
Reconstrucción de fosa ocular con prótesis de hidroxiapatita y malla de titanio

Orbital Cavity Reconstruction with Hydroxyapatite and Titanium Mesh Prosthesis

J. Martínez-Paredes^a, J.A. Beltrán-Fernández^a, L.H. Hernández Gómez^a,
M. González-Rebatú^b, A.I. Rangel-Elizalde^a

^aInstituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, México, D. F. México

^bInstituto de Seguridad y Servicios Sociales para los Trabajadores del Estado. Hospital Regional 1° de Octubre, México

Recibido: 14/5/2014; revisado: 16/7/2014; aceptado: 30/7/2014

Martínez-Paredes J, et. al.: Reconstrucción de fosa ocular con prótesis de hidroxiapatita y malla de titanio. *Jou.Cie.Ing.* 6 (1): 53-60, 2014. ISSN 2145-2628.

Resumen

En este trabajo se reporta el procedimiento para el diseño y fabricación de un implante personalizado para la reconstrucción de fosa ocular; generando un implante craneal mediante impresión de polvos, proponiendo como material base la hidroxiapatita recubierta con malla de titanio para aumentar su resistencia a impactos y lograr una integración del injerto al hueso receptor sin la necesidad de utilizar hueso autólogo. La prótesis fue implantada mediante una craneoplastia a un paciente de 24 años de edad de sexo masculino. La elaboración de la prótesis, debido a la complejidad del caso implicó un trabajo meticuloso, se utilizó una técnica moderna para la elaboración de la prótesis de fosa ocular, a partir de una Tomografía Axial Computarizada (TAC), y con el apoyo de programas informáticos especiales para la generación de un modelo tridimensional, se generó la fabricación de un prototipo rápido en menos de un mes. Se trabajó conjuntando las distintas especialidades de área de la salud como cirugía maxilofacial y cirugía plástica, así como la parte de ingeniería que implica la generación de la prótesis. El procedimiento llevado a cabo tuvo un resultado adecuado para la reconstrucción de la fosa ocular en el paciente, aunque hubo la necesidad de realizar algunos ajustes transquirúrgicos en la prótesis debido a algunas esquirlas de hueso que no se podían remover.

Palabras Clave: Craneoplastia, prótesis craneal, implante personalizado, prototipo rápido, estereolitografía.

Abstract

In this work the procedure for the design and manufacture of a custom implant for reconstruction of eye socket is reported; generating a cranial implant by a powders printer. The prosthesis was implanted by a cranioplasty to a male patient 24 year old. The development of the prosthesis due to the complexity of the case involved a meticulous work, a modern technique for making the prosthetic eye socket was used, from a Computerized Axial Tomography (CAT), and supported special software for generating a three dimensional model, manufacturing rapid prototyping in less than one month is generated. Interviews were carried out by gathering various health specialties areas as maxillofacial surgery and plastic surgery as well as the engineering that involves the generation of the prosthesis. The procedure performed was adjusting the result for the reconstruction of the eye socket to the patient, although there was the need to make some adjustments to the prosthesis transquirúrgicos due to some bone chips that could not be removed.

Keywords: Cranioplasty, cranial prosthesis, custom implant, rapid prototyping, stereolithography.

1. Introducción

La reconstrucción de defectos craneofaciales es hoy en día un proceso desafiante para los investigadores. Diferentes técnicas y materiales han sido empleados a lo largo del tiempo para generar la remodelación craneal que satisface tanto cuestiones funcionales y de biocompatibilidad así como del índole estético. La elección del material más adecuado para ser implantado en los pacientes es la parte controversial en las craneoplastias, ya que depende del tamaño del defecto a corregir y de las condiciones del área receptora. La búsqueda de nuevos materiales es imprescindible a fin de encontrar el compuesto ideal para el implante que, unido a la mejora de técnicas quirúrgicas, puedan cumplir con las expectativas y los deseos de los pacientes.

La alteración patológica de la forma del cráneo puede ser ocasionada por diferentes situaciones, las cuales incluyen defectos traumáticos y/o procedimientos de descompresión, lesiones congénitas o iatrogénicas, tumores o infección.

La craneoplastia se lleva a cabo para lograr la rehabilitación funcional y morfológica de la bóveda craneana afectada por un defecto óseo grave, cualquiera que sea la causa. Otras indicaciones relevantes para una craneoplastia son: protección, reconstrucción estética, epilepsia, trastornos neurológicos y cambios en la dinámica del líquido cefalorraquídeo [1]. Donde ha existido una alteración morfofuncional por un defecto craneal, la craneoplastia puede mejorar el flujo vascular y los efectos neurológicos.

2. Antecedentes históricos

Existen evidencias que apuntan a que la trepanación ya se realizaba durante el periodo Neolítico y, probablemente, durante el Mesolítico, en el 8000 a.C. [2]. Se han encontrado restos de cráneos trepanados del Neolítico en Europa y Asia [3]. En la actualidad se sigue realizando en algunas culturas africanas. En los últimos años, una corriente mística ha defendido la autotrepanación como procedimiento místico y simbólico [4].

Los trépanos craneales fueron practicados por muchas civilizaciones en la antigüedad. En Perú existe una amplia evidencia que los cirujanos preincaicos realizaron dicho tratamiento 3000 a.C., se han descubierto cráneos trepanados incaicos junto a conchas y placas de plata y oro [5]. La craneoplastia o reconstrucción craneal, data desde el año 2000 a.C., cuando una placa de oro fue utilizada para camuflar un defecto frontal a consecuencia de una trepanación [6].

La primera craneoplastia exitosa con injerto óseo fue descrita por Job Janszoon van Meekeren, un cirujano holandés que trató a un noble ruso que había sufrido una pérdida de una porción craneal tras el impacto de una espada. Se procedió a la reconstrucción con un fragmento craneal de un perro muerto adaptándolo al defecto. El conocimiento del caso por parte de las autoridades competentes de la época significó la excomunión del paciente del país, sin tomar medida alguna contra el cirujano [5]. Como resultado de las dificultades con el uso de autoinjertos en pacientes adultos se han creado un ímpetu para el desarrollo y la aplicación de diversos materiales aloplásticos como alternativa en las craneoplastias.

El sustituto ideal debe ser compatible, fuerte liviano, maleable, no magnético, asegurado firmemente y debe tener estabilidad a largo plazo. La capacidad de promover crecimiento tisular sobre el implante es otra característica ideal [7]. Sin duda alguna, los sustitutos óseos han supuesto un gran avance en los biomateriales disponibles para la reparación craneal.

Desde 1998, la acelerada evolución en el modelado computacional e imágenes médicas, han permitido la fabricación de implantes hechos a medida utilizando herramientas computacionales para el diseño y la fabricación (CAD/CAM). Las prótesis prefabricadas ahora pueden adaptarse con precisión a la forma de defectos craneofaciales complejos. Actualmente muchos médicos creen que una prótesis modelada y prefabricada por ordenador no sólo mejora el resultado estético, sino también minimiza el tiempo de fabricación, la pérdida intraoperatoria de sangre y el riesgo de infección [8].

Los implantes prefabricados personalizados se consideran una alternativa, especialmente en los casos de defectos craneales extensos o defectos complejos de las regiones fronto-orbital o temporo-cigomática. La personalización y la prefabricación han sido necesarias para reducir el tiempo de operación y para mejorar la parte estética [9]. Convencionalmente los implantes prefabricados para cranioplastia requieren procedimientos complicados. Además, las dificultades para definir con precisión la frontera defecto y la información limitada de los alrededores la arquitectura del tejido todavía resulta en potenciales inexactitudes dimensionales y de contorno [10].

Hoy en día, la estereolitografía, el diseño y fabricación asistido por ordenador (CAD / CAM) son la técnica utilizada para la fabricación de prototipos [11, 12], utiliza datos digitales de imágenes para producir un modelo físico y por lo tanto ofrece una manera única de mostrar la remodelación anatómica individual del paciente. La estereolitografía para craneoplastia fue utili-

zada por primera vez para la generación de placas de titanio [13, 14]. Más tarde, se fabricaron prótesis con metacrilato de metilo [15] y se experimenta con nuevos materiales como fosfatos cálcicos e hidroxiapatita sinterizada.

3. Caso clínico

Se tomó el caso de un paciente del género masculino de 24 años de edad, a petición de, responsable del área de cirugía maxilofacial y cirugía plástica del Hospital Regional 1º de Octubre del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE).

El paciente con antecedentes de traumatismo craneal causado por un proyectil de arma de fuego extraviado, el cual ocasionó un orificio de entrada en la parte superior de la fosa ocular izquierda y sin tener orificio de salida. Como primer se realizó una cirugía de reconstrucción de tejido al paciente y posteriormente, cuatro meses después del accidente, en pleno conocimiento que el paciente no presentaba alguna alteración que lo excluyera como candidato a la craneoplastia y previo consentimiento informado, se comenzó a trabajar en la realización de la prótesis para un tiempo de entrega de 15 días. El equipo conformado para llevar a cabo la cirugía establece que no es viable la reconstrucción por medio de hueso autólogo debido al tamaño del defecto, inicialmente la intención era elaborar la prótesis de nylon y se creó un prototipo de ese material, pero cuando detectó que se podían sustituir los materiales se abrieron mejores expectativas para el paciente por lo tanto se pensó en la posibilidad de realizar la reconstrucción por la opción de una combinación de hidroxiapatita (el cual es altamente biocompatible y su duración va en paralelo a la del hueso natural, lo cual permite que acabe por integrarse al hueso natural de manera adecuada) recubierta con una malla de titanio para aumentar su resistencia a impactos.

La prótesis está conformada en mayor porcentaje por hidroxiapatita pulverizada, trifosfato cálcico, resina isoftálica en bajas proporciones para evitar la toxicidad del producto y un mínimo de resina autocurable.

En el examen local, el paciente presentó un defecto de gran proporción en la zona de la fosa ocular, específicamente en el hueso cigomático y en la hendidura esfenomaxilar, igualmente el traumatismo abarca gran parte de la zona del hueso frontal.

Después de la valoración realizada por los médicos y cirujanos que trabajarían en el caso ver figura 1, se establecieron las condiciones y planes para el tratamiento

protésico, así como las posibles complicaciones que se podrían presentar pre y post operatoriamente.

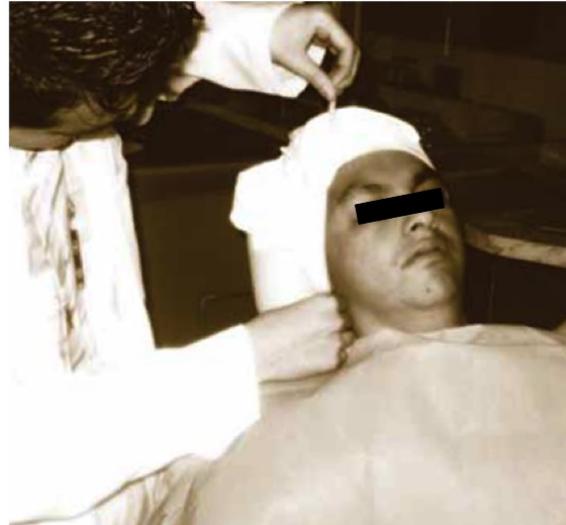


Fig. 1. Paciente en valoración después de la cirugía de reconstrucción de tejido.

4. Desarrollo del modelo

El proceso comienza a partir de un archivo digital en formato DICOM con las imágenes de la tomografía computarizada obtenida con un tomógrafo PHILLIPS Brilliance. Posteriormente se procesan mediante dos programas especiales de ingeniería asistida por computadora (InVesalius y SCAN IP) para construir un modelo. La serie de imágenes fue reducida a 303 cortes (zona de interés), tomadas en segmentos de 1mm, en los planos sagital, coronal y transversal.

El programa empleado para obtener un modelo tridimensional a partir de las tomografías y la serie de imágenes DICOM, es InVesalius un programa libre utilizado para crear una visualización rápida del modelo tridimensional y el programa SCAN IP con el que se creó y refinó minuciosamente las capas necesarias para establecer el modelo de la prótesis. Se realiza la transformación de las imágenes computarizadas a una imagen tridimensional, de esta forma se transforma de un formato DICOM a un archivo .STL que es compatible con las impresoras 3D para generar un prototipo rápido. De este modo se permite la materialización tridimensional y a escala real, el prototipo obtenido por medio de la tomografía anatómicamente correcto y lo más cercano a la realidad.

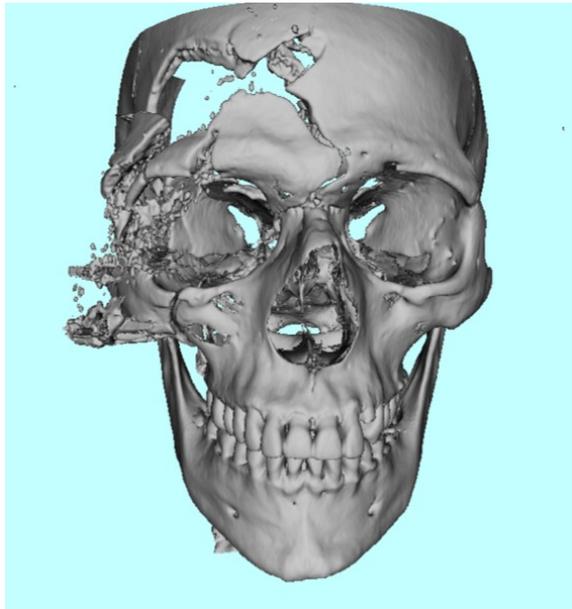


Fig. 2. Visualización rápida con el programa InVesalius.

En la figura 2 se puede observar mediante la visualización rápida, el daño ocasionado por el proyectil, de esta forma el médico y los cirujanos sabrán las dimensiones se deben emplear para la generación de la prótesis.

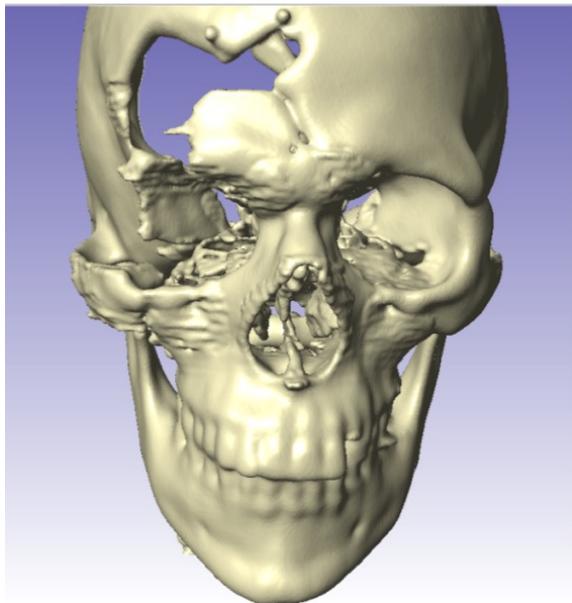


Fig. 3. Modelo del cráneo filtrado y depurado de las esquirlas de hueso mediante el programa SCAN IP.

El grado de detalle debe ser muy específico para re-

producir la prótesis a la medida de los requerimientos (Figura 3). Se debe trabajar siempre de la mano de los especialistas médicos ya que son ellos los expertos en anatomía y datos antropométricos, además tomado en cuenta que se trata de una estructura ósea muy irregular por el impacto del proyectil, la tarea debe ser muy meticulosa.

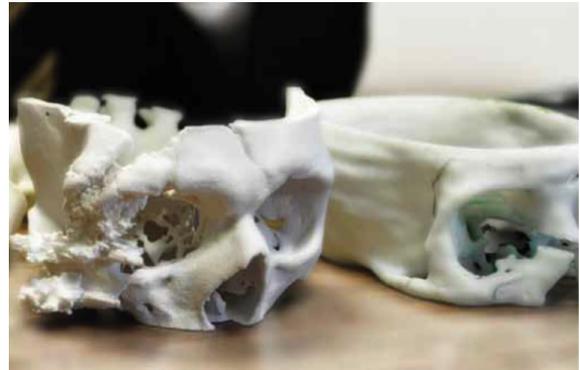


Fig. 4. Impresión del cráneo y del implante para ser aprobado por los cirujanos.

Antes de la fabricación del implante, se imprimen algunos modelos del cráneo y del implante por medio de estereolitografía para ser enviados al equipo de cirujanos para que sea examinado y aprobado (Figura 4).



Fig. 5. Se retiran los residuos de polvo con una pistola de aire.

Después de procesar las imágenes, obtener el modelo tridimensional y ser aprobado por los cirujanos, se comienza la impresión del diseño, utilizando la mezcla de polvo de calcio y resina epóxica con el uno por ciento de toxicidad para que no tenga repercusiones en el organismo.

De acuerdo con las imágenes de los cortes, la impresora distribuye una cantidad de resina, que posteriormente la cubre de hidroxipatita y se continúa capa por capa hasta que se va conformando el volumen total de la prótesis.

Una vez terminada se le quitan los residuos del polvo de calcio con una pequeña pistola de aire (Figura 5) y, con el propósito de incrementar su grado de dureza, antes de la cirugía el médico la barniza con una capa de la misma resina. Finalmente se recubre con malla de titanio haciéndola resistente a impactos.

5. Intervención quirúrgica

El implante se entregó a los médicos días antes de la cirugía. Una vez llegado el día agendado y teniendo la prótesis estéril, comenzó la intervención quirúrgica con el equipo de cirujanos. Se procede a realizar la anestesia general e intubación del paciente para poder dar inicio al procedimiento.

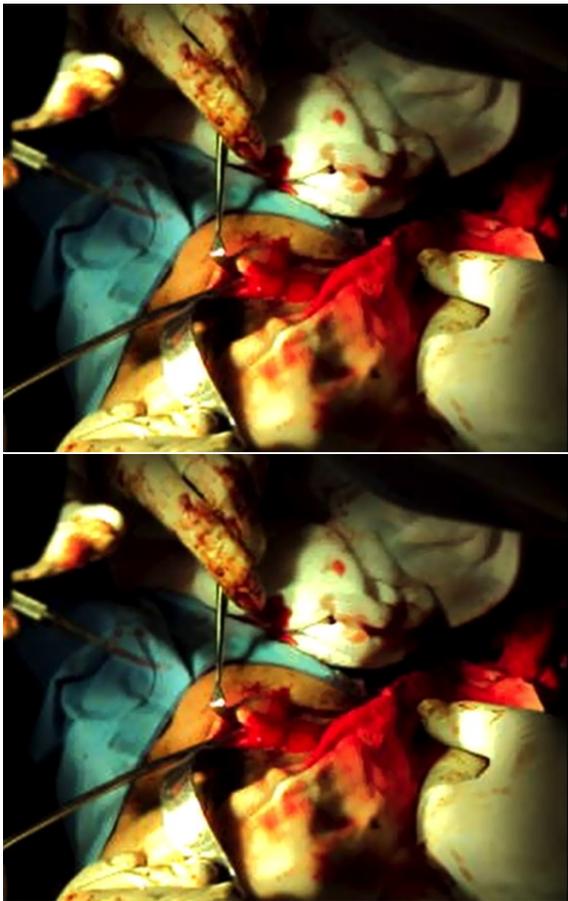


Fig. 6. Se retiró el mayor número posible de esquirlas de hueso.

Se comienza realizando una incisión en el área frontal del cráneo hasta llegar a la zona afectada, para retirar la mayor cantidad de esquirlas de hueso presentes en la zona donde se fijará el implante. Ya que la craneoplastia fue programada después de cuatro meses del accidente, algunas de las esquirlas ya habían soldado al hueso y por lo tanto no se pudieron (o no era conveniente en algunos casos) retirar (Figura 6).

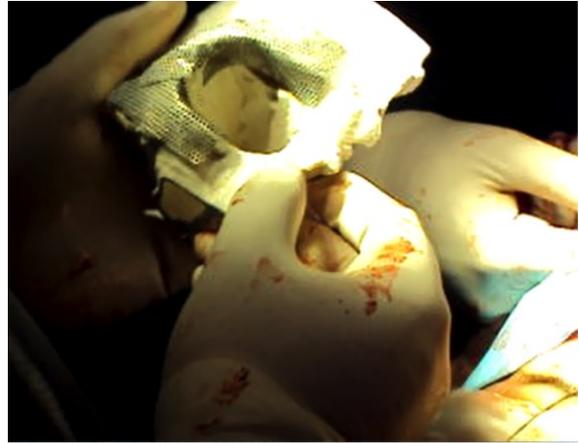


Fig. 7. Prótesis sin modificar.

Esto conlleva a hacer un ajuste en la prótesis completa (Figura 7) para poder utilizar las partes que se necesitan y puedan ser colocadas de una forma adecuada.

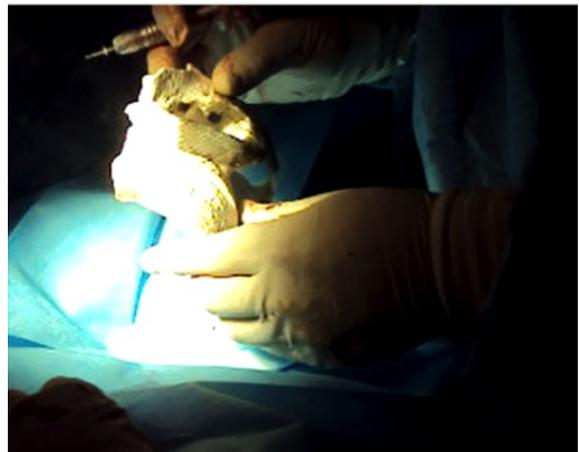


Fig. 8. Ajuste de la prótesis por causas de las esquirlas que no se removieron en la zona donde iba a ser colocada la prótesis.

La prótesis al tener un recubrimiento de malla de titanio, asegura las condiciones mecánicas de resistencia con espesores adecuados, es biocompatible y se espera una osteointegración, además de tener la característica

de colocación sencilla por medio de tornillos accesorios para fijarla.

Se midieron las zonas donde se utilizaría parte de la prótesis y se procedió a ajustar meticulosamente por los cirujanos maxilo-faciales (Figura 8 y 9).



Fig. 9. La prótesis es separada de acuerdo a las medidas necesarias por el reajuste intraoperatorio.

El primer paso fue fijar la malla de titanio en la zona del frontal por medio de tornillos (Figura 10).

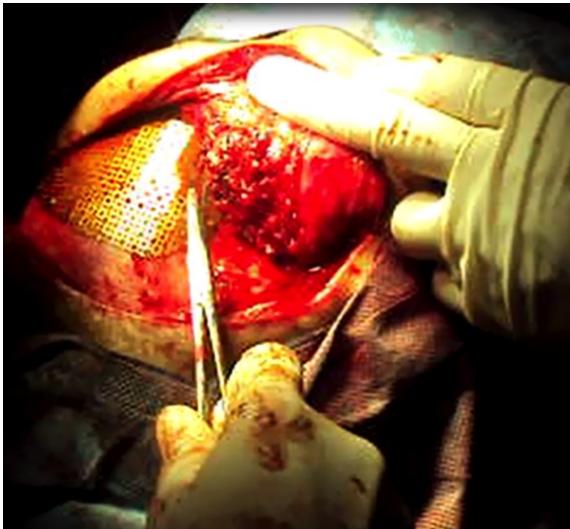


Fig. 10. Colocación de la malla de titanio en el defecto frontal.

Después se coloca el injerto en la zona de la hendidura esfenomaxilar (Figura 11) y el cigomático (que es gran parte de la fosa ocular). Se procedió a fijar el implante con placas y tornillos de 1.5mm en una distribución adecuada para fijar las partes y no existiera riesgo de remoción (Figura 12).



Fig. 11. Colocación de parte de la prótesis en la zona de la hendidura esfenomaxilar.

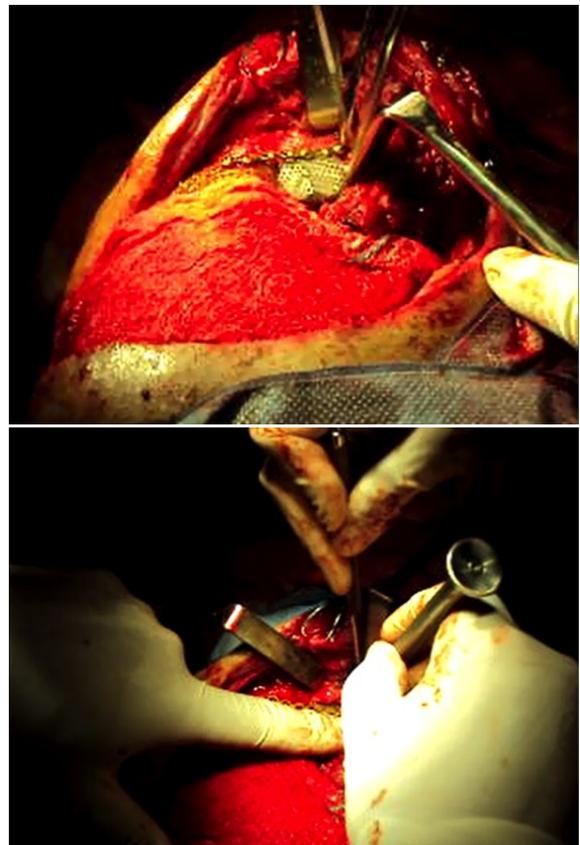


Fig. 12. Fijación de parte de la prótesis en la zona del hueso cigomático por medio de tornillos.

Finalmente se procedió al cierre de los tejidos blan-

dos y a la colocación del drenaje. El paciente estuvo algunos días en observación intrahospitalaria y bajo tratamiento farmacológico (Figura 13).



Fig. 13. Paciente momentos después de la cirugía.

Después de tres meses de recuperación tras la craneoplastia, el paciente se encuentra en óptimas condiciones, mostrando mejorías en los síntomas adversos después de accidente y del contorno craneal, sin presentar efectos secundarios o de rechazo por parte del material, su evolución ha sido satisfactoria hasta el momento (Figura 14).



Fig. 14. Paciente cuatro meses después de la craneoplastia.

Se realizó una tomografía final para poder observar más

a detalle como quedó la reconstrucción en la fosa ocular y si el implante había sufrido algún tipo de desplazamiento o fractura. No se encontró nada fuera de lo normal en el injerto, en la figura se puede observar que el tamaño del defecto era de gran tamaño y por eso una prótesis de hidroxiapatita pura no era factible en este caso clínico (Figura 15).

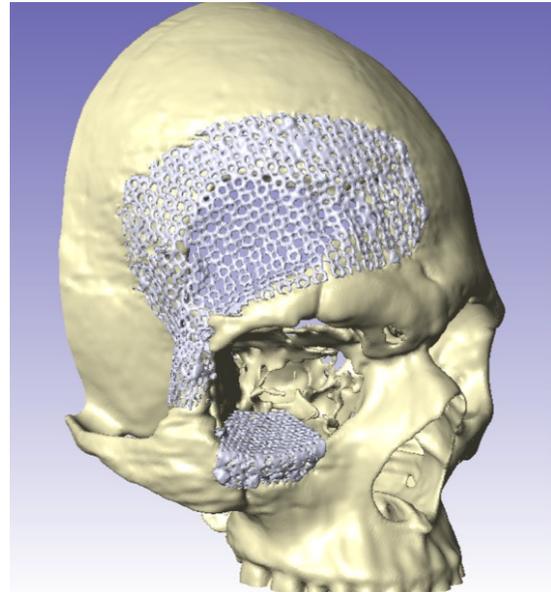


Fig. 15. Modelo tridimensional del cráneo del paciente un año después de la craneoplastia.

6. Discusiones

La utilización de los programas informáticos para visualización de los archivos DICOM, que combinado con las técnicas de impresión tridimensional, ayudan en gran medida a realizar un prototipo rápido de la prótesis requerida. Siendo este un procedimiento superior comparado con otros como el Mulage facial en cuanto a precisión al realizar una reproducción exacta del defecto sin importar la complejidad que éste presente.

La prótesis tiene características que la favorecen: el material del que está constituida es resistente, estable y biocompatible; es radiotransparente; su rigidez y resistencia es similar a la del hueso (a pesar de tener la malla de titanio tiene la posibilidad de someterse a esterilizaciones y a un eventual desgaste en el proceso de ajuste intraoperatoriamente, pudiéndola modificar con una fresa de alta velocidad); puede colocarse fácilmente (permite su autoperforación) y es ligera.

7. Conclusiones

Las prótesis fabricadas por medio de las tecnologías CAD/CAM son muy efectivas paracraneoplastia cuando la utilización de colgajo y hueso autólogo no es una opción.

Las ventajas que se pueden destacar al utilizar este tipo de tecnología en la reconstrucción de defectos craneales complejos es la disminución del tiempo de cirugía, menor pérdida de sangre intraoperatoria, disminuye la complejidad en la restauración quirúrgica con un resultado estético más satisfactorio.

La prefabricación de un modelo para que los cirujanos lo estudien y se cometan los menores errores y pérdidas de tiempo en cirugía, hacen a esta técnica una innovadora en cuanto a diseño muy acercado a la realidad al utilizar las tomografías del paciente (en ocasiones es necesario generar un ajuste intraoperatorio).

La combinación de un compuesto de hidroxiapatita con malla de titanio hace mejores características en la prótesis, al tener un diseño innovador, alta resistencia mecánica, biocompatibilidad, radiolúcidas. La radiolúcidas en una prótesis es algo importante, ya que en caso de requerir una tomografía o radiografía de la zona afectada para realizar algún diagnóstico o ver la evolución que tiene la misma en el organismo, se puede hacer sin ningún problema.

Las mallas de titanio son relativamente radiolúcidas y no producen alteraciones significativas en las tomografías o resonancias magnéticas, además de ser biocompatibles, en teoría este material se integra paulatinamente y promueve el crecimiento de tejido nuevo.

Hasta el momento la evolución de la prótesis en el paciente ha sido satisfactoria y no se han presentado complicaciones de ninguna naturaleza.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo del Instituto Politécnico Nacional, al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, así como al Hospital Regional 1° de Octubre y a su personal, ya que sin su apoyo la realización de este trabajo no hubiera sido posible.

Referencias

- [1] Chen Lee, M Antonyshyn, and Christopher R Forrest. Cranioplasty: indications, technique, and early results of autogenous split skull cranial vault reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 23(3):133–142, 1995.
- [2] FJ Carod-Artal and CB Vásquez-Cabrera. Paleopatología neurológica en las culturas precolombinas de la costa y el altiplano andino (ii). historia de las trepanaciones craneales. *Rev Neurol*, 38(9):886–894, 2004.
- [3] Kurt W Alt, Christian Jeunesse, Carlos H Buitrago-Téllez, Rüdiger Wächter, Eric Boës, and Sandra L Pichler. Evidence for stone age cranial surgery. *Nature*, 387(6631):360–360, 1997.
- [4] Charles E Rawlings and Eugene Rossitch. The history of trephination in africa with a discussion of its current status and continuing practice. *Surgical neurology*, 41(6):507–513, 1994.
- [5] Abhay Sanan and Stephen J Haines. Repairing holes in the head: a history of cranioplasty. *Neurosurgery*, 40(3):588–603, 1997.
- [6] F. Graña, E.D. Rocca, and L. Graña. Las trepanaciones craneanas en el peru en la época prehispanica, imprenta santa maria. *Lima, Peru*, 1954.
- [7] MA González de Santiago, J Chaurand Lara, and B Sandoval. Reconstrucción craneal con implante personalizado. *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial*, 33(1):40–44, 2011.
- [8] Alexander V van Gool. Preformed polymethylmethacrylate cranioplasties: Report of 45 cases. *Journal of maxillofacial surgery*, 13:2–8, 1985.
- [9] DLMB Leake, M Habal, J Maniscalco, and S Freeman. Neurocranial reconstruction using an elastomer-coated cloth mesh and bone grafting. *Journal of biomedical materials research*, 12(1):83–87, 1978.
- [10] Jack M Joffe, Peter JC McDermott, Alf D Linney, Charles A Mosse, and Malcolm Harris. Computer-generated titanium cranioplasty: report of a new technique for repairing skull defects. *British journal of neurosurgery*, 6(4):343–350, 1992.
- [11] Celso Agner, Manuel Dujovny, Raymond Evenhouse, Fady T Charbel, and Lewis Sadler. Stereolithography for posterior fossa cranioplasty. *Skull base surgery*, 8(2):81, 1998.
- [12] PA Webb. A review of rapid prototyping (rp) techniques in the medical and biomedical sector. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 24(4):149–153, 2000.
- [13] Nicholas J Mankovich, Dave Samson, William Pratt, Douglas Lew, and J Beumer 3rd. Surgical planning using three-dimensional imaging and computer modeling. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 27(5):875–889, 1994.
- [14] John Winder, RS Cooke, J Gray, T Fannin, and T Fegan. Medical rapid prototyping and 3d ct in the manufacture of custom made cranial titanium plates. *Journal of medical engineering & technology*, 23(1):26–28, 1999.
- [15] Paul S D’Urso, David J Effeney, W John Earwaker, Timothy M Barker, Michael J Redmond, Robert G Thompson, and Francis H Tomlinson. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. *British Journal of Plastic Surgery*, 53(3):200–204, 2000.