



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

Vol. 6, Núm. 3 • Septiembre-Diciembre 2010 • pp. 100-105

Reconstrucción mandibular con prótesis hemimandibular de titanio y HTR con reemplazo total de ATM de polietileno de diseño individualizado por secuelas de resección tumoral

Ernesto Miranda Villasana,* Takeo Rivera Estolano,** Paola Delgado Galván**

RESUMEN

Las tumoraciones óseas maxilofaciales de carácter agresivo representan un gran reto para el cirujano, ya que requieren de un manejo radical basado en una resección amplia, generando defectos esqueléticos devastadores. La cirugía reconstructiva compleja tiene como objetivo restablecer la función de protección en conjunto para brindar resultados estéticamente aceptables. El implante HTR (hard tissue replacement o reemplazo de tejidos duros) en conjunto con el titanio de grado 5 de diseño individualizado, basado en biomodelos, ha demostrado una integración aceptable en los tejidos duros y blandos, y proporcionado una opción simplificada para la reconstrucción craneofacial. Se presenta caso clínico de paciente con secuelas de resección tumoral por mixoma en cuerpo mandibular, el cual ha sido sometido a múltiples reconstrucciones fallidas, rehabilitado con una prótesis hemimandibular de diseño individualizado de titanio con reemplazo total de articulación temporomandibular e implante de cuerpo y rama mandibular de HTR.

Palabras clave: Mixoma, reemplazo de tejido duro, reconstrucción.

SUMMARY

The maxillofacial osseous tumors of an aggressive nature represent a challenge for the surgeon because they require a radical management based on wide resection generating devastating skeletal defects. Complex of reconstructive surgery aims to restore the protective function and provide aesthetically acceptable results. The implant HTR (hard tissue replacement) together with titanium 5 grade type are individually designed to match the patient osseous structure based on biomodels, has shown an acceptable integration of hard and soft tissues as well as provide a simplified option for craniofacial reconstruction. This is a report of a tumor resection sequelae of a mandibular myxoma which has undergone to multiple failed reconstructions, restored with an patients matched prosthesis of an titanium hemimandibular with a total temporomandibular joint replacement and a HTR implant of body and ramus.

Key words: Myxoma, hard tissue replacement, reconstruction.

* Jefe y Titular de Curso de Cirugía Maxilofacial del Hospital Regional «Gral. Ignacio Zaragoza» ISSSTE.

** Residente de 4to año de Cirugía Maxilofacial HRGIZ ISSSTE.

Correspondencia:
Dr. José Ernesto Miranda Villasana
Hospital Regional «Gral. Ignacio Zaragoza» ISSSTE
México Distrito Federal
www.wix.com/maxilofacial/maxilofacial-issste-zaragoza

INTRODUCCIÓN

En 1975, el Dr. Arthur Ashman del Departamento de Biomateriales Dentales de la Universidad de Nueva York, con el apoyo del Dr. Itzman Binderman, desarrollan una composición de polímeros e hidróxido de calcio como material de restitución ósea,¹ convencidos de sus ventajas en relación al resto de los materiales de relleno óseo (aloplásticos y autólogos) por su baja morbilidad y sepsis, así como la superioridad en modelado, produciendo resultados clínicos predecibles y satisfactorios,² lo cual comprueban en sus estudios basados en fracturas femorales tratadas con este material; esto demuestra sus propiedades de osteoinducción y conducción, así como su afinidad con las células madre pluripotenciales.³ El HTR está fabricado a base de un compómero de polimetilmetacrilato (PMMA) con polihidroxihetimetacrilato (PHEMA) de porosidad que va desde los 150 a 300 μm , el cual está cubierto por una capa de hidróxido de calcio. Estos implantes de polímero pueden ser articulados a estructuras de titanio con la finalidad de proporcionar fijación y estabilidad, restaurando las estructuras esqueléticas alteradas. El titanio 6AL-4V (90% titanio/6% aluminio/4% vanadio) o de grado 5 es el material de elección para prótesis ortopédicas de los últimos 20 años debido a su alta biocompatibilidad, además de brindar una adecuada resistencia ante las cargas funcionales, baja incidencia de corrosión y su alta capacidad de fusión y moldeabilidad.⁴ La fabricación de una prótesis de titanio individualizada es diseñada en base a las necesidades y especificaciones del cirujano, el cual indicará el grosor, la altura o las extensiones necesarias para su adaptación al remanente óseo-esquelético.⁵

El reemplazo total de ATM (articulación temporomandibular) consiste en una prótesis de cavidad glenoidea de diseño individual por medio del biomodelo de resina teniendo como base la cavidad glenoidea real, la cual se articulará con el cóndilo protésico hemimandibular implantado. El polietileno de ultra alto peso molecular (PEUAPM) ha demostrado una baja incidencia de desgaste y reacción tisular, además de ser hidrofílico con un coeficiente de fricción bajo, hipoalérgico, autolubricante,⁶ que lo convierte en el estándar de oro para las prótesis articulares por más de 40 años;⁷ su composición va de más de 3 millones de cadenas lineales extremadamente largas que transfieren entre sí las cargas funcionales⁸ por interacciones moleculares, siendo el material más resistente de los polietilenos termoplásticos y 15 veces más resistente ante la abrasión que el acero.⁹

Con el apoyo de un software especializado, la empresa «Medical Modeling en conjunto con W. Lorenz Surgical» (Golden, Colorado en Estados Unidos de América) procesan los datos dimensionales de la tomografía computada del paciente para realizar el diseño y la fabricación del implante en base a las indicaciones del cirujano, quien determina los límites del defecto esquelético a tratar, además de realizar las revisiones y aprobaciones del HTR y el modelo virtual vía internet para optimizar el tiempo de elaboración. Por medio de la tecnología CAD-CAM,¹⁰ esta recopilación de datos es procesada para la elaboración de biomodelos de resina fotopolimerizable que son réplicas esqueléticas de menos de 1 mm de distorsión; de esta misma manera se procesa la prótesis hemimandibular de titanio, la prótesis de cavidad glenoidea de polietileno y el implante de HTR de cuerpo mandibular de reconstrucción individualizada¹¹ en base a la predicción quirúrgica de diseño virtual, el cual es esterilizado por radiación gamma y enviado al cirujano tratante.¹²

MATERIAL Y MÉTODOS

Se presenta paciente masculino de 30 años de edad con antecedentes de resección mandibular por tumoración intraóseo tipo mixoma, el cual se somete a reconstrucción con placa prediseñada del sistema 2.7 y colocación de injerto óseo autólogo, el cual falla ante la fractura de la placa de reconstrucción y la pérdida del injerto autólogo (cresta iliaca) (*Figura 1*).

Se envía disco compacto con tomografía computada del paciente con las especificaciones indicadas por la empresa para la elaboración de la prótesis en conjunto con un formato donde se registra el defecto esquelético y los requisitos solicitados para su reconstrucción. Posteriormente, el fabricante envía una propuesta de diseño de la prótesis hemimandibular con el implante de HTR y el reemplazo total de ATM para su evaluación (*Figuras 2 y 3*). Una vez autorizado el diseño, el fabricante elabora la prótesis hemimandibular en un periodo de 3 semanas. La prótesis es enviada junto con las réplicas de prueba de la prótesis, la cavidad glenoidea y el implante en conjunto al biomodelo de resina (*Figuras 4 y 5*).

Bajo anestesia general, se realiza la exéresis cicatrizal del abordaje submandibular bilateral previo para posteriormente eliminar la rama mandibular afectada, así como el retiro de la placa de reconstrucción fracturada; posteriormente se realiza un abordaje en «E»¹³ para articulación temporomandibular con la



Figura 1. Tomografía en 3D donde se presenta fractura de placa de reconstrucción e involucro a rama mandibular por recurrencia tumoral (marcado en rojo).



Figura 4. Biomodelo con plantillas de réplicas protésicas para uso transquirúrgico (fosa glenoidea, placa protésica e implante).

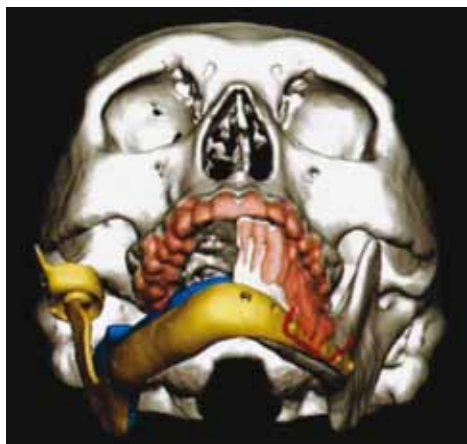


Figura 2. Propuesta de diseño por el fabricante donde se observan el reemplazo total de ATM (amarillo) y colocación de prótesis hemimandibular con implante HTR (azul).



Figura 5. Diseño individual de prótesis hemimandibular de Ti con anclaje de implante HTR y cavidad glenoidea de polietileno.



Figura 3. Propuesta de diseño de reemplazo total de articulación temporomandibular.



Figura 6. Adaptación de réplica de prueba de cavidad glenoidea.

finalidad de preparar el lecho receptor del implante en la cavidad glenoidea con el apoyo de la réplica en acrílico que ayudará a realizar las perforaciones previamente para evitar daño al implante de fosa glenoidea (*Figura 6*), el cual se fija con tornillos de titanio del sistema 2.0. Se continúa con la colocación de la prótesis hemimandibular de titanio con acoplamiento del implante de cuerpo mandibular de HTR; de la misma manera se utiliza una réplica previamente para realizar los mínimos ajustes necesarios y preparar el lecho receptor (*Figura 7*). Una vez realizadas las perforaciones de fijación en la hemimandíbula del lado opuesto, se implanta la prótesis con 7 tornillos 12 mm sistema 2.7. El extremo proximal corresponde a la prótesis articular que se alojará en la cavidad glenoidea de polietileno previamente implantada.



Figura 7. Adaptación de la réplica de prueba de la prótesis hemimandibular.



Figura 8. Colocación de prótesis hemimandibular.

Se corrobora la adaptación de la prótesis mandibular en relación a la cavidad glenoidea con movimientos de apertura y cierre, además de asegurar la hermeticidad del lecho receptor evitando comunicaciones a cavidad oral (*Figuras 8 y 9*). Se indica evitar cargas de estrés sobre el material protésico, además de colocar fijación intermaxilar elástica pasiva.

A los 7 días se realiza una tomografía de control donde se muestra una adaptación ideal de la prótesis hemimandibular a la estructura craneofacial remanente (*Figura 10*), mientras que en la evaluación



Figura 9. Adaptación del reemplazo total de ATM.



Figura 10. Tomografía en 3D de control donde se observa adecuada adaptación protésica.

clínica se presenta con edema moderado y una apertura bucal interincisal asintomática mayor a 15 mm con una recuperación adecuada en el balance facial, tanto para el paciente como para el cirujano.

DISCUSIÓN

La utilización de los materiales aloplásticos tiene múltiples ventajas reconstructivas por encima de los injertos autólogos al proveer menor morbilidad, ya que no requieren de un sitio donador; además de que estos injertos son de fácil adaptación y fijación en el defecto óseo, no pierden dimensión al no ser absorbibles, logrando con esto un resultado estético a largo plazo.¹⁴ La aplicación de materiales aloplásticos de tipo no metálico como el polimetilmetacrilato (acrílico) en la cirugía craneofacial requiere de su preparación y adaptación transquirúrgica, mientras que los sólidos de prefabricación con características basadas en el defecto del paciente proveen un mejor pronóstico a largo plazo.¹⁵ Las desventajas de los materiales aloplásticos son principalmente las infecciones postoperatorias; el HTR no está exento, pero por su composición polimérica y su cubierta de hidróxido de calcio¹⁶ tiene propiedades que disminuyen la reacción a cuerpo extraño mientras su rigidez y fuerza (similar a la ósea: 5,000 psi) provee una reconstrucción estable y resistente, su dimensión porosa excede la mínima dimensión (100 μ m) necesaria para crecimiento interno fibrovascular y óseo, su carga superficial negativa no sólo promueve la regeneración ósea interna al implante, sino que también repele a múltiples organismos¹⁷ y su propiedad hidrofílica se demuestra en los estudios de Eppley donde el material presenta características hemofílicas y hemostáticas en el sitio receptor.¹⁸

Las réplicas exactas de los implantes nos permiten realizar las adaptaciones necesarias en el lecho receptor para que los implantes no se expongan a defectos o modificaciones innecesarias, pues se ha demostrado que los defectos óseos virtualmente predichos exceden las dimensiones proyectadas.¹⁹

La aplicación de diferentes técnicas quirúrgicas basadas en los biomodelos de estudio brindan una gran ventaja en la planeación quirúrgica de los pacientes complejos de cirugía craneofacial reconstructiva y la oportunidad de diseñar y fabricar un implante de material aloplástico biocompatible que restaure la estructura ósea perdida.²⁰ La implantación del HTR y la prótesis de titanio y polietileno individualizado en un defecto craneomaxilofacial resulta en un procedimiento quirúrgico simplificado

al reducir el tiempo quirúrgico y evitar un segundo procedimiento para la obtención de injerto autólogo, así como la necesidad del modelado de éste y con ello minimiza el riesgo de contaminación del sitio receptor y del implante aloplástico reduciendo su morbilidad.²¹ Una consideración importante es la proximidad del implante a regiones anatómicas contaminadas, ya que al exponerse y contaminarse, se conllevará al fracaso.

CONCLUSIONES

Ya es posible diseñar un implante que reemplace o aumente la estructura ósea perdida por distintas condiciones patológicas o traumáticas y que no pudo ser restaurada satisfactoriamente por otros métodos de reconstrucción. Es evidente que el tiempo quirúrgico para una reconstrucción craneofacial bajo este método es significativamente menor debido a la simplicidad del procedimiento, además de que no se presenta complicación alguna, comprobando así su baja morbilidad en relación a los demás métodos de reconstrucción y disminuyendo el riesgo de fracaso. Los implantes de HTR creados en relación a los biomodelos son altamente exactos y proveen una rehabilitación simplificada y predecible, con resultados estéticos aceptables y satisfactorios, tanto para el paciente como para el cirujano.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ashman A et al. The introduction and history of HTR Polymer, Department of Biomaterials, College of Dentistry, New York University, New York. New York, 1987.
2. Eppley BL, Sadove AM, German RZ. Evaluation of HTR polymer as a craniomaxillofacial graft material. *Plast Reconstr Surg* 1990; 86 (6): 1085-1092.
3. Binderman I et al. Grafts of HTR polymer *versus* Keil bone in experimental long bone defects in rats. In Lemons J (Ed): Special Technical Publication No. 953. Philadelphia. American Society for Testing and Materials, 1987.
4. Raghavan V. Al-Ti-V (Aluminium-Titanium-Vanadium) J of phase equilibrium and diffusion 2007; 26: 276-279.
5. Johnson EE. Custom titanium plating for failed nonunion or delayed internal fixation of femoral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1988; 234: 195-203.
6. Levine DL. The effect of material stiffness on the function of cemented tibial trays: Ti-6Al-4V vs Co-Cr Alloy. Technical Monograph 97-2100-05. Warsaw, In. Zimmer, 1995.
7. Kurtz SM. The UHMWPE Handbook, Academic Press, New York, 2004. isbn: 0124298516.
8. Overview and fundamentals of UHMWPE: Fact on UHMWPE. Howmedica, Technical Monograph 6092-0-009. Rutherford, NJ, 1994.
9. Li S, Burstein AH. Ultra-high molecular weight polyethylene: The material and its use in total joint implants. *J Bone Joint Surg Am* 76A 1994: 1080-1090.

10. Quinn Peter, Lorenz Prosthesis, Total temporomandibular joint reconstruction Oral and Maxillofacial surgery clinics of North America Volume 12 Number 1 Feb 2000: 93.
11. Biomet, Inc. PMI Brochure. Jacksonville, FL, 1994.
12. Eppley BL. Producing a full-scale model from computed tomography data with the rapid prototyping technique using the bonder jet method – a comparison with the laser lithography method using a dry skull (Discussant) J Craniofac Surg (in press).
13. Miranda V. Abordaje retroauricular en forma de «E» para la articulación temporomandibular. Revista de especialidades Medico-Quirúrgicas 2006; 11 (2): 72-75.
14. Freeman BS, Wimer DR. Clinical use of proplast: Expectations and results. In Rubin LR, ed. Biomaterials in Reconstructive Surgery. St. Louis. MO: CV Mosby; 1983: 494.
15. Eppley BL, Kilgo M, Coleman III, JJ. Craniofacial reconstruction with computer generated patient-matched HTR implants. Plast Reconstr Surg (2002).
16. Binderman I, Horowitz I et al. Comparison of bone grafting materials in experimental long bone gaps in rats. Ichilov Medical Center. Israel, 1992.
17. Eppley BL, Kilgo M, Coleman JJ. Cranial reconstruction with computer generated hard-tissue replacement patient-matched implants: Indications, Surgical Technique, and Long-Term Follow-up. Plastic Reconstructive Surgery 2002; 109: 864.
18. Eppley BL, Sadove AM, German RZ. Evaluation of HTR polymer as a craniomaxillofacial graft material. Plast Reconstr Surg 1990; 86 (6): 1085-1092.
19. Eppley B. Craniofacial reconstruction with computer-generated HTR patient-matched implants: use in primary bony tumor excision. Journal of Craniofacial Surgery 2002; 13 (5): 650-657.
20. D'Urso PS, Baker TM, Earwaker WJ et al. Stereolithographic biomodeling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial. J Craniomaxillofac Surg 1999: 27-30.
21. Hoffmann J, Cornelius CP, Groten M et al. Orbital reconstruction with individually copy-milled ceramic implants. Plast Reconstr Surg 1988: 81-315.