

# Diferentes aplicaciones de los implantes aloplásticos elaborados en metilmetacrilato y silicón

C.D. M.O. Enrique Echevarría y Pérez,\* Dr. Raymundo Benjamín Priego Blancas,\*\*  
C.D. Celia Minerva Díaz Aguirre,\*\*\* C.D. Estela B Malpica Sánchez,\*\*\*\* Dr. Carlos Del Vecchyo Calcáneo\*\*\*\*\*

## RESUMEN

Los implantes aloplásticos pueden definirse como la sustitución protésica ante la falta de continuidad ósea que produce un defecto o deformidad del cráneo o huesos largos por múltiples etiologías. Las técnicas de reconstrucción reúnen a diversas disciplinas que participan desde el diagnóstico, plan de tratamiento y reconstrucción, incluyendo el desarrollo de nuevos materiales conocidos como biocompatibles. Presentamos la experiencia obtenida durante 8 años en diferentes áreas anatómicas utilizando implantes de metilmetacrilato y silicón, como una alternativa en la reconstrucción ante la falta de continuidad ósea, disminución de volumen en tejidos faciales y por ausencia de órganos, describiendo la técnica para el diseño, elaboración, esterilización e inserción protésica.

**Palabras clave:** Implantes craneofaciales, implantes de metilmetacrilato y silicón.

## SUMMARY

*Alloplastic implants can be defined as the prosthetic replacement in the absence of bone continuity causing a defect or deformity of the skull or long bones of multiple etiologies. Reconstruction techniques bring together different disciplines involved in: the diagnosis, treatment and reconstruction plan including the development of new materials known as biocompatible. We present the experience gained in 8 years in different anatomical areas using methylmethacrylate and silicone implants, as an alternative to rebuilding in the absence of bone continuity, volume decrease of facial tissues and organs absence, describing the technique for the design, development, sterilization and prosthetic inclusion.*

**Key words:** Craniofacial implants, methylmethacrylate and silicone implants..

## INTRODUCCIÓN

La necesidad de reconstruir ha existido siempre, en especial cuando el área involucrada es la cara. El reemplazo de los tejidos ausentes en diversas áreas

anatómicas, ha representado históricamente un reto desafiante que reunió en forma coactiva a diversas especialidades médicas. Así lo muestran las evidencias encontradas en antiguas civilizaciones y sus logros obtenidos, destacando entre ellas los hallazgos antropológicos localizados en el Perú, en donde se encontraron cráneos con trépanos realizados 3,000 años antes de Cristo, por «cirujanos» preincaicos. Otros ulteriores corresponden al periodo inca que muestran conchas de plata y oro junto a trépanos con reconstrucción *in situ*, destacando una placa de oro de 1 mm de espesor, ante un defecto frontal izquierdo, hallado en la osamenta de un personaje considerado de clase social alta, mientras que otros materiales fueron utilizados en el resto de la población menos afortunada.<sup>1</sup>

En Europa también se encontraron cráneos con trépanos e inserción de anillos. Zubillaga,<sup>2</sup> cita a Fallopius (siglo XVI), y su propuesta en la reimplanta-

\* Maestro de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de México.

\*\* Médico adscrito al Servicio de Cirugía Plástica y Reconstructiva. Hospital General de México.

\*\*\* Jefe de la Unidad de Prótesis Maxilofacial Servicio de Oncología. Hospital General de México.

\*\*\*\* Profesora titular del Curso de Prótesis Maxilofacial en el Hospital General de México.

\*\*\*\*\* Jefe del Servicio de Cirugía Plástica y Reconstructiva. Hospital General de México.

ción ósea o el empleo también de una placa de oro, probablemente es la primera descripción de una craneoplastia, que para algunos contemporáneos, como Ambrosio Paré, era cuestionada como método de tratamiento. Otro antecedente es la descripción de una reconstrucción del cráneo por un traumatismo contuso, empleando un fragmento craneano de un perro muerto; a pesar de la buena evolución, esto produjo al paciente una polémica social al ser portador de un hueso animal. En otras poblaciones como en el mar del sur, durante el siglo XIX fue utilizada la cáscara de coco y durante el siglo XX el cuerno de búfalo, ante defectos pulsátiles y dolorosos del cráneo.

Una época importante en la reconstrucción quirúrgica ocurrió durante el siglo XIX, con la utilización de injertos autógenos, el colgajo dermoperiosteico, y el injerto de periostio, con sitios donadores como la tibia, costilla, cresta ilíaca, escápula y esternón. La investigación en homoinjertos ha permitido el desarrollo exitoso de algunas técnicas, pero no se utiliza universalmente en el cráneo.

Otro no menos ingenioso, ocurrió en el sur de Islandia, también con conchas talladas de cocos. Otros elementos encontrados fueron el yeso de París y la adhesión de corcho. Claudio Martín,<sup>3</sup> utilizó con poco éxito un armazón metálico como soporte en una reconstrucción nasal.

En forma paralela al avance quirúrgico, el éxito en la reconstrucción por craneoplastia dependió, desde el inicio de siglo XX, del desarrollo de materiales aloplásticos, como acrílicos y metales. Los metales utilizados desde 1565 fueron el oro y la plata, pero fue hasta las décadas de los treinta y cuarenta del siglo XX que se introdujeron metales inertes, como el titanio, cromo-cobalto, molibdeno, vitalio y acero inoxidable 316L.<sup>6</sup> El titanio se ha destacado por su biocompatibilidad, fácil manejo y posibilidad de combinar con otros materiales, como las mallas con hidroxiapatita.<sup>7,8</sup>

El metilmetacrilato se descubrió en 1939. Al ser un material inerte y resistente se empleó experimentalmente en 1940; su aplicación clínica se limita a utilizarlo sobre superficies óseas; si bien tiene buena aceptación, también se han descrito reacciones a cuerpo extraño, con infección local y exposición de la prótesis. En su presentación autopolimerizable desencadena una reacción exotérmica severa que produce lesiones en los tejidos involucrados. Posteriormente se utilizó en su modalidad termocurable, con diseño y elaboración tridimensional computarizada previa a su inserción. Su osteo-integración se ha descrito incorporando ácido poliláctico-glicólico.<sup>9,10</sup>

Otra modalidad se conoce como reemplazo de tejidos duros (HTR *hard tissue replacement*), polímero

de polimetilmetacrilato – polihidroxi metilmetacrilato. Su estructura teóricamente permite la incorporación al implante de tejido fibrovascular y sustitución ósea (250-300 micrones); la superficie hidrófila con carga negativa evita la adhesión bacteriana reduciendo el riesgo de infección.<sup>2</sup>

En las últimas décadas, la hidroxiapatita ha representado una buena alternativa; su componente mineral primario de hueso formado por moléculas de fosfato cálcico, interconectadas por estructuras hexagonales, permitieron emplearlas, a mediados del siglo XX, en forma de cerámica preformada; posteriormente se desarrolló como cemento, pudiendo moldearse durante la intervención quirúrgica. Su combinación con otros elementos en forma de malla, permite utilizarla en defectos craneanos de mediana a extensa dimensión (hasta de 25 cm<sup>2</sup>); en defectos pequeños tiene la ventaja de evolucionar sustituyendo el implante por crecimiento del tejido óseo circundante, actuando como osteoconductor; al combinarla con otros biomateriales tipo proteína ósea morfogenética como la osteogénina, o con el fosfato beta tricálcico.<sup>11,12</sup>

Antes del desarrollo de la tecnología computarizada en tercera dimensión, los implantes eran diseñados a partir de una impresión anatómica con amplios márgenes alrededor del defecto; las prótesis eran modeladas individualmente en cera o arcilla, para establecer su dimensiones. La tomografía y estereolitografía, son una mejor opción que permite desarrollar los implantes con mayor precisión.

La tecnología CAD/CAM/CNC, permite obtener implantes de forma geométrica y personalizada. Una alternativa es mediante el prensado de lámina (sistema CAD/CAM), a través de un negativo del implante en material cerámico de alta resistencia y compresión; la lámina del material biocompatible es prensada hidráulicamente y se obtiene el implante. Otra forma conocida como maquinado directo, parte de un bloque sólido de material que es tallado y acabado hasta lograr la forma deseada. Lo anterior parte de imágenes digitales tipo DICOM, que es el estándar para la comunicación de imágenes médicas y su información asociada, obtenidas por tomografía computarizada, resonancia magnética, medicina nuclear y ultrasonido.<sup>13</sup>

El Servicio de Prótesis Maxilofaciales del Hospital General de México, desde 1991 desarrolló como trabajo experimental el diseño de prótesis testiculares de silicón.<sup>4,5</sup>

Se presentan 8 años de experiencia en la elaboración y uso clínico de prótesis para reconstruir defectos óseos y de tejidos blandos de diferentes áreas anatómicas.

## MATERIAL Y MÉTODO

Se realizó un estudio retrospectivo a un total de 188 casos de pacientes atendidos en el Servicio de Prótesis Maxilofacial del Hospital General de México, de 1987 a 1995. Los implantes fueron en su mayoría por defectos oculares, craneales y faciales, que valorados previamente por servicios como oncología, oftalmología, neurocirugía, y cirugía plástica y reconstructiva, remitiéndolos a la Unidad de Prótesis Maxilofacial, para su elaboración. En algunos casos por necesidades propias de los especialistas en urología y ortopedia, se elaboraron implantes testiculares y para extremidades.

Los criterios de inclusión, exclusión y eliminación para la colocación de cualquier material protésico incluyeron ausencia de infección local e inexistencia de enfermedad sistémica que contraindicara la cirugía. En todos los casos se obtuvo consentimiento informado para la realización de la cirugía y colocación del material protésico.

El diseño de la prótesis se realizó con adecuación a las necesidades del área anatómica afectada, con medidas y forma por medio de estereolitografía e impresiones directas en yeso y cera. Se tomó en cuenta el perfil del material y medios de retención o sujeción. Con base en esto se seleccionó el material idóneo para la elaboración de las prótesis.

## RESULTADOS

Los implantes elaborados fueron 188: Oculares 140 (74.4%), testiculares 16 (8.5%), para relleno facial 10 (5.31%), de cráneo 9 (4.78%), piso de órbita 5 (2.65%), húmero 4 (2.12%), y mandíbula 4 (2.12%). El material empleado fue acrílico, silicón y titanio (Cuadro I).

Las prótesis oculares fueron esféricas con diámetros estandarizados de 14, 16 y 18 mm, aunque de

**Cuadro I.** Las prótesis elaboradas se colocaron en siete regiones anatómicas y se emplearon tres materiales: acrílico, silicón y titanio.

Implante	Material	Unidades	%
Ocular	Acrílico	140	74.46
Testicular	Silicón	16	8.51
Facial	Silicón	10	5.31
Cráneo	Acrílico	9	4.78
Piso de órbita	Silicón	2	2.65
	Acrílico	3	
Húmero	Acrílico	4	2.12
Mandibular	Acrílico	1	2.12
	Titanio	3	
Total		188	99.95

acuerdo al tamaño de la cavidad orbitaria se requirieron prótesis de 9 a 21 mm. En todos los casos se empleó resina acrílica y se cubrieron con los tejidos orbitarios remanentes (*Figura 1*). Del total de 140 insertados, 5 presentaron rechazo y extracción de la prótesis (3.57%). En el piso de la órbita se colocaron 5 prótesis, ninguna se expuso.

Las prótesis testiculares se elaboraron sólo en silicón industrial procesado.<sup>14</sup> Se colocaron 16 implantes con diseño ovoide en 3 tamaños: 2.0 x 2.5; 2.4 x 3.4, y 3.0 x 4.7 cm. Se colocaron en la bolsa escrotal a través de la incisión de la orquiectomía. Se presentó rechazo y retiro de la prótesis en 2 casos (12.5%) (*Figura 2*).

Las prótesis faciales fueron diseñadas para defectos congénitos y adquiridos. De los 10 que se insertaron, ninguno presentó rechazo y se recuperó el volumen facial en todos. La distribución fue: mandibulares 4, de malar 3, región temporal 2 y cóndilo 1. Las ventajas de su elaboración previa fue la precisión del volumen deseado, ajuste, estabilidad y reducción del tiempo quirúrgico (*Figura 3*). Los 4 casos de reconstrucción mandibular, cuyo objetivo fue dar continuidad y mejoría del contorno, en todos se colocaron en un tiempo quirúrgico diferente a la resección man-



**Figura 1.** Prótesis oculares. Se emplean prótesis oculares esféricas (a) con diámetros promedio de 14, 16 y 18 mm. Se cubren con las estructuras infraorbitarias remanentes y sobre ellas se coloca la prótesis ocular (b).



**Figura 2.** Prótesis testiculares. Se diseñan en forma ovoide en 3 tamaños 2.0 x 2.5, 2.4 x 3.4 y 3.0 x 4.7 cm; se colocan en la bolsa escrotal a través del acceso de la orquiectomía.

dibular. En estos casos no se presentaron complicaciones.

Las prótesis para defectos craneales se elaboraron en metilmetacrilato termocurable.<sup>15</sup> En todos los casos se planearon con base en estereolitografía y en todos se colocó la prótesis un año después de la cirugía neurológica, evaluando ausencia de procesos infecciosos o fistulas de líquido cefalorraquídeo. No hubo exposición o complicaciones (*Figura 4*).

Las prótesis de húmero se utilizaron en pacientes con sarcoma para preservar la extremidad. De las 4 prótesis colocadas para recrear la articulación del hombro ninguna tuvo datos de rechazo o exposición (*Figura 5*).

### DISCUSIÓN

El éxito de los materiales protésicos se debe en buena medida a una adecuada selección del material y planeación preoperatoria. Todos los materiales utilizados para la fabricación de prótesis requieren de una preparación y manejo específico. Asimismo, se debe realizar una adecuada planeación preoperatoria tomando en cuenta la patología de base, los tejidos a reemplazar y los tejidos disponibles para la cobertura de la

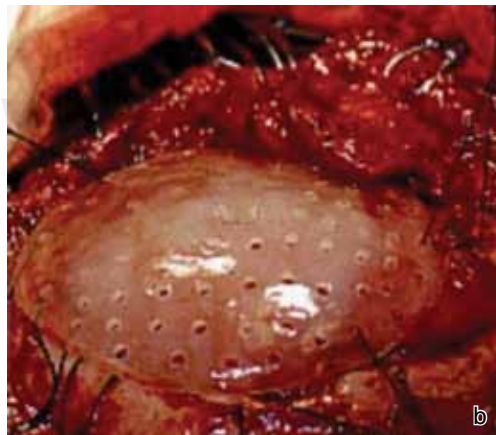
prótesis. En cuanto a la prótesis en sí, se debe elegir el material que produzca menos reacción; se debe diseñar tomando en cuenta el tamaño, grosor y medios de fijación, para evitar complicaciones en el manejo específico de cada material.

Una vez establecidas las márgenes del defecto y acceso quirúrgico, se diseña el implante sobre un modelo de trabajo, que puede ser directamente la estereolitografía o modelo en yeso, a través de una impresión directa del defecto. El implante se modela inicialmente en cera rosa del número 7, lo que permite hacer una valoración prequirúrgica directamente sobre el área del paciente y realizar los ajustes necesarios. El diseño en cera permite establecer la textura superficial que se requiera, dependiendo de esto, del área anatómica y del compromiso fisiológico de los tejidos involucrados; algunos requieren de una superficie rugosa con el propósito de lograr mayor adherencia sobre tejidos blandos, en otras debe ser lisa, otros contienen pequeñas perforaciones que permitan el contacto de los tejidos del lecho con los de la cubierta, otros, por el contrario, no requieren perforarse.

Una vez terminado el modelo en cera, se coloca el implante en muflas de yeso piedra. Finalizado el proceso de fraguado, se retira la cera, cuidando de no con-

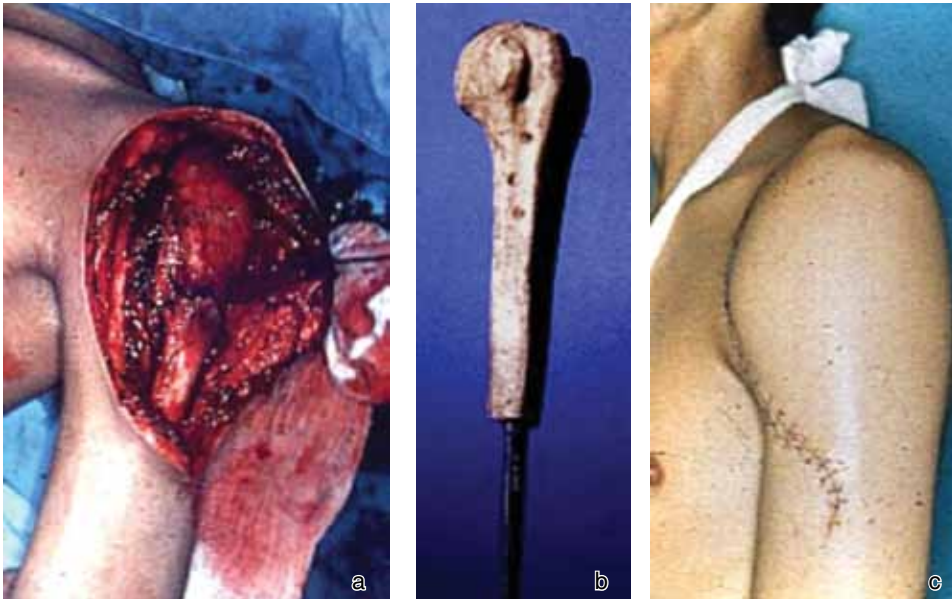


**Figuras 3 a y b.** Las prótesis faciales se adecuaron al defecto de tejidos blandos o tejidos óseos.



**Figuras 4 a y b.** Las prótesis para defectos craneales se elaboraron en metilmetacrilato termocurable, diseñadas con estereolitografía.





**Figuras 5 a, b y c.** Prótesis de húmero para restituir la longitud de la extremidad o recrear la articulación escapulohumeral.

taminar el yeso con la cera por exceso de temperatura, ya que ésta contaminará posteriormente la resina acrílica o el silicón, comprometiendo la biocompatibilidad del material.

La resina o silicón se empaqueta en la mufla y se prensa utilizando, cuando se trate de resina acrílica, papel celofán húmedo para retirar los excedentes. El proceso de prensado de la mufla es convencional y se transporta a la estufa conteniendo agua a temperatura ambiente hasta alcanzar y mantener una temperatura entre 70 y 85° centígrados, durante 8 horas continuas (dependiendo de las indicaciones del fabricante). Cuando el tiempo de procesado se cumple, el implante permanece en el recipiente hasta que la temperatura del agua regresa a la ambiental.

Se abre la mufla y se retira el implante para darle un adecuado terminado; se eliminan los excedentes y alisan las márgenes. En ocasiones se incluyen perforaciones en el diseño, con diámetro de 0.5 a 1 cm, para permitir el contacto entre los tejidos del lecho quirúrgico, que por tracción hacen contacto con los de la cubierta, cubriendo totalmente al implante. En superficies mayores de 25 cm<sup>2</sup> estas perforaciones también permiten disminuir el volumen del material implantado y una mayor vascularización entre ambos tejidos; otras perforaciones permiten el paso de material de sutura o aditamentos de fijación.

Cuando se selecciona el silicón como material, el procedimiento es igual, modificando la temperatura que será de 50° a 60° centígrados durante 8 horas, posteriormente el implante no se remueve de la mufla hasta 48 horas después y se deja también en solución fisiológica 72 horas antes de iniciar el proceso de esterilización.

La inserción del implante se efectúa de acuerdo al plan de tratamiento, modificando su diseño cuando así lo requiere el cirujano. El seguimiento del paciente lo lleva a cabo el especialista involucrado y también el protesista.

## CONCLUSIONES

Los implantes craneofaciales son una alternativa en la reconstrucción quirúrgica ocular, facial, craneana, de la articulación temporomandibular e intraoral, también representan una alternativa en extremidades y otras áreas, entre las que destacan testículo y esternón, y dependen de un equipo profesional multidisciplinario.

Los materiales utilizados son resinas acrílicas y silicón; su empleo depende directamente de la función del implante que se requiera. Cuando se confeccionan en resina acrílica existen dos aspectos que en nuestra experiencia han dado buen resultado: 1) El uso adecuado de metilmetacrilato termocurable procesado según el protocolo descrito, y 2) Evitar el uso de cemento quirúrgico compuesto de esa misma resina, pero que se aplica directamente sobre los tejidos, que durante su manipulación presenta una reacción autopolimerizable, y desprende radicales tóxicos para los tejidos involucrados en el defecto que estamos reconstruyendo, especialmente por la irrigación que evita la reacción exotérmica que también puede lesionar los tejidos del lecho quirúrgico y de la cubierta.

El silicón utilizado también es transparente y en la mayoría de los casos su presentación es hermética, lo que facilita su manipulación. El procedimiento debe

ser cuidadoso y de la misma forma que con el acrílico, se debe evitar durante el procesado la contaminación con cabello, residuos orgánicos u otros elementos.

#### BIBLIOGRAFÍA

1. Sanan A, Haines S. Repairing hole in the head: a history of cranioplasty. *Neurosurgery* 1997; 40: 588-603.
2. Zubillaga I, Sánchez G, Montalvo J. Reconstrucción craneal con biomateriales. Revisión histórica y estado actual. *Rev Esp Cir Oral y Maxilofacial* 2007; 29(2): 79-89.
3. Chalian V, Drane J, Standish M. Maxillofacial Prosthetics, multidisciplinary practice. Baltimore: William & Wilkins 1971: pp. 330-350.
4. Trigo J, Trigo G. Prótesis restauratriz maxilofacial. Ed. Mundi SAICF 1987: pp 147-155.
5. Reyes A. Prótesis testiculares, modelo experimental. Trabajo terminal para la especialidad de Prótesis Maxilofacial. Hospital General de México, S.S. 1991 Clave: Dic/90/cex/105/0/01/09.
6. Blocksma R, Braley S. Materiales de implantación. En: Grabb WC, Smith JW. Cirugía Plástica. Barcelona: Salvat 3ª Ed. 1984: pp. 93-110.
7. Kuttenger J, Hardt N. Long-term results following reconstruction of craniofacial defects with titanium micro-mesh system. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29: 75-81.
8. Janecka I. New reconstructive technologies in skull base surgery. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2000; 126: 396-401.
9. Manson P, Crawley W, Hoop J. Frontal cranioplasty: risk factor and choice of cranial vault reconstructive material. *Plast Reconstr Surg* 1986; 77: 888.
10. Dean D et al. Osseo integration of preformed polymethylmethacrylate craniofacial prostheses coated with bone marrow impregnated poly foam. *Plast Reconstr Surg* 1999; 104: 705-712.
11. Hollier L, Stal S. The use of hydroxyapatite cements in craniofacial surgery. *Clin Plast Surg* 2004; 31: 423-8.
12. Gosain A et al. A 1 year study of osseo induction in hydroxyapatite derived biomaterials in an adult sheep model: part II. *Plast Reconstr Sur* 2004; 114: 1155-63.
13. Rodríguez C, López I, Sierra A, Mayo J. Metodología para la manufactura de implantes craneales a partir de imágenes DICOM y tecnologías CAD/CAM/CNC. *Ingeniería y Ciencia*, ISSN 1794-9165. 2005; Vol. 1, 2: 53-66.
14. Arriaga E, Echevarría E. Implantes realizados en el Servicio de Prótesis Maxilofacial del Hospital General de México. Trabajo terminal para obtener la especialización. 1996.
15. Díaz M. Implantes craneales de metilmetacrilato termocurable. Tesis dic/92/icl/01/37: Hospital General de México 1992.

*Dirección para correspondencia:*

Enrique Echevarría y Pérez  
 Empresa Núm. 186 – 102,  
 Colonia Mixcoac Insurgentes  
 03740 México, D.F.  
 Tel. (5) 55980906  
 Correo electrónico: echevriayperez@hotmail.com