



Asociación Mexicana de
Cirugía Bucal y Maxilofacial,
Colegio Mexicano de Cirugía
Bucal y Maxilofacial, A.C.

Vol. 15, Núm. 1 • Enero-Abril 2019 • pp. 18-27

Reconstrucción orbitaria con impresión 3D en polvo de fosfato cálcico e hidroxiapatita, revisión de la literatura y caso clínico

Pablo Iván Hernández Chávez,* Mauricio González Rebattú y González,**

Ana María Nieto Munguía,*** Mario Alberto Lagunes López,****

Juan Alfonso Beltrán Fernández*****

RESUMEN

Los trastornos craneofaciales causados por traumas es uno de los principales problemas que requieren un alto índice de exactitud. En los últimos años se ha observado una tendencia en el uso de reconstrucción ósea con materiales osteoinductores. La impresión 3D a base de polvo de fosfato cálcico es un método versátil con una flexibilidad única en el material y la geometría. Se presenta un caso clínico en paciente masculino de 24 años de edad con un diagnóstico de herida por proyectil de arma de fuego en región frontal y periorbitaria derecha, se realiza protocolo prequirúrgico y se diseña implante con impresión de fosfato cálcico e hidroxiapatita.

Palabras clave: Polvo de calcio, hidroxiapatita, reconstrucción orbitaria, fractura orbitaria, complejo cigomático malar, herida por proyectil de arma de fuego.

SUMMARY

The craniofacial disorders caused by trauma is one of the major problems that require a high degree of accuracy. In recent years there has been a trend in the use of osteoinductive bone reconstruction material. 3D printing based calcium phosphate powder is a versatile method with unique flexibility in the material and geometry. A case is presented in male patient 24 years of age with a diagnosis of wound by gun fire in front and right periorbital region, preoperative protocol is performed and printing implant is designed with calcium phosphate and hydroxyapatite.

Key words: Powder calcium, hydroxyapatite, orbital reconstruction, orbital fracture, orbitozygomatic complex, wounds gunshot.

www.medigraphic.org.mx

* Médico Adscrito del Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial del Hospital General de Zona 57, IMSS.

** Médico Tutor y Adscrito del Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial. Hospital Regional 1° de Octubre, ISSSTE.

*** Médico Tutor y Adscrito del Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial. Hospital «Lic. Adolfo López Mateos», ISSSTE.

**** Cirujano Oral y Maxilofacial, práctica privada.

***** Asesor, Coordinador del Departamento de ESIME-SEPI del Instituto Politécnico Nacional.

Correspondencia:

Pablo Iván Hernández Chávez

E-mail: dr.ivanhernandez@hotmail.com

Este artículo puede ser consultado en versión completa en <http://www.medigraphic.com/cirugiabucal>

INTRODUCCIÓN

El resultado de la reconstrucción ósea craneofacial depende de las habilidades quirúrgicas, la calidad de los tejidos blandos adyacentes, el tamaño, la ubicación del defecto óseo y la elección del método de reparación. Los métodos incluyen injertos óseos libres, vascularizados, variedades de biomateriales y más recientemente el uso de factores de crecimiento con capacidad osteoinductora. El uso de hueso autólogo para la reconstrucción craneofacial puede ser restringido debido a las cantidades limitadas de hueso donante.¹

Las fracturas orbitales fueron descritas por primera vez en París en 1844 por MacKenzie, más de un siglo después Smith y Regan describieron en 1957 el atrapamiento del músculo recto inferior generando limitación a los movimientos oculares.² Las fracturas de las paredes orbitarias equivalen a alrededor de 11 a 14.2% del trauma facial, estas fracturas raramente son únicas, ya que 70% están asociadas a lesiones concomitantes.³ Birkenfeld et al. mencionan en 2013 que es necesario sólo 3.0 J para generar una fractura en las paredes orbitarias.⁴

La etiología del trauma orbitario incluye accidentes automovilísticos, violencia, caídas, accidentes deportivos o laborales asociados al uso de fuegos artificiales y heridas por proyectil de arma de fuego.³

Aunque la frecuencia de lesiones por arma de fuego (PAF) y el número de muertes asociado a ellas disminuyó notablemente en la década de 1990, las lesiones relacionadas con PAF siguen siendo la segunda causa principal relacionada con consecuencias fatales, más de 50% de los intentos de suicidio están relacionados con heridas de bala y aproximadamente 14% de las agresiones relacionadas con armas de fuego son en cabeza y cuello. El rango de edad oscila entre 15 y 24 años, estas lesiones no fatales en cabeza y cuello son de especial interés para el cirujano maxilofacial, las cuales se dividen por la causa de la siguiente manera: 51.4% intentos de suicidio, 12% lesiones accidentales y 14% agresiones.⁵

La balística es la rama de la ciencia que estudia «las leyes naturales que actúan sobre los proyectiles y su previsible funcionamiento», ésta se divide en interior, que es el estudio del comportamiento de los proyectiles dentro del cañón de la pistola; exterior, que es el estudio del comportamiento de los proyectiles en su movimiento a través del aire; y terminal, que es el estudio de la penetración.⁵

Se ha comprobado que es necesaria la velocidad mínima para que un proyectil genere una fractura ósea de 65 m/seg.

Existen dos tipos de daño por una herida PAF: 1. Daño inicial o pronto, producido adyacente a la vía del proyectil y consiste en el desgarramiento y compresión de tejido, que puede llegar a ser de hasta 200 atmósferas en proyectiles de alta velocidad (> 2,000 pies/segundos), el diámetro es ligeramente mayor que el diámetro de la bala. 2. Temporal, es el resultado de la fuerza de tracción sobre el tejido debido a la penetración del misil.⁵

Una lesión directa en el cerebro por PAF normalmente resulta en un incremento directo en la presión intracraneal (15 mmHg); este aumento de presión genera fuerzas de cizallamiento y compresión del cerebro contra el cráneo. Otro mecanismo de lesión cerebral secundaria es el vasoespasma postraumático (VPT). Esta condición resulta en ausencia de la autorregulación, el aumento de presión intracraneal y lesión isquémica, ésta puede iniciar a los cinco días posteriores al trauma y con un punto máximo al séptimo día.

Un análisis histológico inmediatamente después de la lesión y que se repitió a las 48 horas, mostró cambios celulares tales como la contracción axonal, deformación de mielina y disminución de microtúbulos.

Cabe mencionar que las lesiones maxilofaciales no se abordarán hasta después de que la evaluación secundaria se haya completado y la planeación del tratamiento haya comenzado. Se recomienda iniciar la hidratación, debe administrarse profilaxis antibiótica y antitetánica, puesto que durante mucho tiempo se creyó que las balas se esterilizaban por sí mismas debido al calor generado por la fricción en el aire durante el vuelo; sin embargo, Wolf et al. refutaron en 1978 este mito, ya que realizaron tiros con balas contaminadas de *Staphylococcus aureus* en gelatina estéril, generando colonias de microorganismos.⁵

El manejo de las heridas por arma corta en cirugía maxilofacial consiste en irrigar la herida con solución salina eliminando tejido necrótico y cuerpos extraños, disminuyendo los contaminantes a concentraciones no patógenas, las heridas cutáneas simples serán limpiadas y cubiertas por bacitracina o sulfadiazina al 1%.⁵

Burnstime describe tres periodos para reparar las fracturas orbitarias: 1) inmediato, 2) posterior a dos semanas, 3) tardío (posterior a un tiempo prolongado de evaluación).² El tratamiento de lesiones traumáticas orbitales ha sido durante mucho tiempo un gran reto para el cirujano maxilofacial. Pueden surgir complicaciones significativas como resultado de estas lesiones, que incluyen enoftalmos, diplopía persistente, distopía vertical y restricción de la mirada. Actualmente hay una amplia comprensión de la

compleja anatomía de la órbita y los cambios que se producen dentro de esta última y la interrupción de su contenido a causa de un trauma.⁶ Lee et al. defienden la idea de que los cambios de volumen orbitales de más de 8% necesitan corrección quirúrgica.⁷ Las capacidades de diagnóstico han cambiado drásticamente en los últimos 30 años. El cirujano dependía de radiografías simples bidimensionales, ahora tiene la capacidad para ver una tomografía axial computarizada tridimensional (TAC) y crear un modelo tridimensional si así se desea. Otro factor que ha repercutido directamente en la evolución del tratamiento quirúrgico de las fracturas orbitales es la disponibilidad de numerosos biomateriales para la reconstrucción de los contornos óseos originales y restauración del volumen orbital adecuado. Con la abundancia de materiales disponibles vienen muchas interrogantes con respecto a cuál es el ideal y el más adecuado para esta tarea.⁶

Existen múltiples técnicas para la reconstrucción orbitaria, en este sentido se han descrito tradicionalmente la reconstrucción usando injertos autólogos de cresta iliaca o láminas de hueso compacto obtenidas de la calota.⁸

Tieghi et al. declararon en 2013 que el hueso autólogo sigue siendo el estándar de oro para la reconstrucción ósea.⁹

Algunos autores han descrito buenos resultados cosméticos con el uso de autoinjerto de cresta iliaca, pero las altas tasas de morbilidad del sitio donante han ocasionado que este método caiga en desuso en la mayoría de los centros hospitalarios. La ventaja es que esta técnica implica el uso de hueso nativo, que no es inmunorreactivo y puede tener menos riesgo de infección que los implantes.⁸ La incorporación natural y el contorneado natural del injerto y la ausencia de extrusión tardía tienen como desventaja el incremento de morbilidad del sitio donante.³ En el uso de injerto autólogo se prevé un rango de reabsorción que va en hueso endocondral hasta 75% y rangos de 20 a 30% para injertos de hueso intramembranoso.⁶

CONSIDERACIONES GENERALES DE LOS BIOMATERIALES

El primer uso moderno registrado de un sustituto óseo tuvo lugar en 1892 cuando Dressmann utilizó sulfato cálcico y «yeso de París» para rellenar defectos óseos.¹⁰

Éstos deben ser químicamente inertes, biocompatibles, no alérgicos y no carcinogénicos. Si se trata de aloplásticos deben ser equilibrados en cuanto efectividad y costo, esterilizables sin alteración

química, fáciles de modificar y de mantener forma, sin memoria, que permitan la colocación de tornillos o alambre para su fijación, no deben potenciar el crecimiento de microorganismos, ni promover la reabsorción ósea o distorsión de los tejidos adyacentes, radiopacos para su evaluación postquirúrgica, deberán poder permanecer de por vida y si son reabsorbibles, deberán serlo al 100% con reemplazo de hueso nativo.⁶

Existen varios tipos de materiales para la reconstrucción del esqueleto facial (*Cuadro I*) como la hidroxiapatita (HA), $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$, gracias a su similitud química y cristalográfica con el mineral óseo es un excelente material para la reparación del defecto óseo. Desde principios de 1990, la HA y los cementos carbonatados con apatita han estado disponibles comercialmente como sustitutos óseos moldeables en el amplio campo de la reconstrucción craneofacial y su presentación en HA densa producida sintéticamente a través de la compactación a alta presión de cristales de fosfato de calcio. HA porosa puede producirse de manera sintética o natural, el tamaño de los poros puede elaborarse sintéticamente y HA natural que puede producirse por calentamiento del coral marino.²

La HA es altamente biocompatible y causa mínima reacción inflamatoria en los tejidos circundantes, produce una unión mecánica fuerte con el hueso receptor, permite el crecimiento óseo y posee una tasa de infección de 2.7%.

Calnan reporta que los implantes aloplásticos pasan por seis etapas de reacción biológica (*Cuadro II*) y concluyó que la combinación de la encapsulación incompleta y el aumento de la reacción de células gigantes al exponer los materiales indican actividad biológica periférica al implante en curso, por lo que su uso no es satisfactorio.²

En términos de procesamiento, los materiales de reconstrucción pueden dividirse en prefabricados e intraoperatoriamente fabricados, los cuales restringen la previsibilidad del resultado estético, los procesos quirúrgicos se prolongan y existe posibilidad de daño tisular por la reacción exotérmica y sustancias de curado.

IMPLANTES DISEÑADOS A LA MEDIDA; PATIENT SPECIFIC IMPLANT (PSI)

El tratamiento de los defectos craneales que utiliza implantes de titanio hechos a la medida y su proceso tipo *computer-assisted manufactured* (CAD-CAM) ha sido bien estudiado y se han detectado grandes ventajas como la precisión de forma y tamaño así

como la disminución del tiempo transoperatorio, por el contrario, entre sus desventajas se observa que el peso total del implante llega a ser mayor, al ser elaborado con titanio ha demostrado que no puede inducir el crecimiento óseo o realizar la función para la colocación de materiales o sustancias osteoinductoras, su alto costo, sensibilidad a la temperatura ambiente debido a la conductividad térmica y que no se llevará a cabo el intercambio biológico por tejido óseo nativo.¹¹ La polietilertercetona (PEEC) pertenece a una familia de polímeros aromáticos lineales que contienen vínculos entre cetona y éteres. Estuvo disponible para uso médico por primera vez en 1998, su uso se inició para el reemplazo de cadera y columna y actualmente se le ha utilizado para la reconstrucción craneofacial.¹²

El uso de polietileno maleable poroso (MEDPOR, Porex Surgical Inc.) en membranas de 1 mm de grosor para defectos orbitarios tiene la desventaja de ser maleable en extremo, por lo que su indicación es muy limitada.⁸

IMPRESIÓN EN POLVO 3D

La técnica de prototipado rápido con «impresión de polvo 3D» ofrece un enfoque prometedor, la impresora de polvo CPC (brushita y su forma anhidra monetita) ha demostrado que produce buena biocompatibilidad así como un comportamiento de biodegradación adecuada. La técnica de impresión en polvo produce un alto grado de precisión en tres dimensiones con una resolución de aproximadamente 200 μm y menos.¹¹

El procedimiento de impresión se lleva a cabo a temperatura ambiente utilizando un sistema de impresión 3D en polvo comercial, la fórmula química utilizada es la misma que la descrita por Gbureck et al. en 2007 (polvo de fosfato tricálcico, diluido en ácido fosfórico) dividido en ácido fosfórico con una concentración de 20% en fase aglutinante impresa en polvo de fosfato tricálcico como fase sólida. Se realiza la solidificación de los implantes impresos por la formación de dihidrato de fosfato dicálcico (brushita), posteriormente a la solidificación las impresiones se sumergen en ácido fosfórico al 20% dos veces por 30 segundos en autoclave por 134 °C que induce a la formación de fosfato dicálcico anhidrido (monetita).¹¹ Constantz et al. reportaron una completa absorción del fosfato cálcico en la cortical tibial de un canino en un lapso de 16 semanas.⁷

El propósito de este artículo es ampliar las posibilidades de tratamiento en la traumatología craneofacial, explorar nuevas aleaciones y fusiones

biocerámicas con refuerzo de titanio para brindar el restablecimiento estético y funcional facial en pacientes con trauma severo, ya sea por accidentes de alta velocidad, agresiones o heridas por proyectil de arma de fuego.

CLASIFICACIÓN DE FRACTURAS

En 1961 Knight y North clasificaron las fracturas orbitocigomáticas en seis grupos, según la dirección de desplazamiento evaluado en la radiografía de Waters, plantearon la hipótesis de que la estabilidad después de la reducción podría estar relacionada con la dirección de desplazamiento.¹³ Los grupos se dividen en:

Grupo I: Fracturas no desplazadas. Casos en los que no hay evidencia clínica de desplazamiento y radiográficamente comprenden un trazo de fractura no desplazado. No se requiere ningún tratamiento.

Grupo II: Una fractura pura del arco cigomático. La causa es un golpe lateral directo al arco. Las tres líneas clásicas de fractura producen una deformidad en forma de «V».

Grupo III: Las fracturas del cuerpo sin rotación. La causa es un golpe directo a la prominencia malar. El hueso malar es impulsado posterior y medialmente, produciendo un aplanamiento de la mejilla. En la proyección de Waters se muestra poco o ningún desplazamiento en el borde infraorbitario o la sutura frontocigomática. Puede haber desplazamiento inferomedial en los *buttress*.

Grupo IV: Fractura del cuerpo malar rotado medialmente. La causa es un golpe desde arriba del eje horizontal del hueso malar. El hueso es impulsado en sentido medial, inferior y posterior con la rotación. La radiografía muestra desplazamiento inferior en el reborde infraorbitario y/o bien hacia el exterior a los *buttress* malares o hacia adentro en la sutura frontocigomática.

Grupo V: Fracturas del cuerpo rotadas lateralmente. La causa es un golpe de origen por debajo del eje horizontal del hueso. El hueso malar se desplaza en sentido medial y posterior con rotación lateral. La radiografía indica desplazamiento hacia arriba en el reborde infraorbitario y desplazamiento lateral en la sutura frontocigomática.

Grupo VI: Fracturas complejas. Estas tienen fracturas adicionales a través del cuerpo del hueso malar.

REPORTE DE CASO CLÍNICO

Paciente masculino de 24 años de edad (*Figuras 1 y 2*) sin antecedentes patológicos ni heredofamilia-

res de importancia, ocupación estudiante, ingresó al Hospital Regional 1° de Octubre, ISSSTE con diagnóstico de herida por proyectil de arma de fuego en cráneo con herida de entrada a nivel parietal derecho (*Figura 3*) sin orificio de salida. Se realiza esquirlectomía frontal y periorbitaria derecha por el servicio de neurocirugía, se refiere al servicio de cirugía oral y maxilofacial donde es diagnosticado con una fractura de complejo cigomático-malar derecha, clase IV de Knigh y North con fragmentación del reborde orbitario lateral hipoglobo y enoftalmos, el paciente reporta diplopía binocular a los movimientos de dextroversión, levoversión y superversión, oftalmológicamente sin compromiso. Por tal motivo, se realizó una tomografía

axial computarizada (TAC) de cráneo y macizo facial (*Figura 4*) a cortes de 0.8 mm en formato DICOM (*Cuadro III*) usando el tomógrafo Phillips Brilliance Tomographer, utilizado para la creación de un modelo 3D estereolitográfico diseñado con Pro-Engineer 4.0 Wildfire y UGS-NX 7.5 (*Figuras 5 y 6*), en el Departamento del ESIME del Instituto Politécnico Nacional a cargo del Dr. Beltran J. Se elabora y crea el implante según las necesidades y características del defecto óseo (*Figura 7*) utilizando la herramienta de diseño SCAN IP (*Figura 8*) (Geomagics, Pro-Engineer and Unigraphics) y la impresora 3D. ZPrinter 650-Z Corp.¹⁴ A base de HA impregnada de resina se obtienen los prototipos y posteriormente el implante biocerámico de HA y

Cuadro I. Visión general de los biomateriales.

Tipo	Material	Clase	Beneficiario	Observaciones y algunos ejemplos de productos comerciales
Autoinjertos	Hueso	A	H	El rango de absorción depende del tipo de hueso (esponjoso o cortical) Fácil y no traumático de obtener
	Cartílago	P	H	
	Fascia lata	A	H	
	Periostio	A	H	
Aloinjertos	Duramadre liofilizada	A	H	Posibilidad de problemas con su uso, en particular la posibilidad de transmisión de la enfermedad de Creutzfeldt-Jakob. Bancos de hueso alogénico están disponibles para el cirujano Producto comercial: Gelfilm experimentado sólo en conejos
	Hueso desmineralizado	A	H	
	Cartílago	P	H	
Xenoinjertos	Hueso bovino	A	H	Producto comercial: Gelfilm experimentado sólo en conejos
	Gelatina	A	H	
	Esclerótica bovina	P	MA	
Biocerámicas	Hidroxiapatita	P	H	HA simple o en presentación de cemento. Mínimamente absorbible
	Vidrios bioactivos	A	H	
Metales	Titanio	P	H	Matrix Orbital Vitallium
	Aleación de cobalto	P	H	
Polímeros	Silicón	P	H	Silastic
	Polietileno	P	H	MEDPOR
	Politetrafluoroetileno	P	H	GORE-TEX
	Nylon	P	H	SupraFOIL
	BMP-hidrogel	P	MA	Sólo experimental en conejos
	Ácido láctico	A	H	BIOSORB
	Ácido glicólico	A	H	
	Polidioxanona	A	H	Vicryl
	Polieteretercetona	P	H	PEEK, Synthes Depuy
Resinas	Titanio/polietileno	P	H	MEDPOR, Titan
	Nanopartículas de HA hidrogel	P	MA	Sólo experimental en conejos
	Médula ósea recubierta de PCL	A	MA	Sólo experimental en cerdos

A = Absorbible, P = Permanente, H = Uso humano, MA = Muestra en animal.

polvo de calcio (*Figuras 9 y 10*) reforzado con una malla de titanio 1.0 de 0.6 mm de grosor.

Se decide iniciar protocolo quirúrgico bajo anestesia general, se comienza con un abordaje tipo coronal, disección por planos y hasta exposición de defecto óseo frontal y orbitario derecho, se contornea material biocerámico para defecto frontal, se refuerza con malla de titanio de 0.6 mm de grosor (*Figura 11*) y se fija con tornillos de titanio 1.5 x 4 mm. Se continúa con exploración de órbita derecha, se retira fibrosis de reparación, se realiza reducción y reposicionamiento de CCM, se contornea y ajusta (*Figura 12*) implante biocerámico con refuerzo de titanio para pared lateral de la órbita (*Figura 13*), se colocan tornillos y placa de reborde orbitario 1.5, se continúa con abordaje tipo subciliar con cantotomía y cantolisis lateral,¹⁵ se diseña por planos hasta exponer reborde orbitario y piso orbitario, se contornea malla para piso de órbita de 0.6 mm de espesor, la cual se fija con tornillos 1.5 x 5 mm, se realiza cierre de heridas quirúrgicas con vicryl 3-0 para puntos simples de periostio y músculo, se procede con nylon 6-0 en puntos continuos anclados en abordaje subciliar y con nylon 3-0 para abordaje coronal, se coloca vendaje compresivo y se da por terminado el procedimiento. Se dieron citas de control semanales por un mes y posteriormente se le dieron citas mensuales. Se realizó estudio tomográfico de control (*Figura 14*) en el que se observó la adecuada liberación de tejido herniado y la correcta colocación del material de osteosíntesis para reconstrucción orbitaria y frontal. Sin encontrar datos de diplopía, paresia de ramas terminales del nervio facial, oftalmológicamente continúa sin compromiso alguno, sin limitación de movimientos oculares (*Figuras 15 y 16*), refiere datos de hipoestesia en región nasogeniana, la cual disminuyó conforme se valoró su evolución.

DISCUSIÓN

Los defectos fronto-orbitales tienen consecuencias funcionales, estéticas y psicológicas. En la

reconstrucción es necesario proteger el cerebro, el globo ocular y la necesidad de simetría con la bóveda craneana debido a que hay una propensión al adelgazamiento de los tejidos blandos en regiones delicadas como en el reborde lateral orbitario y la exposición llega a ser frecuente.¹²

Las mallas de titanio son una excelente alternativa para los defectos craneales pequeños; sin embargo, no son lo suficientemente fuertes para brindar protección al cerebro en casos de defectos frontales grandes, además existe una propensión al adelgazamiento de los tejidos blandos.

La desventaja de usar osteosíntesis de titanio, y tal vez la más grave, es el desarrollo del síndrome de la adherencia orbital, un proceso patológico por el cual una reacción fibrótica provoca la adhesión de los contenidos orbitales a los implantes.⁹

La polietilertercetona (PEEC) es resistente a ambos procesos de esterilización al calor, a la radiación ionizante y a la irradiación gamma con buena resistencia mecánica sin sustancias citotóxicas ni alérgicas, con un módulo de elasticidad cercana al hueso, no es magnética y es visible en imágenes radiográficas convencionales. Su desventaja es el alto costo por elaboración, tiempo de fabricación y diseño que puede tomar más de un mes.¹² Kozakiewicz et al. utilizaron en 2013 polietileno de peso molecular ultra-alto (PPM-UA), material utilizado en medicina desde hace más de 60 años, el diseño se realiza por medio de un asistente por computadora a la medida del defecto a reconstruir, con la desventaja de ser invisible en la examinación radiológica postquirúrgica.⁸

Sin embargo, el uso de metilmetacrilato ha caído en desuso debido a su reacción exotérmica con producción de monómero tóxico, que puede conducir a una reacción local de la herida o generar reacciones sistémicas.¹²

Las impresiones 3D son una tecnología atractiva por su potencial de fabricación directa y rápida gracias a su sistema CAD-CAM, por lo cual cumplen rápidamente con los requisitos geométricos y proporcionan una precisión adecuada de ajuste. La fabricación directa evita las desventajas de otras estrategias de fabricación como el modelado manual en tamaño real o modificación intraoperatoria.

El implante impreso en polvo de fosfato de calcio ofrece biocompatibilidad adecuada, ya que en el caso clínico presentado ofreció un excelente resultado estético y funcional sin encontrar ningún dato de rechazo o reacción inflamatoria a los seis meses de control (*Figuras 17 y 18*). Hay que recordar su comportamiento de reabsorción adecuado, además

Cuadro II. Reacción biológica al cuerpo extraño.

Inflamación inmediata con rechazo precoz
Rechazo retardado
Encapsulación fibrosa
Encapsulación incompleta con reacción celular en curso
Reabsorción lenta
Incorporación

**Figura 1.**

Fotografía frontal con evidente defecto fronto-orbitario, distopía derecha.

**Figura 2.**

Fotografía lateral. Llama la atención la depresión frontal y la cicatriz de la esquirlectomía previa.

**Figura 3.**

Fotografía céfalo-caudal en la que se muestra la cicatriz del orificio de entrada por PAF.

Cuadro III. Parámetros para TAC helicoidal.

1	Selección de espesor	1 mm	4	Grado de inclinación	0°
2	Distancia interseccional	1 mm	5	Campo de visión	250
3	Campo	0.55 mm	6	Filtro	H70 High

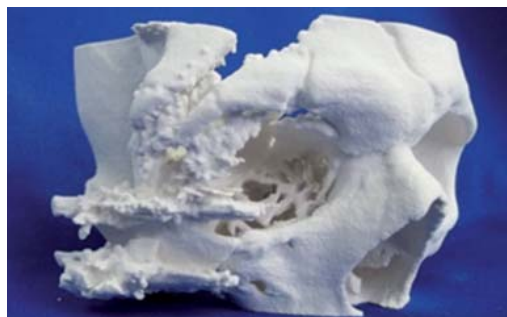
**Figura 4.** TAC de macizo facial con reconstrucción 3D, la evidencia del desplazamiento del CCM y las múltiples fracturas frontales.**Figura 5.** Estereolitografía de tercio medio facial en la que se muestra la fragmentación del CCM y región frontal derecha.**Figura 6.** Estereolitografía vista frontal. Se observa el desplazamiento y rotación del CCM.



Figura 7. Impresora 3D ZPrinter 650-Z Corp, elaborando modelo de estudio.

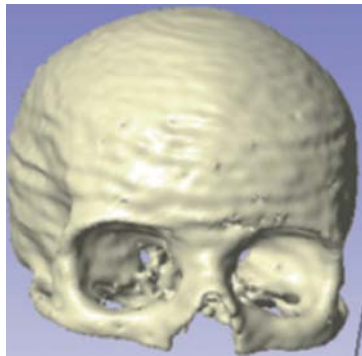


Figura 8.

Reconstrucción CAD-CAM para elaboración de modelo final.

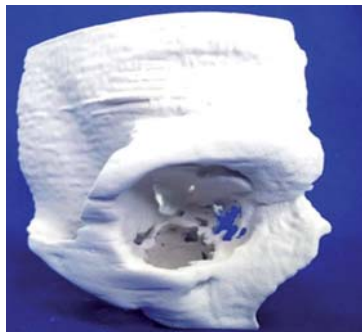


Figura 9.

Modelo por medio de impresión con polvo de fosfato cálcico y HA.



Figura 10.

Modelo en vista lateral con reparación de fracturas frontales y recolocación de CCM.

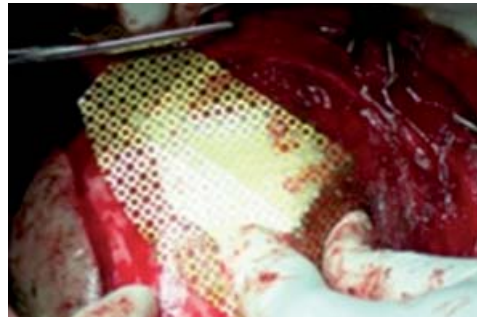


Figura 11. Reparación con implante de fosfato cálcico, HA y malla de titanio en región frontal.



Figura 12.

Implante de fosfato cálcico, HA y refuerzo de titanio, ajuste transoperatorio.



Figura 13. Reducción y reconstrucción de CCM.



Figura 14.

TAC de macizo facial con reconstrucción 3D, ajuste de implante y osteosíntesis.



Figura 15. Exploración de movimientos oculares sin limitación.

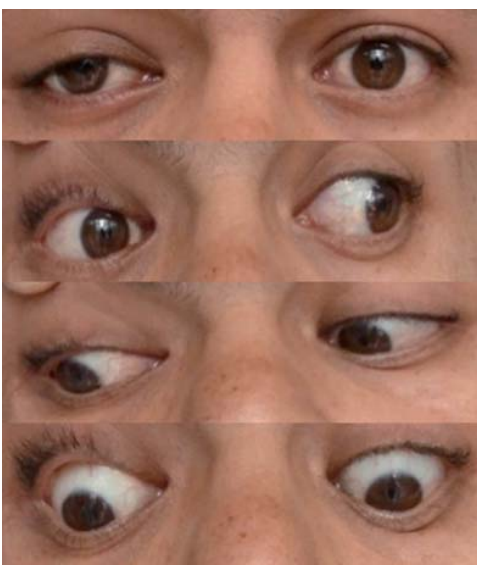


Figura 16. Exploración de movimientos oculares sin limitación (continuación).

su fabricación a temperatura ambiente permite agregar sustancias bioactivas como antibióticos.¹¹

Se ha observado histológicamente la formación de una cápsula fibrosa alrededor de los implantes con infiltrado inflamatorio y se ha descrito que algunos tipos de biocerámicos absorbibles de fosfato cálcico se llevan a cabo en dos procesos: disolución y digestión por las células fagocitarias.¹⁶

La ventaja en general del uso de biomateriales es que no incluye morbilidad del sitio donante, acorta el tiempo quirúrgico y la estancia hospitalaria. El uso de



Figura 17.

Fotografía frontal final. Adecuado resultado estético.



Figura 18.

Fotografía lateral con adecuada proyección orbitomalar y frontal.

cerámicas suele ser el ideal porque éstas promueven la osteoconducción agregada al efecto inductivo por las citoquinas.¹

Una evaluación histológica ha demostrado que dos semanas después de la implantación resultaron en un crecimiento óseo mínimo en el implante de calcio e hidroxiapatita después de cuatro semanas de la implantación, algunas micropartículas se degradaron y fueron sustituidas por hueso nuevo.¹⁷ El fosfato cálcico provee una buena adaptación, es bien tolerado, biocompatible y osteoinductor. En un estudio realizado en la reconstrucción orbitaria en seis ovejas no se observaron signos clínicos de

Cuadro IV. Evaluación de la morfología histológica y nivel de integración en el área de contacto entre el material de reconstrucción y huesos locales.

Puntuación	Características histológicas
5	Hueso o tejido osteoide en el borde del material de reconstrucción con la transición continua al hueso nativo
4	Hueso osteoide o tejido en el borde del material de reconstrucción sin transición continua al hueso local
3	No hay cambios en el borde del material de reconstrucción
2	Reconstrucción de material incrustado en el tejido de la cicatriz
1	Acumulación de células inflamatorias al lado del material de reconstrucción
0	No hay contacto entre el material de reconstrucción y el tejido local

inflamación (*Cuadro IV*). Estos resultados confirman los previamente reportados: buena biocompatibilidad. Marvin et al. detectaron partículas de fosfato cálcico alrededor de 12 meses después de la reconstrucción orbitaria. Una explicación adicional se refiere a las propiedades químicas del fosfato cálcico, se sabe que éste se absorbe rápidamente y por lo tanto, puede producir una reacción inflamatoria que induce a formación de tejido cicatricial con formación ósea deficiente, mientras que la hidroxiapatita se somete a una resorción más lenta.⁷

CONCLUSIÓN

Los implantes biocerámicos específicos hechos con impresión 3D de polvo de calcio y HA cumplen rápidamente con requisitos geométricos y proporcionan una precisión adecuada en el ajuste transoperatorio. La prefabricación directa evita las desventajas de otras estrategias de fabricación, además de que ofrece biocompatibilidad aceptable y un comportamiento de reabsorción adecuado.

La reconstrucción de las paredes orbitarias es crucial en el ajuste de un correcto volumen y posición del globo ocular.

BIBLIOGRAFÍA

1. Neovius E, Engstrand T. Craniofacial reconstruction with bone and biomaterials: review over the last 11 years. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2010; 63 (10): 1615-1623.
2. Bairo F. Biomaterials and implants for orbital floor repair. *Acta Biomater*. 2011; 7 (9): 3248-3266.
3. Stam L, Kesselring A, Promes P, Van der Wall K, Koudstaal M. Morbidity of harvesting the iliac crest inner cortical plate for orbital reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg*. 2014; 72: 1339-1342.
4. Birkenfeld F, Steiner M, Kern M, Wiltfang J, Möller B, Lucius R et al. Forces affecting orbital floor reconstruction materials--a cadaver study. *J Craniomaxillofac Surg*. 2013; 41 (1): e24-e28.
5. Cunningham LL, Haug RH, Ford J. Firearm injuries to the maxillofacial region: an overview of current thoughts regarding demographics, pathophysiology, and management. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 61 (8): 932-942.
6. Potter JK, Ellis E. Biomaterials for reconstruction of the internal orbit. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004; 62 (10): 1280-1297.
7. Siniković B, Kramer FJ, Swennen G, Lübbers HT, Dempf R. Reconstruction of orbital wall defects with calcium phosphate cement: clinical and histological findings in a sheep model. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 36 (1): 54-61.
8. Jazwiecka-Koscielniak E, Kozakiewicz M. A new modification of the individually designed polymer implant visible in X-ray for orbital reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014; 42 (7): 1520-1529.
9. Chambliss LB, Mawn LA, Forbes JA, Thompson RC. Porous polyethylene implant reconstruction of the orbit after resection of sphenoid-orbital meningiomas: a novel technique. *J Craniomaxillofac Surg*. 2012; 40 (1): e28-e32.
10. Pryor LS, Gage E, Langevin CJ, Herrera F, Breithaupt AD, Gordon CR et al. Review of bone substitutes. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*. 2009; 2 (3): 151-160.
11. Klammert U, Gbureck U, Vorndran E, Rödiger J, Meyer-Marcotty P, Kübler AC. 3D powder printed calcium phosphate implants for reconstruction of cranial and maxillofacial defects. *J Craniomaxillofac Surg*. 2010; 38 (8): 565-570.
12. Lai JB, Sittitavornwong S, Waite PD. Computer-assisted designed and computer-assisted manufactured polyetheretherketone prosthesis for complex fronto-orbito-temporal defect. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 69 (4): 1175-1180.
13. Perrot D, Kaban L. Acute management of orbitozygomatic fractures. *Oral and Maxillofacial Surg Clinics of N Am*. 1993; 5: 475-493.
14. Beltrán JA, González M, Hernández L. H, González A, Urriolagoitia G. Biomechanical prosthesis design of an orbicular cranial cavity. *Advances in Bio-Mechanical Systems and Materials*. Vol. 40. Berlin: Springer, 2013. doi: 10.1007/978-3-319-00479-2_7.
15. Liss J, Steffen ST, Chung WL. Orbital surgery: state of the art. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2010; 22 (1): 59-71.
16. Kurashina K, Kurita H, Kotani A, Takeuchi H, Hirano M. *In vivo* study of a calcium phosphate cement consisting of alpha-tricalcium phosphate/dicalcium phosphate dibasic/tetracalcium phosphate monoxide. *Biomaterials*. 1997; 18 (2): 147-151.
17. Link DP, van den Dolder J, Jurgens WJ, Wolke JG, Jansen JA. Mechanical evaluation of implanted calcium phosphate cement incorporated with PLGA microparticles. *Biomaterials*. 2006; 27 (28): 4941-4947.