

CIRUGIA PLASTICA

Volumen
Volume 11

Número
Number 3

Septiembre-Diciembre
September-December 2001

Artículo:

La navegación quirúrgica en el campo
de la cirugía craneofacial: Una
revisión y evaluación de la tecnología
y sus aplicaciones prácticas

Derechos reservados, Copyright © 2001:
Asociación Mexicana de Cirugía Plástica, Estética y Reconstructiva, AC

Otras secciones de
este sitio:

- 👉 [Índice de este número](#)
- 👉 [Más revistas](#)
- 👉 [Búsqueda](#)

*Others sections in
this web site:*

- 👉 [Contents of this number](#)
- 👉 [More journals](#)
- 👉 [Search](#)



www.Medigraphic.com

La navegación quirúrgica en el campo de la cirugía craneofacial: una revisión y evaluación de la tecnología y sus aplicaciones prácticas

Dr. Sergio Kurt Rojas,* Dr. Dr. Alexander Schramm,* Prof. Dr. Dr. Nils-Claudius Gellrich*

RESUMEN

Los avances en la investigación científica dentro el campo de la cirugía asistida por computadora, han sido introducidas en la práctica clínica. La cirugía craneofacial, así como la reconstrucción de defectos en esta área se han beneficiado por la introducción de técnicas de navegación instrumental que permiten al cirujano, la planeación, simulación y seguimiento intraoperatorio a través de la visualización en tiempo real de imágenes multiplanares y tridimensionales. Por primera vez los sistemas de navegación permiten al cirujano saber con exactitud la posición de los instrumentos quirúrgicos o revisar el contorno durante el acto operatorio en una imagen tridimensional del paciente. Las técnicas asistidas por computadora y la robótica son un avance para la cirugía craneofacial moderna, que permitirán optimizar la planeación preoperatoria, así como mejorar la precisión y la calidad de nuestras cirugías.

Palabras clave: Navegación quirúrgica, cirugía asistida por computadora, cirugía craneofacial.

SUMMARY

Advances in scientific research within the field of computer assisted surgery have been introduced into clinical routine. Reconstructive craniofacial surgery as well as congenital or acquired deformities reconstruction have been improved by the introduction of frameless stereotaxy with the instrumental navigation systems, which allow the surgeon to plan, simulate and control intra- or postoperative phase through the visualization of multiplanar and 3D-CT/-MRI- data in real time. For the first time, the navigation systems enable the surgeon to show the exact instrument position or to check the contour at the operation site on the three-dimensional image of the patient. Computer-assisted and robotic techniques are advances for modern craniofacial surgery that allow optimizing preoperative planning and help to improve the precision and quality of surgical procedures.

Key words: Surgical navigation, computer-assisted surgery, craniofacial surgery.

INTRODUCCIÓN

Las computadoras son usadas de manera creciente como una herramienta de soporte, para el diagnóstico, planeación y tratamiento. Prácticamente todas las especialidades médicas tienden hacia procedimientos cada vez menos invasivos. El campo de la cirugía craneofacial, así como la reconstrucción tridimensional

de defectos en esta área donde diferencias de unos cuantos milímetros pueden hacer una gran diferencia, no son excepción.

La meta de la aplicación interactiva e intraoperatoria de una base de datos por imagen, ha sido posible en parte a través de los sistemas de navegación instrumental. Por primera vez los sistemas de navegación permiten al cirujano saber con exactitud la posición de los instrumentos quirúrgicos durante el acto operatorio en una imagen tridimensional. El uso de técnicas de cirugía asistida por computadora (CAC) puede de esta manera reducir los riesgos quirúrgicos y la morbilidad operatoria.

* Servicio de Cirugía Craneomaxilofacial y Cirugía Plástica Regional.
Hospital Universitario de Friburgo, Alemania.

La CAC incluye semánticamente cualquier participación de un ordenador en la planeación y realización de un procedimiento quirúrgico, en un sentido más preciso, se refiere a cualquier método que permita la navegación intraoperatoria de un campo quirúrgico, basado en datos digitales tomados de Tomografía Computada (TC), Resonancia Magnética (RM) u otros sistemas de imagen. Un programa procesa las imágenes en tiempo real y se conecta intraoperatoriamente a una estación de trabajo para producir un sistema de medición coordinada.¹

DESARROLLO HISTÓRICO

La evolución de la tecnología en las últimas décadas ha sido excepcional, especialmente el desarrollo de nuevos y mejores sistemas de computación, éstos han impactado todos los campos de la medicina. Su uso en el campo de la cirugía craneofacial ha seguido varios sentidos.

El desarrollo de programas para el corte y la movilización virtual de segmentos óseos, permite la simulación de procedimientos quirúrgicos específicos, con los datos de cada paciente, esto es particularmente útil en casos complejos como se presentan en la cirugía craneofacial.²⁻⁹

Otros sistemas como el análisis de elementos finitos¹⁰ o el uso de imágenes tridimensionales generadas por sistemas óptico-electrónicos¹¹ permiten la comparación de resultados quirúrgicos, al obtener imágenes graficadas de diferentes momentos en la evolución de los pacientes.

La esterolitografía consiste en la realización de modelos tallados bajo la guía de un programa que analiza los datos generados por TC o RM, realizado sobre diversos materiales de diferentes consistencias. En la esterolitografía se realizan cortes a una distancia de 0.25 mm, sobre una resina fotocurable, que se endurece por medio de láser, estos modelos facilitan la orientación espacial, pero al ser un método estático, su uso está limitado a la planeación y simulación preoperatorias, en general se trata de un procedimiento largo (aproximadamente 72 horas) y costoso (950 dólares en promedio por cada pieza), por lo que no se trata de un método práctico.¹²⁻¹⁷ Aun con el uso de diversos materiales como el acrílico¹⁸⁻²⁰ o poliuretano,^{21,22} la reproducción exacta de zonas con una alta complejidad anatómica como los senos paranasales o las paredes orbitarias no es posible.^{17,22}

El desarrollo de la tecnología asistida por computadora se inició para proveer a los neurocirujanos de guías seguras durante sus procedimientos quirúrgi-

cos. Aunque el uso intraoperatorio de datos planeados sobre la base de imágenes radiográficas fue por primera vez realizado por Horsley y Clarke en 1908,²³ la estereotaxia de tumores fue introducida en el campo de la neurocirugía a principios de la década de los ochenta, y se encuentra actualmente, con o sin navegación robótica, en uso para indicaciones médicas específicas.²⁴

Los primeros intentos para la utilización de guías quirúrgicas basados en datos de imágenes en la cirugía craneofacial utilizaron un marco metálico fijo a la maxila y a los conductos auditivos, con éste se realizaba una tomografía computada, las imágenes se digitalizaban y se hacían mediciones para lograr reconstrucciones simétricas. Con los valores del lado sano se planeaba la reconstrucción en tres planos. El marco era esterilizado previo cálculo de las distancias y colocado en la sala de operaciones para servir como guía durante la reconstrucción.²⁵ El uso de un marco externo fijado firmemente al cráneo permite la localización estereotáctica de estructuras profundas y es aún usado en neurocirugía.^{26,27}

El primer sistema para navegación quirúrgica de uso clínico en cirugía craneofacial, utilizó un brazo robótico. Se trata de un sistema de navegación tridimensional que posee un brazo mecánico con 6 articulaciones y 6 ejes de movimiento que trabaja con un digitalizador y procesa por medio de una estación de trabajo computarizada las imágenes, lo que permite la visualización en gráficos con una exactitud de 2 mm.²⁸ Por primera vez, permite la visualización tridimensional, simulación y navegación en tiempo real en la cirugía craneofacial. Este brazo robótico es colocado sobre la estructura de un fijador cefálico de Mayfield durante la cirugía.²⁹⁻³¹ El primer sistema mecánico de navegación comercial fue el "Viewing Wand" (ISG Technologies, Mississauga, Ontario, Canada) que ha sido utilizado de manera creciente desde 1993, su grado de exactitud es de entre 2 y 4 mm.³²⁻³⁶ Se documentó que utilizando el "Viewing Wand" para la cirugía de tumores en la base del cráneo, se logran cirugías más precisas, evitando la lesión de estructuras vitales durante la resección.³⁷ Aunque éstos han alcanzado cierto grado de refinamiento, siguen presentado grandes desventajas, como para alcanzar sitios anatómicos diseminados como en el caso de cirugía reconstructiva de cabeza y cuello.³⁸

De tal modo se han creado sistemas de navegación satélite que obvian la necesidad de un brazo mecánico. Los sistemas basados en la emisión de ultrasonido, aunque se encuentran en el rango de los 2 a los 5 mm de exactitud^{39,40} dependiendo del sistema, presentan problemas originados por variaciones en la tem-

peratura y movimiento del aire en la sala de operaciones, por lo que se encuentra prácticamente en desuso.

Otro sistema está basado en la medición de cambios en la intensidad de campos magnéticos generados por un electromagneto fijo a un instrumento.⁴¹⁻⁴³ De igual modo este sistema de localización está sujeto a variaciones por interferencias, sobre todo durante el movimiento de grandes piezas metálicas en la sala quirúrgica.^{35,44} Su precisión varía entre los 2 a 4 mm, su uso está extendido fuera del campo médico en simuladores virtuales y juegos de video, por lo que se ha logrado una gran simplificación y abaratamiento de sus componentes.

Debido a su alta precisión técnica y ausencia de interferencias ambientales, los sistemas de navegación basados en luz infrarroja han sido los más exitosos comercialmente hablando. Todos están basados en la localización de luz infrarroja emitida por diodos en los instrumentos y captadas a través de cámaras.^{45,46} La precisión técnica de estos sistemas es de menos de 1 mm e intraoperatoriamente de 2 a 4 mm.⁴⁷⁻⁵¹

Diversos autores^{35,52,53} han comparado los diferentes sistemas de navegación enfatizando las diferencias entre éstos. En general los sistemas basados en campos electromagnéticos tienen poca seguridad por

la gran cantidad de interferencias, producidas por objetos metálicos que abundan en la sala de operaciones, aun la exactitud técnica, o sea la que se evalúa en situaciones controladas en un laboratorio, es superior en los sistemas ópticos, basados en luz infrarroja, que están en el rango de los 0.3 mm.⁵⁴

Los sistemas basados en la digitalización de imágenes de video como el VISLAN, utilizan marcadores pasivos con patrones específicos, grabados por cámaras de video en la sala de operaciones. Subsecuentemente registrado y corregido automáticamente por un programa de computadora. La precisión técnica es de 1 mm e intraoperatoria de 2 a 3 mm.⁵⁵ Estos sistemas permiten la planeación y navegación intraoperatoria en cirugía craneofacial mediante el empleo de imágenes de video digitalizadas en tiempo real, las cámaras se encuentran fijas en diferentes lugares de la sala de operaciones o mediante un dispositivo localizado en la cabeza del cirujano.⁵⁶ La fusión de análisis de video estereofotométrico con un sensor de video colocado en la cabeza del cirujano permite la navegación en tiempo real sobre una base de datos de TC.^{43,57,58} Estos sistemas sin embargo son excesivamente complicados y no han tenido éxito comercial.



Figura 1. El dispositivo de referencia dinámica (DRD) fijo a la pinza de Mayfield, el apuntador (A) y las cámaras que captan las emisiones de luz infrarroja, están conectados a una computadora que muestra la localización espacial durante la navegación intraoperatoria.

Cuadro I. Tipos de navegación instrumental.

Mecánico
Electromagnético
Ultrasonido
Videoscópicamente



Figura 2. Una guía dental de acrílico con los marcadores, en este caso esferas de plástico con gadolinio, posicionados en diferentes ejes.

Un importante número de sistemas comerciales como el Flash-Point 3D-Localizer (Boulder, Colorado, USA), el Optotrak de Northern Digital (Waterloo, Ontario, Canada) el sistema SPOCS de Aesculap (Tuttlingen, Alemania) y el Surgical Tool Navigation (Stryker-Leibinger, Friburgo, Alemania) continúan desarrollándose en la práctica clínica.

Evaluación técnica

La transición de la planeación asistida por computadora a la cirugía basada en la localización y navegación, permite al cirujano observar la posición actual del instrumento quirúrgico por primera vez en una imagen tridimensional del paciente.^{40,41,59,60} De igual modo es posible localizar estructuras anatómicas con o sin patología en imágenes individuales del paciente. La precisión de estos aparatos de navegación se encuentra en el rango de los 2 a los 4 mm.^{49,61}

El requerimiento básico de cualquier técnica de navegación es el registro exacto de la posición del paciente y su correlación con la base de datos de imágenes. En el caso de la estereotaxia con marco fijo, se requiere la adaptación del mismo al cráneo del paciente antes de tomar las imágenes. En el caso de la navegación li-

bre de marco se utilizan marcadores externos o puntos anatómicos específicos. En cualquiera de los casos se requiere de una fijación absoluta durante la cirugía. El uso de puntos anatómicos es poco preciso, por lo que prácticamente no se utiliza.^{62,63}

Desde el punto de vista técnico la navegación instrumental es posible de diversas maneras (*Cuadro I*):

1. Mecánicamente, a través de calcular la posición con un brazo mecánico de ángulos móviles.
2. Electromagnéticamente, a través de la detección de variaciones en campos magnéticos.
3. Basado en ultrasonido, a través de la medición en tiempo real de emisiones de sonido.
4. Videoscópicamente, a través de calcular la posición de diodos que emiten luz infrarroja o el reconocimiento de patrones fijos en imágenes de video.

Los sistemas de navegación basados en luz infrarroja han sido los más exitosos, su mecanismo de funcionamiento está basado en la localización de diodos que emiten dicha luz, que es captada por tres cámaras ordenadas en forma lineal. Las cámaras se encuentran unidas a un trípode que permite su movilización durante el acto quirúrgico de acuerdo a las necesidades particulares de cada situación quirúrgica (*Figura 1*).

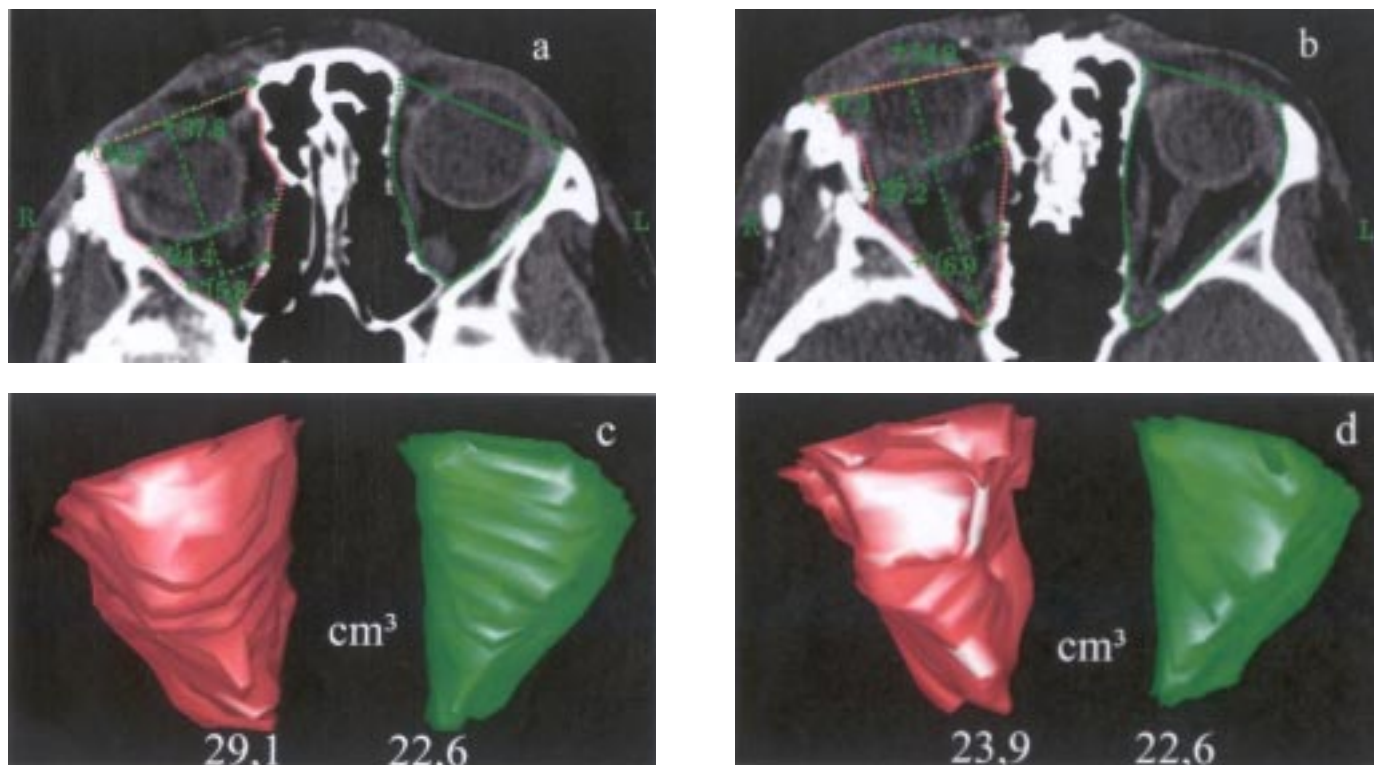


Figura 3. a. Corte coronal que muestra las medidas de ambas órbitas en un defecto postraumático derecho, b. Corte coronal del mismo paciente después de la corrección quirúrgica por medio de injertos óseos, con las nuevas medidas, c. La representación de los volúmenes orbitarios preoperatorios, d. Los nuevos volúmenes orbitarios.

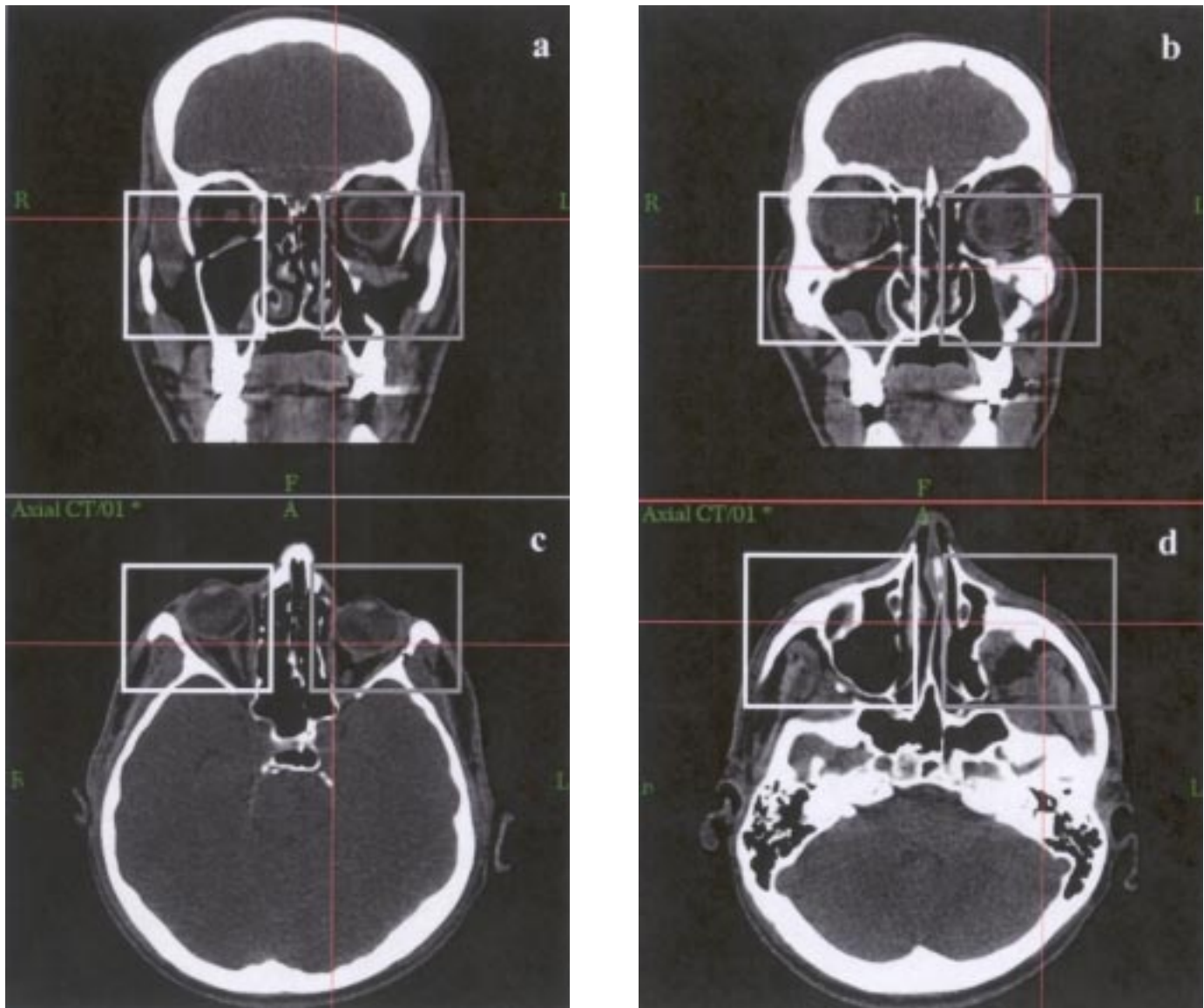


Figura 4. a, b. Cortes de tomografía computada axial y coronal, muestran una fractura cigomática derecha desplazada con afección orbitaria. c, d. Las mismas imágenes muestran una corrección mediante la superposición de una imagen invertida del lado no afectado.

Cambiando la posición de los diodos en diferentes instrumentos, la computadora puede identificarlos y mostrar incluso sus diferentes iconos en la pantalla, la variedad es tan grande como las necesidades, p.e. endoscopios, electrocoagulador, taladros, sierras, etc.

El primer paso para la realización de la navegación quirúrgica es la selección de los marcadores. Una posibilidad es la colocación de tornillos de titanio transcutáneos⁶⁴ en el hueso bajo anestesia local, otra es la utilización del equipo de marcadores craneales (Stryker-Leibinger) como se conocen los marcadores usados para neuronavegación, que se fijan a una guía dental de acrílico colocada en la arca-

da maxilar, como referencia no invasiva. Estos marcadores son como mínimo tres que se encuentran posicionados en los ejes x, y, y z, son de titanio en el caso de TC o esferas plásticas con gadolinio en el caso de RM,²⁴ la colocación de un cuarto o quinto marcador sirve para hacer más exacta la medición al tener más puntos de referencia (*Figura 2*). En general este último es el más usado por no ser invasivo, de fácil colocación y fabricación, pero la aplicación de tornillos transcutáneos está indicada en toda cirugía con grandes resecciones o movilizaciones, también en el caso de pacientes pediátricos, en los que la dentición es irregular o ausente.

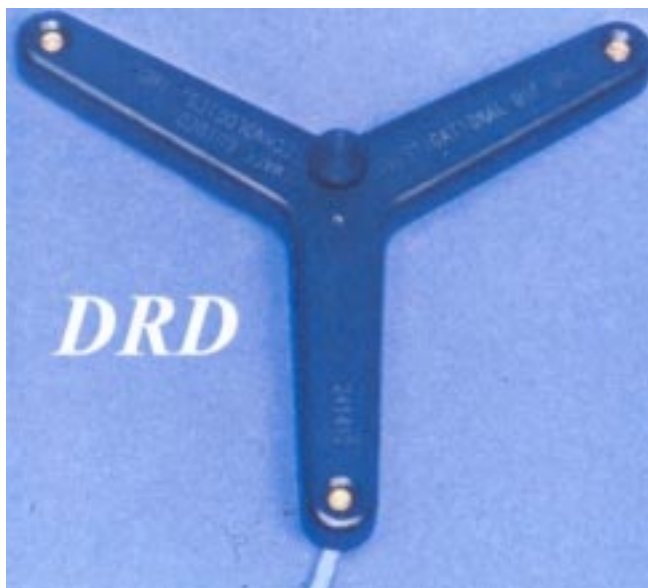


Figura 5. El dispositivo de referencia dinámica (DRD) tiene tres diodos en una situación triangular, se fija a la pinza de Mayfield y por tanto a la cabeza del paciente.



Figura 6. El apuntador (A) tiene tres diodos en una situación lineal, es el instrumento que utiliza el cirujano.

Una vez que se tienen los marcadores, el siguiente paso es la realización de los estudios de imagen, la TC y la RM, son los más utilizados, el paciente porta los marcadores en el momento del estudio. En general se prefiere la utilización de tomografía helicoidal, pues los datos obtenidos pueden ser resueltos en detalles finos para la reconstrucción al producir más cortes por cada dosis de radiación y el corto tiempo de escaneado reduce considerablemente los artefactos producidos por cualquier movimiento involuntario del paciente.¹⁴

Usando RM la exactitud es de ± 4 mm, se utiliza para la localización más precisa de tejidos blandos o

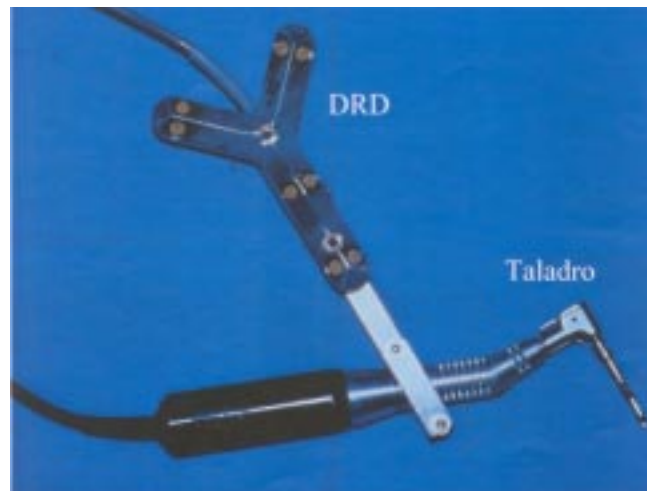


Figura 7. Mediante la colocación de un dispositivo de referencia dinámica (DRD) sobre un taladro se permite la navegación intra-operatoria de este instrumento.

tumores, en combinación con la TC.^{65,66} En la cirugía de tejidos blandos, debido a la flexibilidad de los mismos hace que los datos tomados preoperatoriamente sean en muchas ocasiones obsoletos^{59,67,68} La utilización de más de un método de imagen sirve para detallar y obtener información complementaria de un caso.

Los datos de los estudios de imagen se cargan en la computadora, que realiza su análisis, creando imágenes tridimensionales, se puede también en este momento realizar el marcaje de áreas de interés. Preoperatoriamente los datos (cortes tomográficos o de resonancia) son transferidos en una vista multiplanar (axial, coronal y sagital) para su análisis preciso. Un programa especial permite medir distancias, ángulos y volúmenes de cualquier región marcada (Figura 3). La planeación preoperatoria de deformidades unilaterales se realiza mediante la sobreposición de imágenes en espejo tomadas del lado sano (Figura 4).²⁴

Durante el procedimiento quirúrgico la cabeza del paciente se encuentra fija, mediante el uso de una pinza de Mayfield. El movimiento del paciente y de la mesa quirúrgica es seguida por un dispositivo de referencia dinámica que a su vez se fija a la pinza de Mayfield (Figura 5).

La referencia del sistema es realizada por la comparación de los marcadores escaneados preoperatoriamente. Mediante el uso de un apuntador (Figura 6) el cirujano es capaz de localizar estructuras anatómicas o comparar el resultado de movimientos quirúrgicos con cuadros prefabricados durante la planeación preoperatoria en la computadora, tanto en cortes bidimensionales como en imágenes tridimensionales. Prácticamente

cualquier instrumento quirúrgico, por ejemplo: fórceps, pinzas, taladros, sierras o endoscopios, mediante la adición de un dispositivo de referencia dinámica y la calibración de la punta preoperatoriamente, puede ser localizado y navegado intraoperatoriamente (*Figura 7*).

El cirujano es ahora capaz de visualizar su posición espacial actual, corregir la dirección de sus instrumentos en el acto quirúrgico sobre la pantalla en la

reconstrucción tridimensional y en los 3 planos de corte (axial, coronal y sagital) (*Figura 8*). Funciones especiales del programa de computadora permiten la elongación virtual de la punta del instrumento, lo que permite al cirujano analizar estructuras antes de ser penetradas por el instrumento.⁶⁹

Estos sistemas pueden presentar impresiones por errores en el registro, que pueden ser causados por el

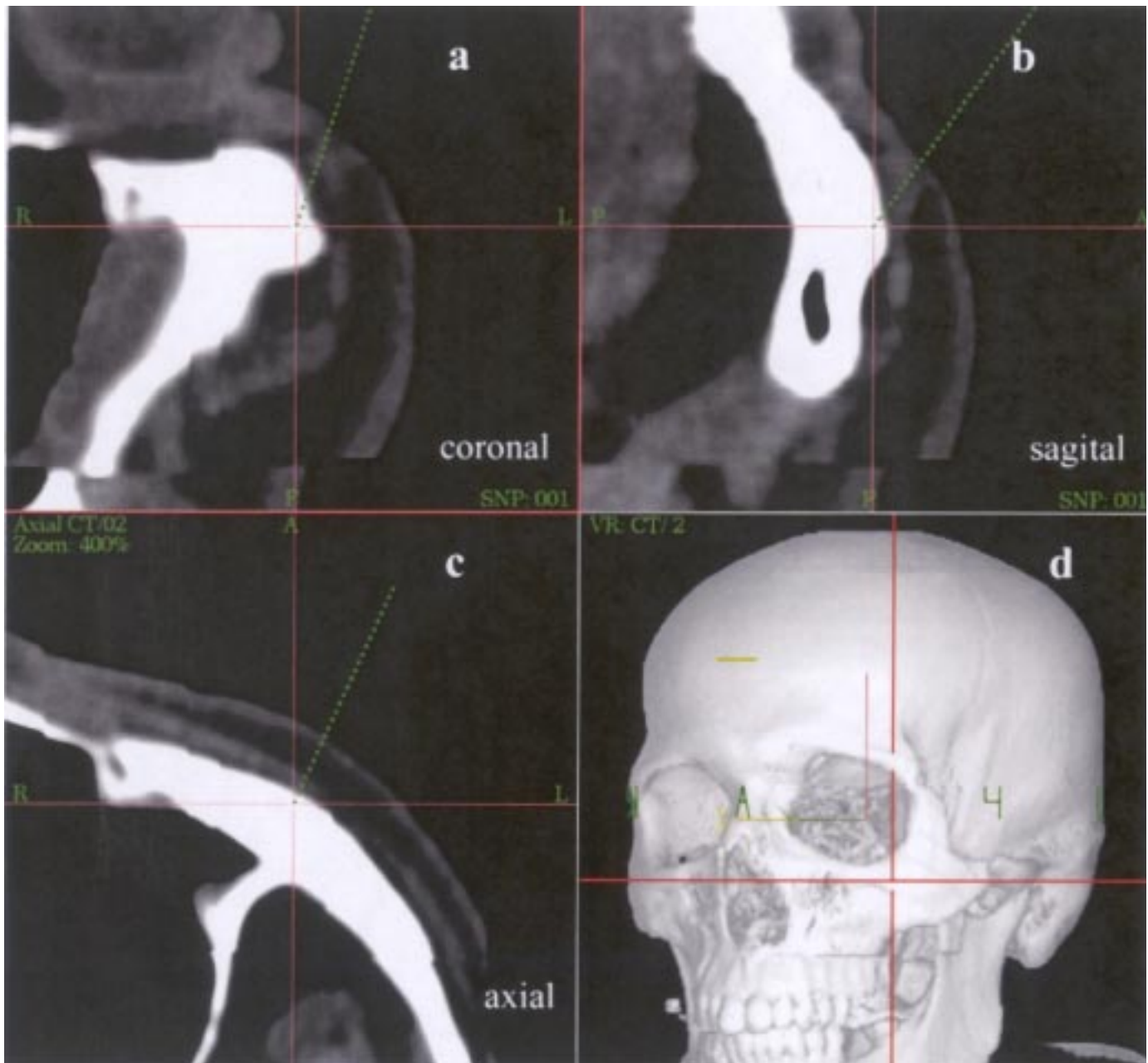


Figura 8. a, b, c, d. Cortes tomográficos; axial, coronal y sagital, con reconstrucción tridimensional, donde se marca con una línea punteada la localización intraoperatoria del apuntador.

desplazamiento de los marcadores, una distribución espacial inadecuada de los mismos o por errores en los procedimientos computacionales. Estos problemas pueden resultar por edema, intubación o a la colocación de los campos quirúrgicos en la sala de operaciones.^{38,70}

Existen otros factores adicionales que crean imprecisiones en los sistemas de navegación más allá de los técnicos. La resolución de las imágenes de TC y RM, la coordinación de registros entre el paciente y la imagen, cambios en la anatomía del paciente por la cirugía en sí. La resolución técnica tanto de la TC como de la RM, se encuentra en el rango de los 0.3 a los 0.5 mm, sin embargo, en el caso de las desviaciones

geométricas por irregularidades masivas, la medición del volumen total se dificulta. La combinación de datos de TC y RM ofrece una solución viable.^{38,71}

Aplicaciones clínicas

Una parte importante del uso clínico de esta tecnología es la planeación y simulación quirúrgicas. El objetivo de la planeación quirúrgica es la optimización de los resultados. Un prerrequisito para la planeación de una cirugía exitosa es la preparación de imágenes preoperatorias. Para la segmentación de los datos de imagen, un pixel individual es asignado a ciertos tejidos como la piel, el hueso, las estructuras en riesgo,

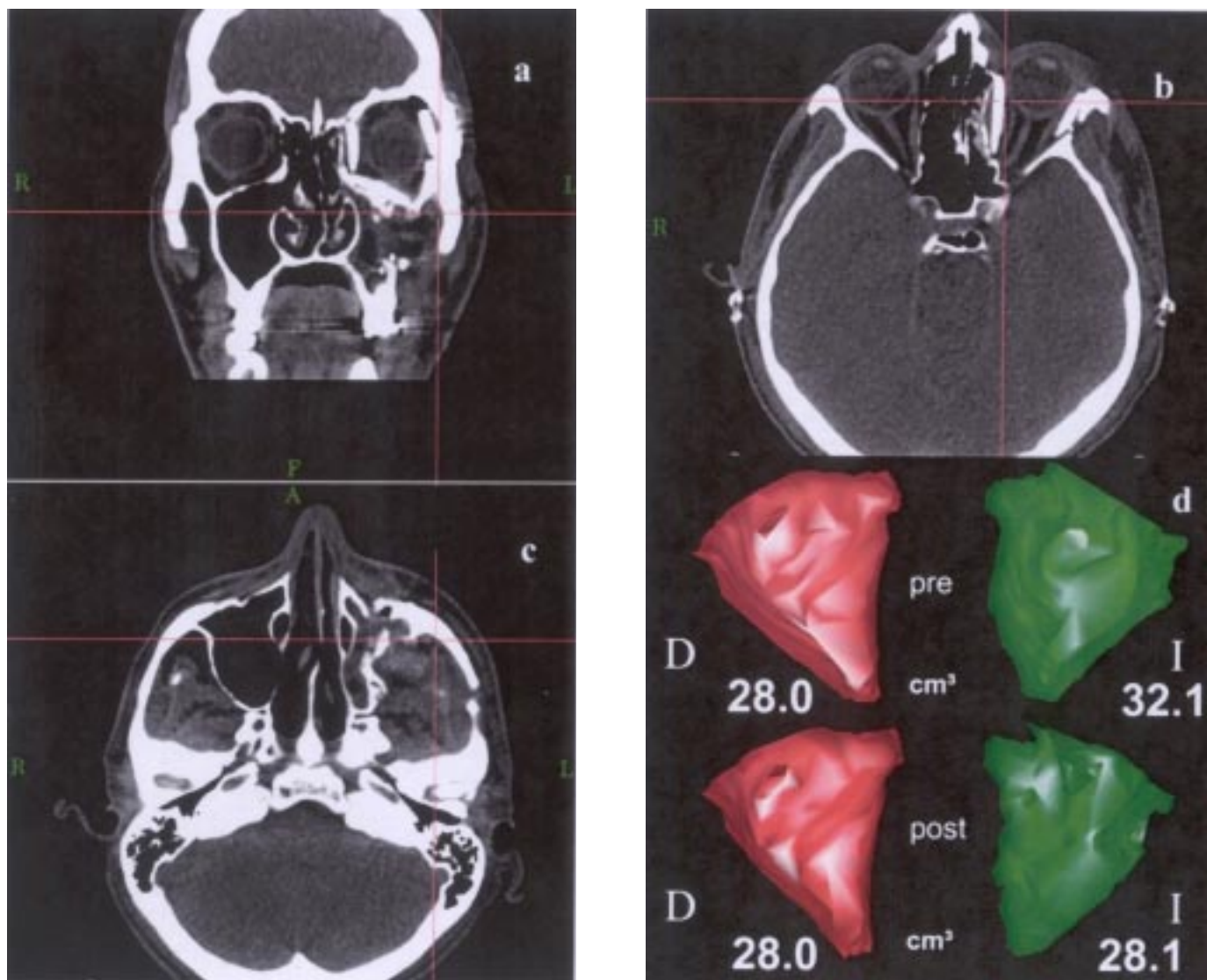


Figura 9. a, b, c. Diferentes cortes tomográficos de una reconstrucción orbitaria por una lesión postraumática con injertos óseos, tomados de la región parietal, su colocación fue guiada por navegación, d. Se comparan los volúmenes orbitarios pre y posoperatorios.

los tumores, etc. Poderosos programas para gráficos son necesarios para una manipulación interactiva de gran resolución. Con ayuda de un modelo del paciente generado con los datos de TC o RM, la definición de la meta quirúrgica y su planeamiento pueden ser realizados. A pesar de esto, debemos recordar que los modelos son aproximaciones del paciente y que la precisión está limitada por el grosor de los cortes en relación con las estructuras particulares (p. ej. las paredes orbitarias y de los senos paranasales, etc.).

En este momento el campo de aplicación clínico de la navegación quirúrgica está completamente integrado al tratamiento de resección de tumores en área de cabeza y cuello. Por este motivo es usada por diversos especialistas como el neurocirujano,⁷² el otorrinolaringólogo,⁷³ oftalmólogo o el cirujano maxilofacial.^{74,75}

En la cirugía plástica especialmente en el área de la cirugía craneofacial sus aplicaciones son:

La corrección quirúrgica de malposiciones maxilares y asimetrías faciales, en el tratamiento combina-

do craneofacial, maxilofacial y ortodóntico de malformaciones congénitas del cráneo y de la cara.

La resección de tumores.

La reconstrucción tridimensional después de la cirugía ablativa y trauma.

La utilidad clínica de estos sistemas se encuentra con mayor precisión para el hueso por ser una estructura rígida con alta sustancia. Desde la navegación de un segmento óseo⁵⁴ hasta la localización de tumores y estructuras anatómicas, la navegación quirúrgica está en aplicación clínica constante.

Estos sistemas tienen también el potencial de entrenamiento médico interactivo a través de gráficos de computadora y realidad virtual.^{2,76,77}

En el Hospital Universitario de Friburgo, la navegación quirúrgica en el área de cirugía craneofacial está en uso desde 1996, con una experiencia de más de 100 casos que incluyen: el tratamiento de alteraciones congénitas, la reconstrucción ósea en deformidades traumáticas o posablación tumoral (*Figura 9*).

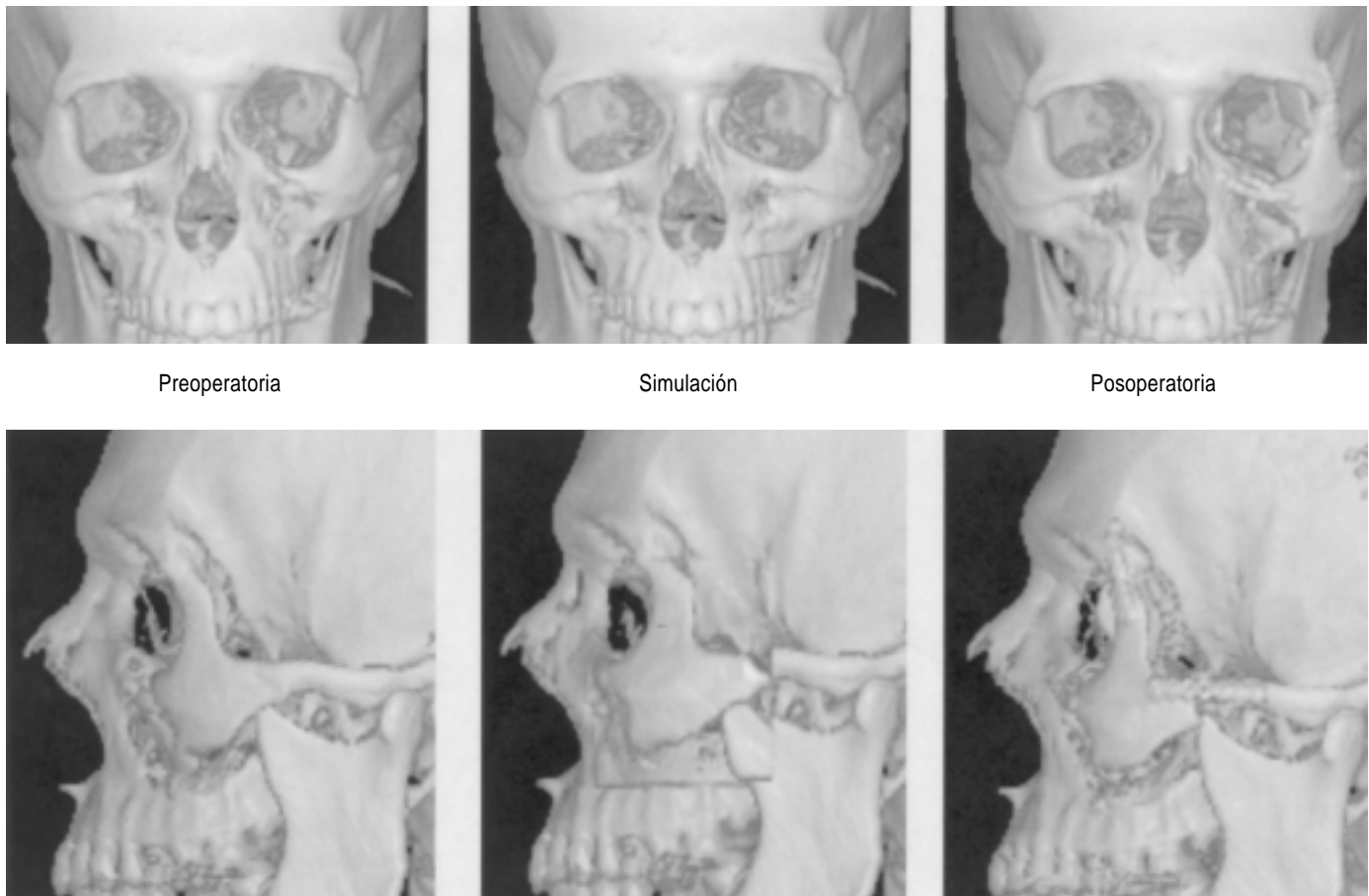


Figura 10. La planeación preoperatoria, la simulación y el resultado posoperatorio pueden ser comparados de manera gráfica en secuencias de imágenes tridimensionales.

CONCLUSIONES

De tal modo, la generación de gráficos de la operación propuesta y la representación de sus efectos es particularmente aplicable dentro del marco de la cirugía virtual. Para la simulación de resultados quirúrgicos, por ejemplo se pueden analizar varias alternativas de tratamiento en la computadora, se han desarrollado programas que permitan la manipulación interactiva, incluidas la visualización en diversos ángulos, cortes, la inserción de implantes, etc. todos en tiempo real dentro de la visualización tridimensional.

Posoperatoriamente una comparación entre los datos de imagen control con los datos originales, permite la evaluación de los resultados quirúrgicos reales, y permite estudios científicos con datos exactos (*Figura 10*). Los datos resultantes podrán ser utilizados para la optimización de estrategias quirúrgicas, usando estas herramientas para lograr una predicción de resultados. Hasta el momento existe aún una gran discrepancia entre el desarrollo científico de estas herramientas y sus aplicaciones clínicas. Frecuentemente los programas son de una gran complejidad de manejo, lo que crea una interfase entre el cirujano y la máquina, en muchas ocasiones se tiene la necesidad de contar con ingenieros altamente especializados en el uso de estos programas. Con el tiempo los mismos podrán manejarse con mayor simplicidad, lo que permitirá al cirujano utilizarlos sin ayuda de soporte técnico.³⁷

La meta de estas técnicas es proveer al cirujano con información continua de la localización de estructuras críticas en relación a sus instrumentos, reduciendo de este modo el riesgo quirúrgico así como el tiempo quirúrgico y las secuelas operatorias.^{59,67,68}

La navegación instrumental ha probado ser de gran utilidad en múltiples situaciones (*Cuadro II*). Sin embargo, hasta el momento existen aún deficiencias importantes, entre ellas:

- En este momento no contamos con un sistema de navegación con una precisión intraoperatoria de menos de 2 mm,
- Los sistemas no se encuentran ergonómicamente adaptados para las necesidades del cirujano en la sala de operaciones,
- La visualización en la imagen de los cambios quirúrgicos en tiempo actual, pues están basados en imágenes estáticas tomadas preoperatoriamente,

En un futuro se lograrán las siguientes metas:

- Facilidad de manejo, aplicabilidad, esterilización y seguridad,

Cuadro II. Aplicaciones de la navegación instrumental.

Localización de las estructuras
Planeación de los accesos quirúrgicos
Realización precisa y control de osteotomías
La protección de estructuras en riesgo
Control de los bordes de resección
Planeación e inserción de implantes osteointegrados
Educación y evaluación médico-quirúrgica.

- Precisión intraoperatoria de menos de 1 mm,
- Ajuste y calibración automática,
- Disminución en los requerimientos de espacio, para mayor comodidad del cirujano,
- Acoplamiento directo a cualquier instrumento quirúrgico,
- La visualización de los cambios operatorios en imágenes dinámicas en tiempo real.

Las formas de soporte interactivo en el futuro se pueden categorizar en las siguientes formas:

Herramientas pasivas: útiles para la visualización durante el acto quirúrgico del plan preoperatorio. Éstas son por ejemplo, técnicas de proyección, dispositivos cefálicos fijos o instrumentos de navegación.

Sistemas guías. Sistemas de manipulación semiautómatas que mostrarán al cirujano una vía sin riesgos para los instrumentos quirúrgicos y seguirán un plan preoperatorio.

Robots quirúrgicos completamente autónomos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Klimek L, Mosques R. Computed-assited surgery in the ENT specialty. Developments and experiences from the first decade. *Laryngorhinotologie* 1998; 77: 275-82.
2. Altobelli DE, Kikinis R, Mulliken JB, Cline H, Lorensen W, Jolesz F. Computer assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 1993; 92: 576-80.
3. Cutting C, Bookstein FL, Grayson B, Fellingham L, McCarthy JG. Three dimensional computer-assisted design of craniofacial surgical procedures: optimization and integration with cephalometric and CT-based model. *Plast Reconstr Surg* 1986; 77: 877-87.
4. Girod S, Keere E, Girod B. Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D simulation and visualization. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995; 24: 120-125.
5. Keese E, Girod S, Kikinis R, Girod B. Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation. *Comput Aided Surg* 1998; 3: 228-38.
6. Lambrecht JT, Schiel H, Kreuzsch T, Jacob AL, Hammert B. New trends in the management of CT data in plastic and reconstructive surgery. *Int Surg* 1997; 82: 332-338.
7. Lo LJ, Marsh JL, Vannier MW, Patel VV. Craniofacial computer-assisted surgical planning and simulation. *Clin Plast Surg* 1994; 21: 501-516.
8. Neumann P, Siebert D, Faulkner G. Virtual 3D cutting for bone segment extraction in maxillofacial surgery planning. *Stud Health Technol Inform* 1999; 62: 235-41.

9. Vannier MW, Marsh JL. Three-dimensional imaging surgical planning and image-guided therapy. *Radiol Clin North Am* 1996; 34: 545-63.
10. Ayoub AF, Stirrups DR. The practicability of finite-element analysis for assessing changes in human craniofacial morphology from cephalograms. *Arch Oral Biol* 1993; 38: 679-83.
11. Keese E, Bschorer R, Gekrke G, Schmelzle R. Dreidimensionales Erfassung der Oberflächlichen Gesichtskontur mit Hilfe optoelektronischer Abtastung für die Kontrolle weichteilverlagernder Eingriffe. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1997; Suppl 1: 58-60.
12. Lambrecht JT, Schiel H, Jacob A, Kreusch T. CAR-CAD-CAM-CAS: 3D Perspectives. In: Lemke, Inamura, Jaffe, Vannier (Eds.) *Proceeding of the international Symposium on computer and communication systems for image guided Diagnosis and Therapy- CAR '95*. Berlin: Springer, (1995: 1364-1368).
13. Froberg U, Haase L. Chirurgie simulée en modèle 3D. Technique et applications. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1993; 94: 33-6.
14. Perry M, Banks P, Richards R, Friedman EP, Shaw P. The use of computer-generated three-dimensional models in orbital reconstruction. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1998; 36: 275-84.
15. Takato T, Harii K, Hirabayashi S, Kamuro Y, Yanehara Y, Susami T. Mandibular lengthening by gradual distraction: analysis using accurate skull replica. *Br J Plast Surg* 1993; 46: 686-93.
16. Ono I, Gunji H, Suda K, Kareko F. Method of preparing an exact size model using helical volume scan computed tomography. *Plast Reconstr Surg* 1994; 93: 1363-71.
17. Sader R, Zeilhofer HF, Kliegis U, Deppe H, Horch HH. Über die Genauigkeit von 3D-gestützten Operationsplanungen mit Rapid-prototyping-Techniken. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1997; 1(Suppl 1): 61-64.
18. Rose EH, Norris MS, Rose JM. Application of High-Tech Three-dimensional imaging and computed generated models in complex facial reconstruction with vascularized bone grafts. *Plast Reconstr Surg* 1993; 91: 252-64.
19. Wittenberg RC. CAD database created solid models. *Electronic Engineering Times* 1987; 424: 1-8.
20. Stocker NG, Mancovich NJ, Valentino D. Stereolithographic models for surgical planning: preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 50: 466-71.
21. Klimek L, Klein HM, Schneider W, Mösges R, Schmelzer B, Voy ED. Stereolithographic modelling for reconstructive head surgery. *Acta Otorhino-laryngologica belg* 1993; 47: 329-34.
22. Lambrecht JT, Brix F. Individual Skull Model fabrication for craniofacial surgery. *Cleft Palate Journal* 1997; 27: 382-387.
23. Horsley V, Clarke RH. The structure and function of the cerebellum examined by a new method. *Brain* 1908; 31: 35-124.
24. Schramm A, Gellrich N-C, Schön R, Schimming R, Schmelzeisen R. *Advantages of computer assisted surgery in the treatment of craniomaxillofacial tumors*. In: CARS '99, Lemke HU, Inamura K, Vannier MW, Farman Ag, Eds., New York: ELSEVIER, 1999: pp. 903-7.
25. Fialkov JA, Phillips JH, Gruss JS, Chir B, Kassel EE, Zucker RM. A stereotactic system for guiding complex craniofacial reconstruction. *Plast Reconstr Surg* 1992; 89: 340-45.
26. Iskander BJ, Nashold BS. History of functional neurosurgery. *Neurosurg Clin North Am* 1995; 6: 1-25.
27. Zamorano L, Jiang Z, Kadi AM. Computed-assisted neurosurgery system: Wayne State University hardware and software configuration. *Comput Med Imaging Graph* 1994; 18: 257-271.
28. Haßfeld S, Mühling J, Zöller J. Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995; 24: 111-9.
29. Haßfeld S, Mühling J, Zöller J. Planung und Durchführung von Mittelgesichtsverlagerungen mit Hilfe eines 3D-Navigationsgerätes. *Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir* 1994; 18: 259-63.
30. Koivukangas J, Louhisalmi Y, Alukuijala J, Oikarinen J. Ultrasound-controlled neuronavigator-guided brain surgery. *J Neurosurgery* 1993; 79: 36-42.
31. Sipos EP, Tebo SA, Zinreich SJ, Long DM, Brem H. *In vivo* accuracy testing and clinical experience with the ISG Viewing Wand. *Neurosurgery* 1996; 39: 194-202.
32. Carney AS, Patel N, Baldwin DL, Coakham HB, Sandeman DR. Intraoperative image guidance in otolaryngology- the use of the ISG Viewing Wand. *J Laryngol Otol* 1996; 110: 322-27.
33. Freysinger W, Gunkel AR, Thumfart WF. Image-guided endoscopic ENT surgery. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1997; 254: 343-46.
34. Golfinos JG, Fitzpatrick BC, Smith LR, Spetzler RF. Clinical use of frameless stereotactic arm: Results of 325 cases. *J Neurosurgery* 1995; 83: 197-205.
35. Marmulla R, Hilbert M, Niederdehlman H. Inherent precision of mechanical, infrared and laser-guided navigation systems for computed-assisted surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 1997; 25: 192-7.
36. McDermott MW, Gutin PH. Image-guided surgery for skull base neoplasms using the ISG Viewing Wand. Anatomic and technical considerations. *Neurosurg Clin North Am* 1996; 7: 285-95.
37. Carrau RL, Snyderman CH, Curtin HD, Jeneka IP, Stechison M, Weissman JL. Computer-assisted intraoperative navigation during skull base surgery. *Am J Otolaryngol* 1996; 17: 95-101.
38. Haßfeld S, Mühling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery- a review and assessment of technology. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001; 30: 2-13.
39. Horstmann GA, Reinhart HF. Ranging accuracy test of the sonic microstereometric system. *Neurosurgery* 1996; 39: 105-7.
40. Barnett GH, Kormos DN, Steiner CP, Weisenberg J. Intraoperative localization using an armless, frameless stereotactic wand. Technical note. *J Neurosurg* 1993; 78: 510-14.
41. Kato A, Yoshimine T, Hayakawa T. A frameless, armless navigational system for computed-assisted neurosurgery. Technical note. *J Neurosurg* 1991; 74: 845-49.
42. Manwaring KH, Manwaring ML, Moss SD. Magnetic field guided endoscopic dissection through a burr hole may avoid more invasive craniotomies. A Preliminary report. *Acta Neurochir Suppl Wien* 1994; 61: 34-9.
43. Wagner A, Ploder O, Einisilidis G, Truppe M, Ewers R. Image-guided surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1996; 25: 147-51.
44. Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F. Systematic distortions in magnetic position digitizer. *Med Phys* 1998; 25: 2242-48.
45. Heilbrun MP, McDonald P, Wiker C, Koehler S, Peters W. Stereotactic localization and guidance using a machine vision technique. *Stereotact Funct Neurosurg* 1992; 58: 94-98.
46. Smith KR, Frank KJ, Buchola RD. The Neurostation- a highly accurate, minimally invasive solution to frameless stereotactic neurosurgery. *Comput Med Imaging Graph* 1994; 18: 247-56.
47. Caversaccio M, Bachler R, Ladrach K, Schroth G, Nolte LP, Hausler R. Frameless computer-aided surgery system for revision endoscopic sinus surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2000; 122: 808-13.
48. Foley KT, Smith MM. Image-guided spine surgery. *Neurosurg Clin North Am* 1996; 7: 171-86.

49. Hauser R, Westermann B. Optical tracking of a microscope for image guided intranasal sinus surgery. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999; 108: 54-62.
50. Maciunas RJ, Berger MS, Copeland B, Mayberg MR, Selker R, Allen GS. A technique for interactive image-guided neurosurgical intervention in primary brain tumors. *Neurosurg Clin North Am* 1996; 7: 245-66.
51. Vorbeck F, Castellieri M, Ehrenberger K, Imhof H. Experiences in intraoperative computer-aided navigation in ENT sinus surgery with the Aesculap Navigation system. *Comput Aided Surg* 1998; 3: 306-11.
52. Matson R, Gliklich RE, Cosenza M. A comparison of image guidance systems for sinus surgery. *Laryngoscope* 1998; 108: 1164-70.
53. Marmulla R, Wagener H, Hilbert M, Niederdelmann H. Präzision computerunterstützter systeme bei profilverbessernden Eingriffen in Gesicht. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1997; 1(Suppl1): 65-67.
54. Marmulla R, Niederdelmann M. Computer assisted bone segment navigation. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26: 347-59.
55. Colchester AC, Zah OJ, Holton-Tainter KS. Development and preliminary evaluation of VISLAN, a surgical planning and guidance system using intraoperative video imaging. *Med Image Anal* 1996; 1: 73-90.
56. Zeilhofer HF, Kliegis U, Sader R, Hordt HH. Videomatching als intraoperative Navigationshilfe bei profilverbessernden operationen. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1997; 1(Suppl.1): 68-70.
57. Wagner A, Ploder O, Enislidis, Truppe M, Ewers R. Virtual image guided navigation in tumor surgery-technical innovation. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23,271-3.
58. Wagner A, Rasse M, Millesi W, Ewers R. Virtual reality for orthognathic surgery: The augmented reality Environment concept. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 456-62.
59. Mösges R. Computergescützte Chirurgie (CAS) der Schädelbasisregion. Ergänzung. Revolution oder science fiction?. *Eur Arch Otorhinolaryngology* 1993; 250(Suppl1): 373-78.
60. Reinhardt HF, Horstmann GA, Gratzl O. Sonic Stereometry in microsurgical procedures for deep-seated brain tumors and vascular malformations. *Neurosurgery* 1993; 32: 51-57.
61. Eljamel MS. Accuracy, efficacy and clinical applications of the Radionics Operating Arm System. *Comput Aided Surg* 1997; 2: 292-97.
62. Helm PA, Eckel TS. Accuracy registration methods in frameless stereotaxis. *Comput Aided Surg* 1998; 3: 51-56.
63. Horstmann GA, Reinhardt HS. Ranging accuracy test of the sonic microstereometric system. *Neurosurgery* 1994; 34: 754-55.
64. Haßfeld S, Zöller J, Albert FK, Wirtz CR, Knauth M, Mühling J. Preoperative planning and intraoperative navigation in skull base surgery. *J Craniomaxillofac Surg* 1998; 26: 220-5.
65. Englmeier KH, Haubner M, Fink U, Fink B. Image analysis and synthesis of multimodal images in Medicine. *Comput Methods Programs Biomed* 1994; 43: 193-206.
66. Hill DL, Hawkes DJ, Gleeson MJ. Accurate frameless registration of MR and CT images of the head applications in planning surgery and radiation therapy. *Radiology* 1994; 191: 447-454.
67. Watanabe E, Mayanagi Y, Kosugi Y, Menaka S, Takakura K. Open surgery assisted by the navigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm. *Neurosurgery* 1991; 28: 792-99.
68. Sanderman DR, Patel N, Chandler C, Nelson RJ, Coakham HB, Griffith HB. Advances in image-directed neurosurgery: Preliminary experience with the ISG Viewing Wand compared with Leksell G frame. *Br J Neurosurg* 1994; 8: 529-44.
69. Haßfeld S, Mühling J, Wirtz CR, Knauth M, Lutze T, Schulz HJ. Intraoperative guidance in maxillofacial and craniofacial surgery. *Proc Inst Mech Eng* 1997; 221: 277-263.
70. Alp MS, Dujoung M, Mora M, Charbel FT, Ausman JI. Head registration techniques for image-guided Surgery. *Neurol Res* 1998; 20: 31-7.
71. Martel AL, Heid O, Slomczykowski M, Kerslake R, Nolk LP. Assessment of 3-dimensional magnetic resonance imaging fast low angle shot images for computer assisted spinal surgery. *Comput Aided Surg* 1998; 3: 40-44.
72. Klimek L, Mosges R, Laborde G, Korbes B. Computer-assisted image-guided surgery in pediatric skull-base procedures. *J Pediatr Surg* 1995; 30: 1673-76.
73. Friend MP, Morrison PR. Computer-augmented endoscopic sinus surgery. *Otolaryngol Clin North Am* 1998; 31: 331-40.
74. Klimek L, Wenzel M, Mosges R. Computer-assisted orbital surgery. *Ophthalmic Surg* 1993; 24: 411-17.
75. Eufinger H, Wehmöller M. Individual prefabricated titanium implants in Reconstructive Craniofacial surgery: clinical and technical aspects of the first 22 cases. *Plast Reconstr Surg* 1998; 102: 300-8.
76. Hilbert M, Muller W, Strutz J. Development of a surgical simulator for interventions of the paranasal sinuses. Technical principles and initial prototypen. *Laryngorhinootologie* 1998; 77: 153-6.
77. Visarius H, Gong J, Scheer C, Haralamb S, Nolte LP. Man-machine interfaces in computer assisted surgery. *Computed Aided Surg* 1997; 2: 102-7.

Dirección para correspondencia:

Dr. Sergio Kurt Rojas.

Departamento de Cirugía Maxilofacial

Hospital Universitario de Friburgo

Universidad Albert-Ludwigs

Hugstetterstr. 55

D-79106, Friburgo, Alemania.

Tel. +49 761-270-4919

Fax: +49 761-280-4900

Casa: +49 761-488-0845

E-mail: sergiokurt@hotmail.com