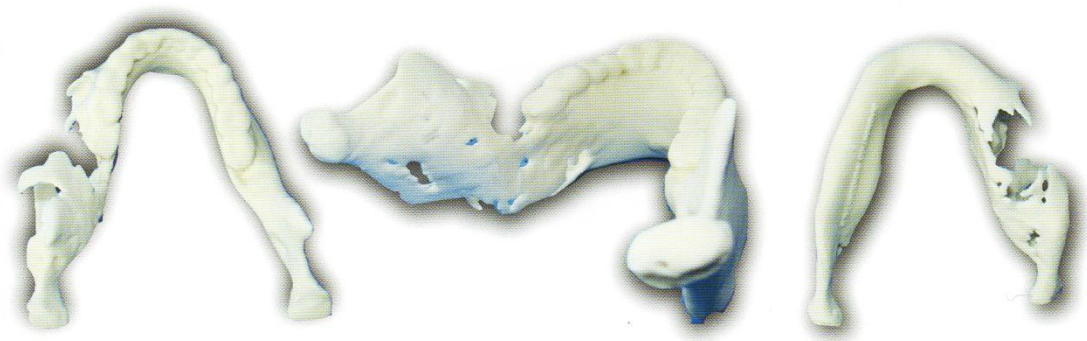


Imagen 103. Diferentes vistas de la lesión en el modelo estereolitográfico.

Bajo anestesia general, se realizó únicamente un abordaje intraoral y la exposición de toda la lesión para completar un curetaje amplio, respetando el hueso remanente y eliminando los dos molares relacionados así como el tercer molar incluido en la lesión, como se observa en las imágenes. Se suturó la herida de primera intención y se dio seguimiento en consulta externa.³

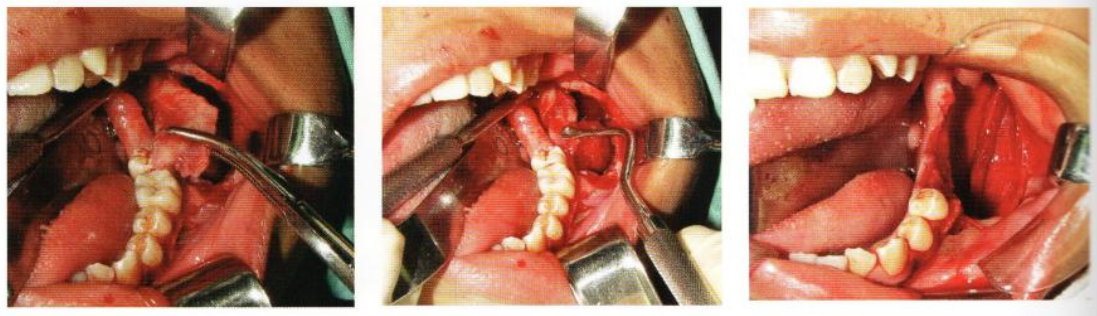


Imagen 104. Abordaje intraoral.⁵ⁱ

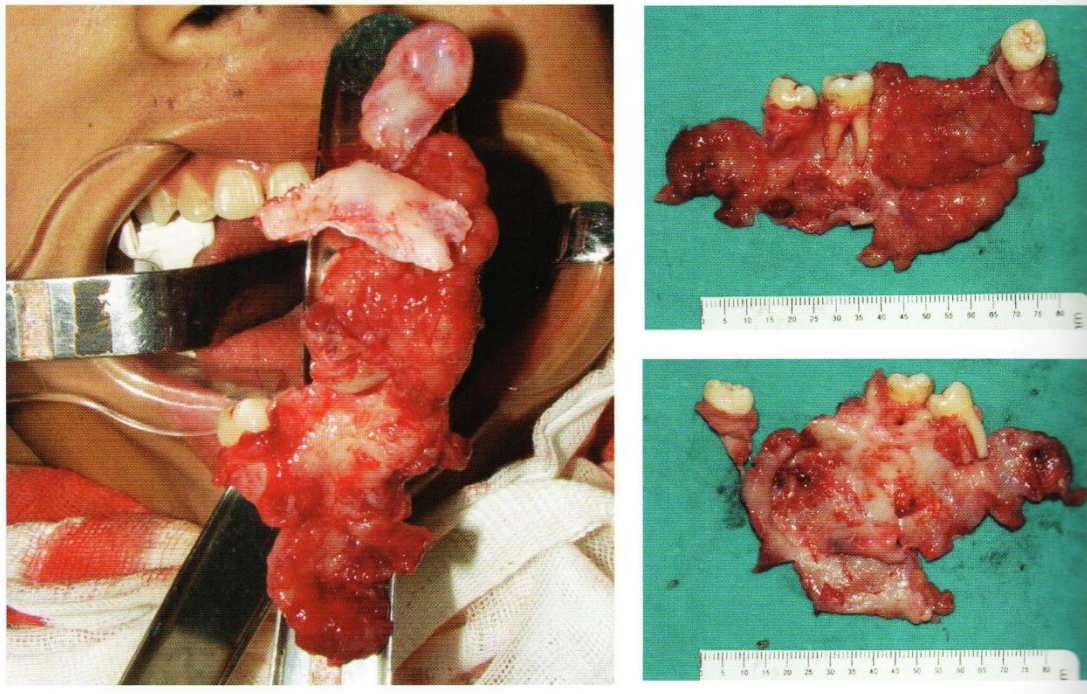


Imagen 105. Excisión quirúrgica.⁵ⁱ

En el postoperatorio inmediato, la paciente no cursó con ninguna eventualidad, aunque se indicó dieta blanda por varias semanas debido al poco hueso remanente. A cinco años postoperatorios, se observa la adecuada formación de hueso sin datos de recidiva.³



Imagen 106. Vista extraoral inicial y de control.⁵¹



Imagen 107. Vista intraoral inicial y de control.⁵¹



CONCLUSIONES

La imagenología simple y especializada hoy en día es una herramienta de gran utilidad en todo el mundo, ya que se encuentra al alcance de la mayoría de la población con diversas aplicaciones en el ámbito médico y odontológico. La TC es indispensable para la realización de modelos 3D a escala 1:1, los cuales son una herramienta eficaz para el diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de los pacientes con alteraciones de cabeza y cuello.

Para obtener un mayor éxito en los tratamientos se deben combinar los conocimientos médicos con la tecnología y la experiencia por parte del clínico.

El avance tecnológico proyecta que en un futuro no muy lejano, este tipo de tecnología será una herramienta de uso común para con ello alcanzar mejores resultados quirúrgicos, disminuir el tiempo y una rápida integración del paciente a la sociedad.

Este método de diagnóstico permite planear con mayor exactitud y poder llevar a cabo simulaciones quirúrgicas antes de realizar una cirugía y así alcanzar excelentes resultados en beneficio del paciente.

Debido al gran auge y uso a nivel mundial de las impresoras 3D, en México será costeable y rentable en poco tiempo poder hacer uso de esta tecnología en el área de la salud.

El C.D. deberá actualizar sus conocimientos en tecnología especializada para desarrollar con mayor calidad, seguridad y de manera oportuna el diagnóstico, pronóstico y tratamiento de los padecimientos más comunes en la población mexicana, motivo de la elaboración de la presente investigación.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lambrecht J. **3-D modeling technology in oral and maxillofacial surgery**. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1995. Pp. 15-24
2. Mankovich NJ, Cheeseman AM, Stoker NG: **The display of three-dimensional anatomy with stereolithographic models**. J Dig Imag. 3:200, 1990. Pp. 200-203
3. González GE. **Tomografía Cone Beam. Atlas de Aplicaciones en Odontología**. 2da ed. México: Editorial AMOLCA; 2014. Pp. 3-145
4. Urzúa R. **Técnicas radiográficas dentales y maxilofaciales**. Caracas, Venezuela: Editorial AMOLCA, 2005. Pp. 265-269
5. Accorsi M, Velasco L. **Diagnóstico 3D en ortodoncia. Tomografía cone-beam aplicada**. Venezuela: Editorial AMOLCA, 2014. Pp. 27-39
6. <http://dicom.nema.org/Dicom/about-DICOM.html> (Consultado el día 24/09/15).
7. Chae MP, Rozen WM, McMenemy PG, Findlay MW, Spychal RT, Hunter-Smith DJ. **Emerging applications of bedside 3D printing in plastic surgery**. Front Surg. 2015; 2:25. Pp. 1-14
8. Rosset A, Spadola L, Ratib O. **OsiriX: An Open-Source Software for Navigating in Multidimensional DICOM Images**. J Digit Imaging. 2004; 17(3). Pp. 205-216
9. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin J, Pujol S et al. **3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network**. Magn Reson Imaging. 2012; 30(9). Pp. 1323-1341
10. Gering DT, Nabavi A, Kikinis R, Hata N, O'Donnell LJ, Grimson WE et al. **An integrated visualization system for surgical planning and guidance using image fusion and an open MR**. J Magn Reson Imaging. 2001; 13(6). Pp. 967-975
11. http://www.cti.gov.br/invesalius/?page_id=14 (Consultado el día



28/09/15).

12. <https://www.ondemand3d.com/pages/ondemand3d/what-is-ondemand3d> (Consultado el día 28/09/15).
13. <http://www.materialise.com/about-materialise> (Consultado el día 30/09/15).
14. <http://biomedical.materialise.com/mimics> (Consultado el día 30/09/15).
15. <http://biomedical.materialise.com/3-matic-0> (Consultado el día 30/09/15).
16. <http://biomedical.materialise.com/proplan-cmf-planning-software> (Consultado el día 30/09/15).
17. Chow LK, Cheung LK. ***The Usefulness of Stereomodels in Maxillofacial Surgical Management.*** J Oral Maxillofac Surg. 2007; 65(11). Pp. 2260-2268
18. Hupp J, Ellis E, Tucker M. ***Cirugía oral y maxilofacial contemporánea.*** Barcelona: Elsevier España; 2014. Pp. 529-646
19. <http://www.xiloc.com/patients/stories/total-mandibular-implant/> (Consultado el día 20/10/15).
20. Mazzone S, Bianchi A, Schiariti G, Badiali G, Marchetti C. ***Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Cutting Guides and Customized Titanium Plates Are Useful in Upper Maxilla Waferless Repositioning.*** J Oral Maxillofac Surg. 2015; 73 (4). Pp. 701-707
21. Fonseca R. ***Oral and maxillofacial trauma.*** 4th edition. St. Louis, Mo.: Editorial Elsevier Saunders, 2013. Pp. 710 y 711
22. Saijo H, Igawa K, Kanno Y, Mori Y, Kondo K, Shimizu K et al. ***Maxillofacial reconstruction using custom-made artificial bones fabricated by inkjet printing technology.*** J Artif Organs. 2009; 12(3): Pp. 200-205.
23. Klammert U, Gbureck U, Vorndran E, Radiger J, Meyer-Marcotty P, Kabler A. ***3D powder printed calcium phosphate implants for***



- reconstruction of cranial and maxillofacial defects.** J CranioMaxillofac Surg. 2010; 38(8). Pp. 565-570
24. Mazzoni S, Marchetti C, Sgarzani R, Cipriani R, Scotti R, Ciocca L. **Prosthetically Guided Maxillofacial Surgery: Evaluation of the Accuracy of a Surgical Guide and Custom-Made Bone Plate in Oncology Patients after Mandibular Reconstruction.** Plastic Reconstruc Surg. 2013; 131(6). Pp. 1376-1385
25. Coppen C, Weijs W, Bergé S, Maal T. **Oromandibular Reconstruction Using 3D Planned Triple Template Method.** J Oral Maxillofac Surg. 2013; 71(8). Pp. e243-e247
26. Schepers R, Raghoobar G, Vissink A, Stenekes M, Kraeima J, Roodenburg J et al. **Accuracy of fibula reconstruction using patient-specific CAD/CAM reconstruction plates and dental implants: A new modality for functional reconstruction of mandibular defects.** J CranioMaxillofac Surg. 2015; 43(5). Pp. 649-657
27. Rohner D, Guijarro-Martínez R, Bucher P, Hammer B. **Importance of patient-specific intraoperative guides in complex maxillofacial reconstruction.** J CranioMaxillofac Surg. 2013; 41(5). Pp. 382-390
28. Parthasarathy J. **3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery.** Annals of Maxillofac Surgery. 2014; 4(1). 9.



BIBLIOGRAFÍA IMÁGENES

1. Lambrecht J. **3-D modeling technology in oral and maxillofacial surgery**. Chicago: Editorial Quintessence Pub. Co., 1995. Pp. 17-95
2. M. Iannucci J, Jansen Howerton L. **Radiología Dental - Principios y técnicas**. 4ta ed. Nueva York, E.U.A.: Editorial AMOLCA, 2013. Pp. 265-267
3. Urzúa R. **Técnicas radiográficas dentales y maxilofaciales**. Caracas, Venezuela: Editorial AMOLCA, 2005. Pp. 265-269
4. Imágenes proporcionadas por el Departamento de Imagenología del INCan (Instituto Nacional de Cancerología).
5. González García E. **Tomografía Cone Beam. Atlas de Aplicaciones en Odontología**. 2da ed. México: Editorial AMOLCA; 2014. Pp. 4-145
6. Accorsi M, Velasco L. **Diagnóstico 3D en ortodoncia. Tomografía cone-beam aplicada**. Venezuela: Editorial AMOLCA, 2014. Pp. 27-39
7. <https://www.ondemand3d.com/pages/ondemand3d/Packages/project-viewer> (Consultado 02/10/15).
8. Imágenes proporcionadas por el Departamento de Imagenología de la DEPeI (División de Estudios de Posgrado e Investigación) de la Facultad de Odontología, U.N.A.M.
9. http://www.cti.gov.br/invesalius/?page_id=16 (Consultado el día 07/10/15).
10. <https://www.ondemand3d.com/pages/ondemand3d/what-is-ondemand3d> (Consultado el día 08/10/15).
11. <http://www.materialise.com/about-materialise> (Consultado el día 12/10/15).99
12. <http://biomedical.materialise.com/3-matic-0> (Consultado el día 12/10/15).
13. <http://biomedical.materialise.com/proplan-cmf-planning-software> (Consultado el día 12/10/15).



14. <http://www.custompartnet.com/wu/stereolithography> (Consultado el día 15/10/15).
15. <http://trade.indiamart.com/details.mp?offer=9115830948> (Consultado el día 15/10/15).
16. https://en.wikipedia.org/wiki/Selective_laser_sintering (Consultado el día 15/10/15).
17. <http://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/processes/> (Consultado el día 15/10/15).
18. Imágenes proporcionadas por el Departamento de Prótesis Maxilofacial de la DEPEl (División de Estudios de Posgrado e Investigación) de la Facultad de Odontología, U.N.A.M.
19. <http://www.custompartnet.com/wu/fused-deposition-modeling> (Consultado el día 15/10/15).
20. Hupp J, Ellis E, Tucker M. **Cirugía oral y maxilofacial contemporánea**. Barcelona: Elsevier España; 2014. Pp. 530 y 557
21. Grant G, Liacouras P, Kondor S. **Maxillofacial Imaging in the Trauma Patient**. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin. 2013; 21(1). Pp 31
22. <http://www.xilloc.com/patients/stories/total-mandibular-implant/> (Consultado el día 20/10/15).
23. Mazzone S, Bianchi A, Schiariti G, Badiali G, Marchetti C. **Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Cutting Guides and Customized Titanium Plates Are Useful in Upper Maxilla Waferless Repositioning**. J Oral Maxillofac Surg. 2015; 73 (4). Pp. 704
24. Fonseca R. **Oral and maxillofacial trauma**. 4th edition. St. Louis, Mo.: Editorial Elsevier Saunders, 2013. Pp. 711
25. Saijo H, Igawa K, Kanno Y, Mori Y, Kondo K, Shimizu K et al. **Maxillofacial reconstruction using custom-made artificial bones fabricated by inkjet printing technology**. J Artif Organs. 2009; 12(3). Pp. 204
26. Coppen C, Weijs W, Bergé S, Maal T. **Oromandibular Reconstruction Using 3D Planned Triple Template Method**. J Oral Maxillofac Surg. 2013; 71(8). Pp. e244-e246



BIBLIOGRAFÍA TABLAS

1. Urzúa R. ***Técnicas radiográficas dentales y maxilofaciales.*** Caracas, Venezuela: Editorial AMOLCA, 2005. Pp. 269
2. Chae MP, Rozen WM, McMenamin PG, Findlay MW, Spychal RT, Hunter-Smith DJ. ***Emerging applications of bedside 3D printing in plastic surgery.*** Front Surg. 2015; 2:25. Pp. 3-6
3. Saijo H, Igawa K, Kanno Y, Mori Y, Kondo K, Shimizu K et al. ***Maxillofacial reconstruction using custom-made artificial bones fabricated by inkjet printing technology.*** J Artif Organs. 2009; 12(3). Pp. 202