

## Original

# Precisión en reconstrucción orbitaria con mallas de titanio preformadas



Susana Heredero\*, Alba San Juan, Francisco Alamillos y Alicia Dean

UGC de Cirugía Maxilofacial, Hospital Universitario Reina Sofía, Córdoba, España

### INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 2 de marzo de 2015

Aceptado el 6 de abril de 2015

On-line el 2 de julio de 2015

Palabras clave:

Fracturas orbitarias

Cirugía asistida por ordenador

Análisis digital de imágenes

Mallas de titanio

### R E S U M E N

**Objetivos:** Evaluar la adaptación de las mallas orbitarias preformadas industrialmente en nuestro entorno. Determinar la influencia de la planificación preoperatoria y la navegación en la precisión de la reconstrucción.

**Material y método:** Se estudió a pacientes con fracturas unilaterales de suelo orbitario reconstruidos con mallas de titanio preformadas entre 2009 y 2014. Las tomografías computarizadas (TC) se analizaron con iPlan 3.0 (BrainLab). Se importó la malla preformada en formato Standard Tessellation Language (STL) y se posicionó en la órbita sana reflejada en espejo sobre la fracturada. Se cuantificó la diferencia de volumen entre órbitas reconstruida y sana (DV), así como la adaptación del contorno de la malla a las superficies orbitarias. La navegación se hizo con el sistema Kolibrí (BrainLab).

**Resultados:** Se incluyeron 17 reconstrucciones, 10 realizadas previa planificación y con navegación intraoperatoria. La DV fue significativamente menor en el grupo reconstruido con navegación ( $0,24 \pm 0,13$  cc),  $p < 0,01$ . En 9 pacientes la malla no se adaptaba adecuadamente en la TC preoperatoria, introduciéndose  $1,88 \pm 0,27$  mm bajo el reborde infraorbitario y  $3,23 \pm 1,3$  mm en la fosa nasal, con un ángulo medio de  $13 \pm 5,2^\circ$ . La adaptación postoperatoria fue significativamente mejor en los casos en los que se había utilizado la navegación ( $p < 0,05$ ).

**Conclusiones:** Las mallas orbitarias preformadas necesitan ajustes en un 50% de nuestros casos. Planificación preoperatoria y navegación permiten identificar las órbitas en las que la adaptación no es buena y corregirla, y así mejorar la precisión de la reconstrucción.

© 2015 SECOM. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

### Precision in orbital reconstruction with preformed titanium meshes

#### A B S T R A C T

**Objectives:** To assess reconstruction with preformed orbital titanium meshes in our patients. To evaluate the influence of surgical planning and intraoperative navigation in orbital reconstruction accuracy.

Keywords:

Orbital fractures

Computer aided surgery

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [susana.heredero@yahoo.es](mailto:susana.heredero@yahoo.es) (S. Heredero).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.maxilo.2015.04.002>

1130-0558/© 2015 SECOM. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Computer assisted image analysis  
Titanium plate

**Material and method:** Patients with unilateral orbital floor fractures reconstructed with preformed titanium meshes between 2009 and 2014 were included. Computed tomographies (CT) were analyzed with iPlan 3.0 (BrainLab). Orbital mesh was imported as a Standard Tessellation Language (STL) object and it was placed in the best position over the mirror uninjured orbit. Difference of volume between healthy and reconstructed orbits (VD) and variables to measure contour adaptation of the orbital mesh were evaluated. Intraoperative navigation was done with the BrainLab Kolibrí navigation system.

**Results:** A total of 17 patients were reconstructed, 10 with preoperative planning and intraoperative navigation. VD was statistically lower in the group that was reconstructed using navigation ( $0.24 \pm 0.13\text{cc}$ ),  $P < .01$ . In 9 patients the position of the mesh was not adequate in the preoperative CT: the mesh protruded  $1.88 \pm 0.27\text{ mm}$  below the infraorbital rim, and  $3.23 \pm 1.3\text{ mm}$  in the nose with an angle of  $13 \pm 5.2^\circ$ . Postoperative adaptation was statistically better in navigated patients ( $P < .05$ ).

**Conclusions:** Preformed orbital meshes needed adjustments in about 50% of our patients. Preoperative planning and surgical navigation help identifying them, increasing accuracy in their reconstructions.

© 2015 SECOM. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

## Introducción

En los pacientes con fracturas orbitarias es necesario realizar una reconstrucción adecuada para disminuir el riesgo de complicaciones como enoftalmos, distopia orbitaria o diplopía. El mecanismo principal del enoftalmos postraumático es el desplazamiento del contenido orbitario con relación al aumento del volumen óseo<sup>1,2</sup>. Aunque se han usado distintos biomateriales para restablecer tridimensionalmente los contornos y volumen orbitarios, las mallas de titanio preformadas industrialmente (*computer aided design and manufactured* [CAD-CAM]) han demostrado ser útiles en la reconstrucción de suelo y pared medial orbitarias por su facilidad de uso, buena precisión y relativo bajo coste, comparadas con los implantes específicos para cada paciente (*patient specific implant* [PSI])<sup>3,4</sup>. En los últimos años, la cirugía asistida por ordenador (*computer aided surgery* [CAS]) ha demostrado su utilidad en la planificación y realización de las reconstrucciones orbitarias, mejorando los resultados y disminuyendo las complicaciones postoperatorias asociadas<sup>5-7</sup>.

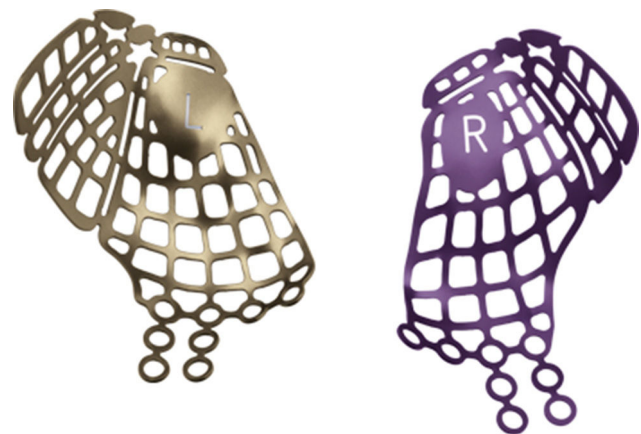
Los objetivos de este trabajo son: evaluar la adaptación de las mallas orbitarias preformadas industrialmente en nuestro entorno y determinar la influencia de la CAS (planificación preoperatoria y navegación quirúrgica) en la precisión de la reconstrucción.

## Material y métodos

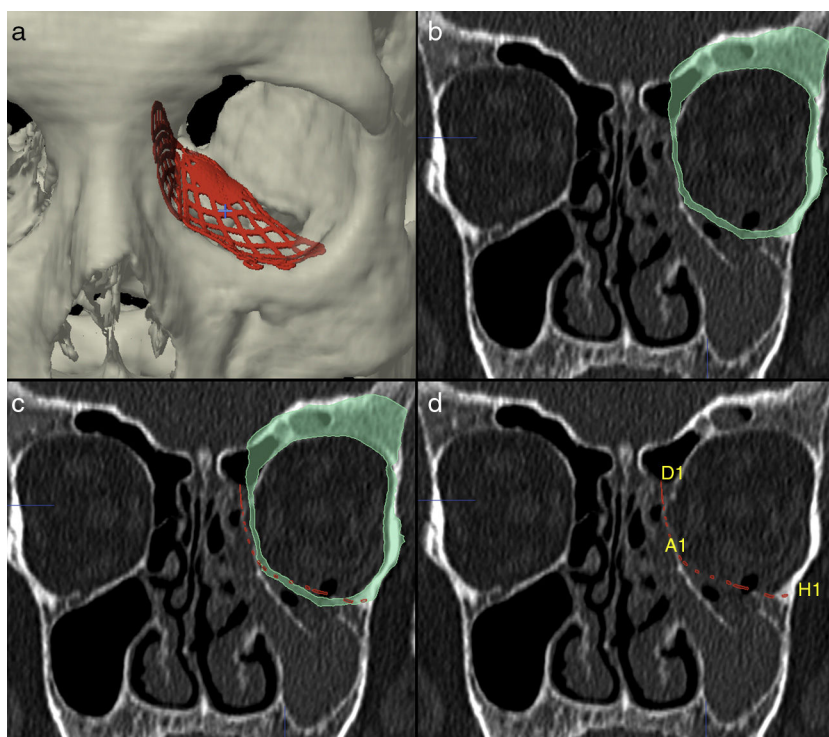
Este trabajo es un estudio retrospectivo de los pacientes con fracturas de suelo orbitario, con o sin fractura de pared medial asociada, reconstruidos con mallas de titanio preformadas industrialmente (MatrixMIDFACE preformed orbital plates, Synthes, West Chester, Pennsylvania, EE. UU.) entre enero de 2009 y diciembre de 2014 en el Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba. Se excluyó a los pacientes con fracturas bilaterales, los reconstruidos con materiales distintos a las mallas de titanio preformadas y los que carecían de tomografía

computarizada (TC) postoperatoria. En el grupo de pacientes en el que se utilizó CAS, la planificación preoperatoria se hizo con iPlan 3.0 (BrainLab, Munich, Alemania) y la navegación intraoperatoria con el sistema óptico de navegación Kolibrí (BrainLab, Munich).

Todas las TC pre- y postoperatorias se analizaron con iPlan 3.0 (BrainLab). La adaptación de la malla a cada órbita se midió importando en formato Standard Tessellation Language (STL) a la TC preoperatoria la malla preformada que mejor se ajustaba (grande derecha, grande izquierda, pequeña derecha, o pequeña izquierda), y posicionándola en la órbita sana reflejada en espejo sobre la fracturada (fig. 1). Las variables registradas para medir la adaptación del contorno de las mallas orbitarias fueron: altura de la malla bajo el reborde infraorbitario (H1), distancia máxima (D1) y ángulo (A1) entre componente medial de la malla y pared medial orbitaria (fig. 2). En la TC postoperatoria se evaluaron: diferencia de volumen entre órbita reconstruida y órbita sana (DV) en valor



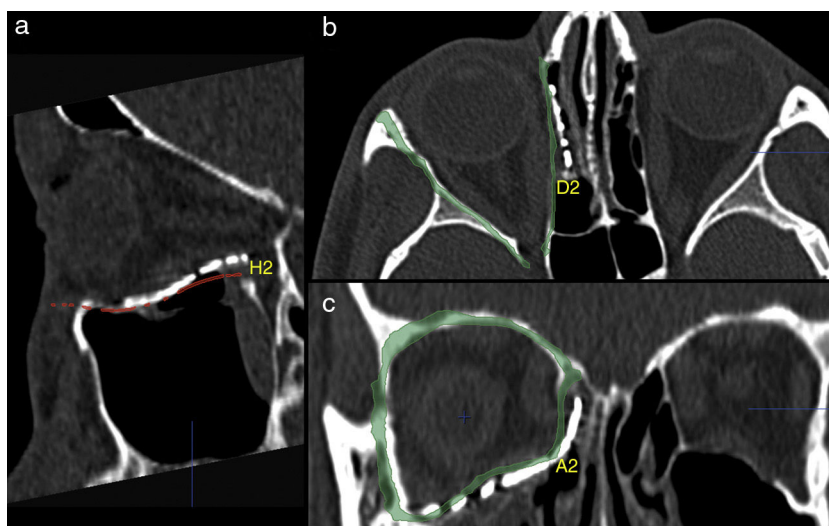
**Figura 1 – Mallas preformadas de titanio (MatrixMIDFACE preformed orbital plates, Synthes, West Chester, Pennsylvania, EE. UU.). L: grande izquierda; R: pequeña derecha.**



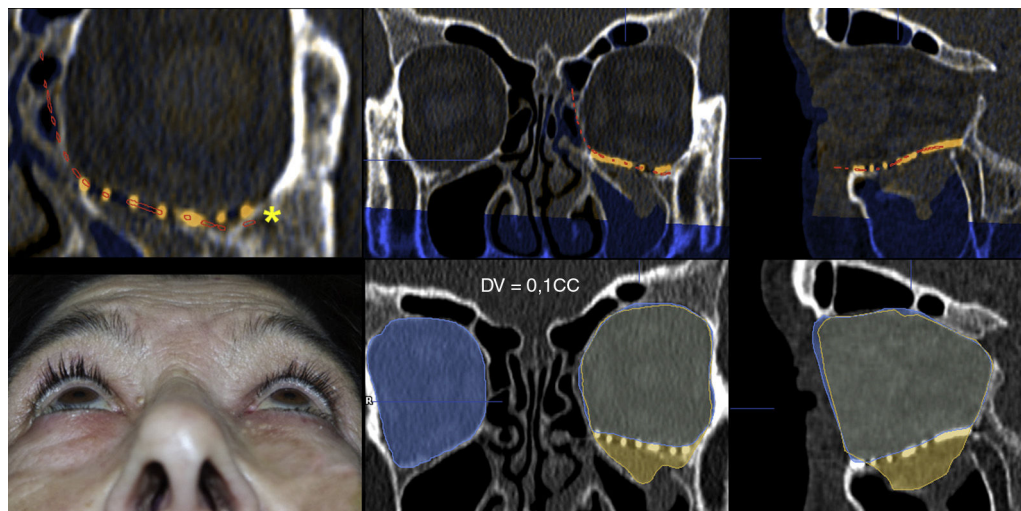
**Figura 2 – Variables medidas en tomografía computarizada preoperatoria: a) reconstrucción tridimensional; b) imagen en espejo de órbita segmentada del lado sano (en verde); c) malla en formato STL (en rojo) colocada en su posición ideal; d) variables altura de la malla introduciéndose bajo el reborde infraorbitario (H1) y ángulo (A1)/distancia (D1) máximas entre componente medial de la malla y posición teórica de la pared medial orbitaria.**

absoluto, altura del borde posterior de la malla respecto del suelo orbitario (H2), y distancia máxima (D2) y ángulo (D2) entre componente medial de la malla y pared medial (fig. 3). Los volúmenes orbitarios se midieron utilizando la herramienta de «segmentación automática» de iPlan y realizando los ajustes necesarios en cada caso.

El análisis estadístico se realizó con el entorno R v.3.1.1 (CRAN, The R Foundation, Viena, Austria). Se comprobó que la distribución de la variable DV se adaptaba a la normalidad con las pruebas de Kolmogorov-Smirnov y Saphiro-Wilk, por lo que la comparación de la DV entre el grupo con CAS y el grupo sin CAS se hizo con la t de Student. Se consideró que la malla



**Figura 3 – Tomografía computarizada postoperatoria: a) sagital, b) axial, c) coronal. Malla (en rojo) y órbita sana en espejo (en verde) son la planificación preoperatoria u objetivo de reconstrucción. A2 y D2: ángulo y distancia máximas entre componente medial de la malla y posición teórica de la pared medial orbitaria; H2: altura que se levanta el borde posterior de la malla sobre el suelo orbitario.**



**Figura 4 – Imagen postoperatoria y fusión de estudios radiológicos pre- y postoperatorios de paciente reconstruida con CAS (planificación y navegación). Posición de la malla planificada preoperatoriamente en rojo; posición actual de la malla en estudio postoperatorio en naranja/blanco. Asterisco amarillo: cambio en la disposición de la malla en la parte más anterior del suelo orbitario tras corregir su forma. DV: diferencia de volumen entre órbita sana y reconstruida.**

no se adaptaba bien a las paredes orbitarias cuando H1, D1, H2 o D2 eran mayores de 1 mm, o cuando A1 o A2 eran mayores de  $0^\circ$ . Para comparar la adaptación postoperatoria del contorno de la malla entre el grupo realizado con CAS y el grupo sin CAS se utilizó la prueba  $\chi^2$  de Pearson.

## Resultados

Entre enero de 2009 y diciembre de 2014 se operaron 52 pacientes con fracturas orbitarias. Se excluyeron 3 pacientes con fracturas bilaterales, 16 reconstruidos con implantes distintos a las mallas de titanio preformadas y 16 pacientes sin TC postoperatoria disponible para el análisis.

Se incluyeron en el estudio 17 pacientes con fracturas orbitarias unilaterales reconstruidos con mallas preformadas, de entre 22 y 76 años ( $48 \pm 8$  años), 2 mujeres y 15 varones. Un total de 6 (35%) de las fracturas afectaban a la órbita derecha y 11 (65%), a la izquierda. En 12 (70,5%) pacientes la fractura afectaba al suelo orbitario, mientras que en 5 (29,5%) pacientes también incluía la pared medial orbitaria. En todos los casos de este estudio la malla preformada que mejor se adaptaba a la superficie orbitaria era la grande. De los 17 pacientes, 10 (59%) reconstrucciones orbitarias fueron realizadas previa planificación con iPlan y con navegación intraoperatoria (CAS).

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre el volumen pre- y el postoperatorio de la órbita sana, ni entre el volumen de las órbitas reconstruidas respecto a las sanas. En los varones, la media de volumen de la órbita sana fue de  $28,7 \pm 1,25$  cc y en las mujeres,  $25,9 \pm 1,3$  cc.

La DV en el grupo de pacientes reconstruidos con navegación ( $0,24 \pm 0,13$  cc) fue significativamente menor respecto al grupo de reconstrucciones orbitarias sin CAS ( $0,67 \pm 0,2$  cc;  $p < 0,01$ ).

En la TC preoperatoria, en 9 (53%) pacientes la malla preformada no se adaptaba correctamente al suelo o pared medial

de la órbita (en pacientes con fracturas de las 2 paredes). En 6 pacientes la malla sobresalía bajo el reborde infraorbitario una media de  $1,88 \pm 0,27$  mm (H1). En 4 pacientes el componente medial de la malla se introducía en la fosa nasal  $3,23 \pm 1,3$  mm (D1), con un ángulo medio de  $13 \pm 5,2^\circ$  (A1). Se hallaron diferencias estadísticamente significativas en la adaptación posquirúrgica del contorno de la malla, siendo mejor en los casos operados con CAS ( $p < 0,05$ ).

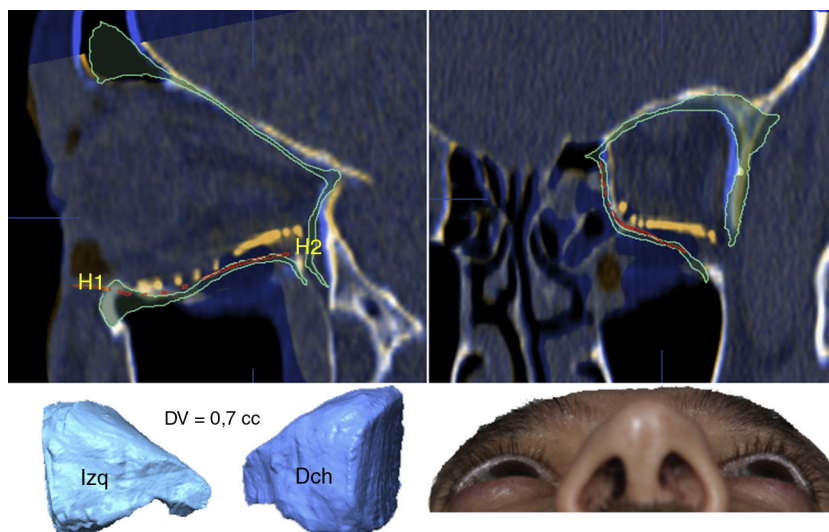
En las figuras 4 y 5 se muestran casos representativos.

## Discusión

El principal objetivo de la reconstrucción en pacientes con fracturas de suelo y pared medial es restituir el contenido orbitario restaurando el volumen óseo orbitario, que es el volumen de la cavidad orbitaria excluyendo el globo ocular y anejos anteriores a la línea que une los cantos externo e interno, o el plano que pasa por la inserción de los párpados en el reborde orbitario<sup>2</sup>. En nuestra serie se han obtenido mediciones de volúmenes orbitarios de órbitas sanas similares a las publicadas en estudios previos, como los de Manson et al.<sup>2</sup>, Hessig et al.<sup>7</sup> y Forbes et al.<sup>8</sup> (tabla 1). Sin embargo, los trabajos publicados por Scolozzi et al.<sup>9,10</sup> presentan medias de volúmenes orbitarios inferiores. Esta diferencia se debe a una variación en la definición del límite anterior de la órbita ósea: toman

**Tabla 1 – valores de volúmenes orbitarios óseos de órbitas sanas (cc) en la literatura**

	Varones	Mujeres
Manson et al. <sup>2</sup>	$28,2 \pm 2,25$	$25,23 \pm 1,27$
Essig et al. <sup>7</sup>	$26,9 \pm 2,7$	$24,26 \pm 2,5$
Forbes et al. <sup>8</sup>	23,92 (rango 21,58-29,43)	23,63 rango (16,18-30,11)



**Figura 5 – Caso reconstruido sin CAS (planificación y navegación). Imagen postoperatoria y fusión de planificación (malla en rojo, órbita sana reflejada en verde) con estudios radiológicos pre- y postoperatorios (posición actual de la malla en naranja). H1: altura de la malla por debajo del reborde infraorbitario; H2: altura del borde posterior de la malla sobre el suelo orbitario; DV: diferencia de volumen entre órbita sana y reconstruida.**

como límite anterior el plano que pasa por la cresta lacrimal posterior. De hecho, lo más complicado al delimitar el volumen óseo orbitario es identificar en las imágenes radiológicas su límite anterior. En nuestra serie, se ha utilizado la herramienta «autosegmentación» de iPlan para delimitar el volumen orbitario. Esta herramienta se basa en el desarrollo previo de un atlas anatómico virtual del cráneo y macizo facial, que se ha demostrado útil para la segmentación anatómica automática, con ciertas limitaciones sobre todo cuando el hueso a segmentar es muy fino<sup>11</sup>. Sin embargo, aunque son precisos ajustes, sobre todo en las paredes orbitarias, nos ha permitido definir fácilmente el límite anterior del volumen óseo orbitario.

Las mallas preformadas de titanio, generadas con tecnología CAD-CAM, son el resultado de un análisis de más de 300 TC de un grupo homogéneo de individuos europeos caucásicos<sup>3</sup>. Se encuentran disponibles en 2 tamaños para cada una de las órbitas (izquierda y derecha) y se adaptan tridimensionalmente a la superficie orbitaria. Su coste es similar al de las mallas de titanio en abanico de la misma casa comercial (Synthes, West Chester, Pennsylvania, EE. UU.), pero permiten disminuir el tiempo que tiene que emplear el cirujano para adaptarlas al contorno de la órbita del paciente y facilitan el proceso. Son especialmente útiles cuando la fractura del suelo orbitario no sobrepasa la fisura orbitaria inferior y cuando hay fractura asociada de la pared medial. Trabajos previos han demostrado buenos resultados en la reconstrucción orbitaria con este tipo de mallas<sup>4,9,12</sup>, pero es la primera vez que se cuantifica la necesidad de realizar ajustes en ellas con el objetivo de mejorar la precisión de su adaptación.

En nuestro entorno, la malla preformada que mejor se adapta a las superficies orbitarias es la grande, y necesita ajustes menores en más de la mitad de los pacientes. En general, la adaptación no es buena porque el ángulo entre los

componentes suelo y pared medial de la malla es más abierto que el ángulo entre el suelo y la pared medial orbitarias, de manera que, si no se cierra ese ángulo, la malla puede introducirse en la fosa nasal. Del mismo modo, la parte más anterior del suelo de las mallas preformadas puede no adaptarse al contorno del reborde infraorbitario porque es un poco plana: si posicionamos la malla sobre el suelo orbitario, este componente sobresale por debajo del reborde infraorbitario y si esto no se corrige, puede condicionar que la malla se levante del suelo orbitario en la parte posterior de la órbita. Aunque estas inadaptaciones pueden no tener gran importancia en cuanto a variaciones en volúmenes orbitarios, sí podrían influir en complicaciones como atrapamiento del contenido orbitario y diplopía restrictiva.

La aplicación de CAS con planificación preoperatoria y navegación quirúrgica se ha demostrado útil en reconstrucción orbitaria, al disminuir la necesidad de revisión quirúrgica y mejorar el pronóstico de variables clínicas como diplopía o enoftalmos<sup>5,6</sup>. Sin embargo, es la primera vez que se demuestra que la DV en reconstrucciones orbitarias con mallas preformadas industrialmente es significativamente menor en pacientes reconstruidos con CAS. En nuestra serie, hemos obtenido valores de DV similares a los registrados en el estudio de Andrades et al.<sup>13</sup>, en el que se puso de manifiesto que la DV en pacientes reconstruidos con mallas de titanio en abanico, premodeladas utilizando un cráneo estándar, era significativamente menor que la DV de pacientes reconstruidos con esas mismas mallas modeladas a mano alzada ( $0,2 \pm 0,71$  versus  $1,09 \pm 1,66$  cc;  $p=0,011$ ). Asimismo, la CAS permite una adaptación de las mallas preformadas significativamente mejor, ya que facilita cuantificar de forma preoperatoria cómo hay que rectificar el ángulo entre los componentes del suelo y pared medial de la malla, así como el contorno de la parte más anterior de dicha malla.

## Conclusiones

Las mallas orbitarias preformadas industrialmente se adaptan al contorno de las paredes orbitarias en un 50% de los pacientes en nuestro entorno. En el resto de las reconstrucciones orbitarias es preciso modificarlas para que su disposición tridimensional sea lo más adecuada posible. La CAS permite identificar las órbitas en las que la adaptación no es buena y corregir la forma de la malla, para mejorar la precisión de la reconstrucción.

## Responsabilidades éticas

**Protección de personas y animales.** Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

**Confidencialidad de los datos.** Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

**Derecho a la privacidad y consentimiento informado.** Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

## Conflicto de intereses

Los autores no declaran conflicto de interés.

## BIBLIOGRAFÍA

- Manson PN, Clifford CM, Su CT, Iliff NT, Morgan R. Mechanisms of global support and posttraumatic enophthalmos: I The anatomy of the ligament sling and its relation to intramuscular cone orbital fat. *Plast Reconstr Surg*. 1986;77:193-202.
- Manson PN, Grivas A, Rosenbaum A, Vannier M, Zinreich J, Iliff N. Studies on enophthalmos: II The measurement of orbital injuries and their treatment by quantitative computed tomography. *Plast Reconstr Surg*. 1986;77:203-14.
- Metzger MC, Schön R, Weyer N, Raifi A, Gellrich NC, Schmelzeisen R, et al. Anatomical 3-dimensional pre-bent titanium implant for orbital floor fractures. *Ophthalmology*. 2006;113:1863-8.
- Strong EB, Fuller SC, Wiley DF, Zumbansen J, Wilson MD, Metzger MC. Preformed vs. intraoperative bending of titanium mesh for orbital reconstruction. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2013;149:60-6.
- Cai EZ, Koh YP, Hing EC, Low JR, Shen JY, Wong HC, et al. Computer-assisted navigational surgery improves outcome in orbital reconstructive surgery. *J Craniofac Surg*. 2012;23:1567-73.
- Bly RA, Chang SH, Cudejkova M, Liu JJ, Moe KS. Computer-guided orbital reconstruction to improve outcomes. *JAMA Facial Plast Surg*. 2013;15:113-20.
- Essig H, Dressel L, Rana M, Rana M, Kokemueller H, Ruecker M, et al. Precision of posttraumatic primary orbital reconstruction using individually bent titanium mesh with and without navigation: A retrospective study. *Head Face Med*. 2013;9:18.
- Forbes G, Gehring DG, Gorman CA, Brennan MD, Jackson IT. Volume measurements of normal orbital structures by computed tomographic analysis. *AJR*. 1985;145:149-54.
- Scolozzi P, Momjiam A, Heuberger J. Computer-aided volumetric comparison of reconstructed orbits for blow-out fractures with nonpreformed versus 3-dimensionally preformed titanium mesh plates: A preliminary study. *J Comput Assist Tomogr*. 2010;34:98-104.
- Scolozzi P, Jaques B. Computer-aided volume measurement of posttraumatic orbits reconstructed with AO titanium mesh plates: Accuracy and reliability. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 2008;24:383-9.
- Metzger MC, Bittermann G, Dannenberg L, Schmelzeisen R, Gellrich NC, Hohlweg-Majert B, et al. Design and development of a virtual anatomic atlas of the human skull for automatic segmentation in computer-assisted surgery, preoperative planning, and navigation. *Int J CARS*. 2013;8:691-702.
- Momjiam A, Heuberger J, Scolozzi P. Reconstruction orbitaire post-traumatique par grilles en titane préformées versus non préformées. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 2011;112:145-50.
- Andrades P, Hernandez D, Falguera MI, Millan JM, Heredero S, Gutierrez R, et al. Degrees of tolerance in post-traumatic orbital volume correction: The role of prefabricated mesh. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67:2404-11.