

# Prótesis de articulación temporomandibular

Sánchez López JD<sup>1</sup>, Jiménez Caballero E.<sup>2</sup>

Sección coordinada por la Vocalía Nacional de Farmacéuticos de Hospital

## SUMARIO

Actualmente podemos afirmar que las prótesis de articulación temporomandibular (ATM) proporcionan un método reconstructivo eficaz, seguro y predecible en la patología articular avanzada. Pese a ello, faltan criterios homogéneos acerca de la técnica de reconstrucción. Los interrogantes actuales se centran en el diseño de prótesis que proporcionen las mejores medidas funcionales, materiales de mayor resistencia a los ciclos, y obtención de superficies que soporten mejor las cargas y sobre todo su cuantificación. Estas incógnitas no van a resolverse hasta que se establezcan modelos biomecánicos fiables, con parámetros de la funcionalidad articular en condiciones normales o patológicas, como existen en la rodilla o en la cadera.

## INTRODUCCIÓN

La articulación temporomandibular (ATM) une la mandíbula inferior con el cráneo permitiendo el movimiento de apertura y cierre bucal. Es doble y está situada en zona anterior al conducto auditivo externo. Constituye una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano al poseer características únicas, los movimientos de una articulación no son independientes de la otra, debido al control neurológico de los músculos derechos e izquierdos.

Anatómicamente es una enartrosis (articulación de tres grados de movimiento) que funcionalmente actúa a modo de bisagra en los movimientos de apertura y cierre mandibular, comportándose a modo de diartrosis (articulación con dos grados de movilidad).

Desde el punto de vista funcional, se clasifica como una diartrosis bi-

condílea. Cada una de ellas articula un hueso, denominado cóndilo, cuya superficie convexa se encuentra dentro de una cavidad, fosa glenoidea, que contiene un disco ó menisco articular para adaptar ambas estructuras óseas, siendo todo ello lubricado por el líquido sinovial. A su vez, cada ATM está constituida por dos estructuras, una superior ó timpodiscal y una inferior ó discocondilar. (Figura 1).

La reconstrucción total o parcial de la ATM, lesionada o alterada

por causas físicas o patológicas, se realiza con prótesis específicas. Son una modalidad de sistemas quirúrgicos terapéuticos, definidos como "productos sanitarios" diseñados para ser implantados en el cuerpo humano mediante intervención quirúrgica, y destinados a permanecer después de dicha intervención. Tienen finalidad terapéutica y sustituyen total o parcialmente una estructura corporal que presenta algún defecto o anomalía". En la cartera de servicios del Sistema Nacional de Salud<sup>1</sup> están incluidas en el Grupo de Implantes Quirúrgicos Reparadores (RP), subgrupo Cirugía craneofacial (RP1)

## PRÓTESIS TEMPOROMANDIBULAR.

Los antecedentes históricos de la reconstrucción de la ATM mediante elementos protésicos se remontan a 1946, fecha en la que Eggers implanta una fosa de tantalio en la cavidad glenoidea. Posteriormente, en

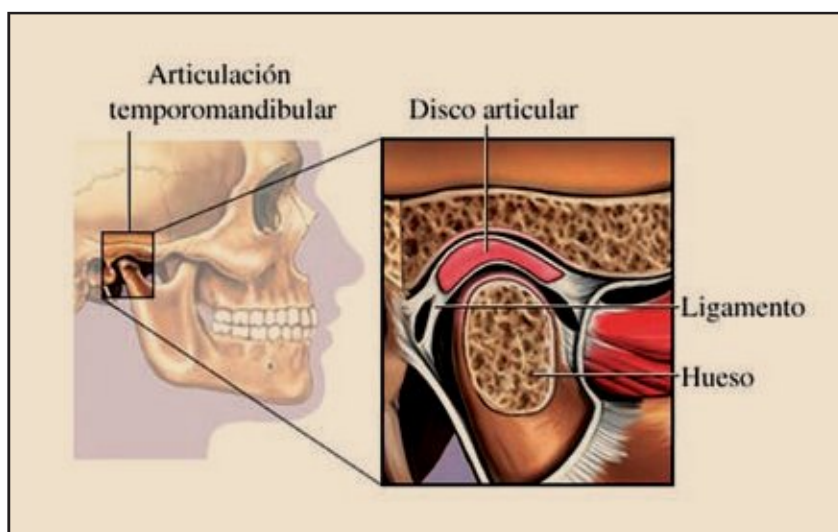


Figura 1. Anatomía de la Articulación Temporomandibular (ATM)

<sup>1</sup> Unidad Gestión Clínica Cirugía Oral y Maxilofacial. Complejo Hospitalario Granada. Profesor del "Máster en Productos Sanitarios". Universidad Granada.

<sup>2</sup> Profesor del "Máster en Productos Sanitarios". Universidad Granada.

1957, Robinson interpone una placa de acero entre la base del cráneo y la mandíbula en un intento de evitar un proceso de reanquilosis mandibular.

Es en 1964 cuando Christensen diseña un implante cóndilo, compuesto por vitalio y coronado por una cabeza de polimetilmetacrilato (**PMMA**), para insertarlo en la fosa glenoidea. En 1972 Kent sustituyó el material del implante por cobalto-cromo, con cabeza de politetrafluoroetileno (**Proplast®**), y en 1976, Spiessl empleó por vez primera un cóndilo protésico de TAN (Titanio, Aluminio, Niobio).

Desde entonces se diseñaron muchas prótesis (Raveh, Silver, Sonneburg) que en su mayor parte han caído en desuso, debido a sus resultados negativos. No sería hasta la década de los ochenta cuando surge el concepto de “**prótesis a medida**”, que evita en parte los fracasos anteriores. La causa de estos fracasos se imputa a distintos factores entre los que cabría destacar la ignorancia de los principios biomecánicos de la ATM, así como una deficiencia en su diseño.

Los biomateriales utilizados en la fabricación, tipos o modelos y sistemas comercializados de prótesis, se exponen a continuación

## BIOMATERIALES

Los biomateriales integrantes de la prótesis han de reunir características físicas, elasticidad, dureza, resistencia, coeficiente de fricción, etc., adecuadas para conseguir una superficie favorable a la biointegración. Con dicha finalidad se han empleado distintos materiales.

- **Titanio.** Presenta el inconveniente de que tanto él mismo como sus aleaciones sufren constantes procesos de oxidación, formando una superficie de contacto de dióxido de titanio, material proclive a la abrasión y degeneración cuando es sometido a fuerzas de tensión.
- **Aleaciones de Cobalto-Cromo.** Sus características de integración son similares, aunque es más resistente al deterioro.

- **Polimetilmetacrilato (PMMA).**
- **Polietileno de alto peso molecular,** y más recientemente el polietileno de muy alto peso molecular (**UHMWPE**), se consideran como “componentes blandos” que actualmente están mostrando adecuadas cualidades de resistencia y fricción en distintos sistemas protésicos e incorporándose progresivamente a las prótesis de **ATM**.

## CLASIFICACIÓN

Las prótesis de **ATM** pueden ser clasificadas como parciales ó totales, en función de la zona reemplazada, y en “estándar” ó personalizadas, atendiendo a la presentación y técnica de fabricación.

**Prótesis PARCIAL,** hace referencia a un implante de cóndilo ó fosa. Esto no implica necesariamente la reconstrucción articular ya que puede ser empleado como material de interposición posterior tras una discectomía (extirpación del disco articular) o como elemento de tope al movimiento articular.

Los componentes de estos sistemas de prótesis son:

- **Componente de cóndilo y rama ó componente mandibular,** realizada con una triple aleación de cromo-cobalto-molibdeno (Cr-Co-Mo) en la rama (en una proporción de 28%, 64% y 6% respectivamente) y de titanio en la cabeza condilar. En ambos casos los implantes disponen de un recubrimiento de titanio poroso sobre la

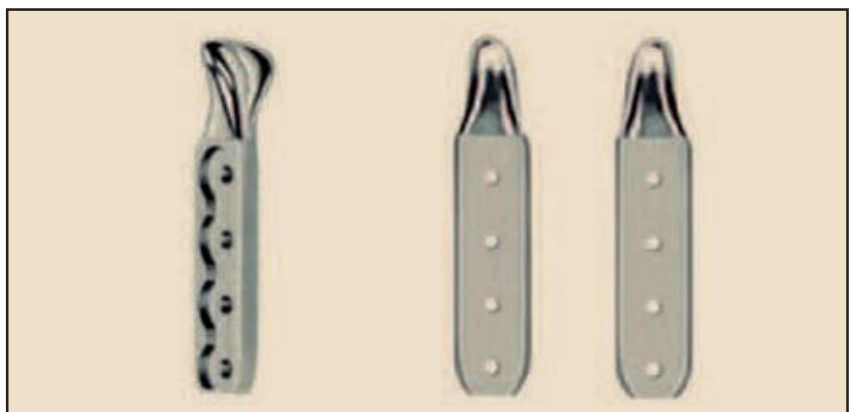
superficie del implante que contacta con el hueso. (**Figura 2**).

- **Componente de fosa,** constituida por polietileno de muy alto peso molecular (**UHMWPE**) en la superficie de contacto articular con la cabeza del cóndilo, y con una malla de titanio para las de contacto con la base del cráneo y arco cigomático.
- **Tornillos** de aleación de titanio y empleados para la inserción tanto de los implantes de cóndilo como de fosa.

**Prótesis COMPLETA,** hace referencia a la sustitución total de la articulación incluyendo todos sus componentes. Se basa en un sistema de dos componentes, cóndilo y fosa glenoidea, disponibles en múltiples tamaños y con un diseño específico para el lado derecho e izquierdo, y se fijan al hueso con tornillos. Con dicho sistema se incluyen prótesis de prueba, instrumental, sistema de fijación, así como de una completa asesoría técnica sobre su uso. Se implanta en la mandíbula para reconstruir funcionalmente una articulación enferma y/o dañada.

**Prótesis ESTANDAR.** Como su nombre indica son prótesis fabricadas según diversos modelos y distintas presentaciones y tamaños para elección del más adecuado según características del paciente. Su principal ventajas es disponibilidad inmediata, utilización en cirugía en una sola etapa y bajo costo<sup>2</sup>.

**Prótesis PERSONALIZADA o “a medida”.** Combinando la precisión de guías de posicionamiento del paciente con lo último en tecnología



**Figura 2.** Elementos de una prótesis parcial de ATM

web se obtiene un ajuste personalizado del paciente. Los componentes del sistema para la elaboración de una prótesis personalizada podrían sistematizarse en:

- Planeamiento Web (foro virtual).
- Guías quirúrgicas (de corte y frezado).
- Elaboración de un modelo estereolitográfico.
- Gráficas de Fijación.
- Opciones de diseño en fosa.

La planificación y la fabricación de prótesis a medida permiten una excelente adaptación a las estructuras anatómicas específicas, siendo candidatos pacientes con grandes discrepancias anatómicas óseas o con deformidad y afectación ósea grave<sup>3</sup>.

## SISTEMAS COMERCIALIZADOS.

Actualmente se comercializan en España dos sistemas protésicos para la reconstrucción parcial o total de la ATM.

### ■ Sistema de CHRISTENSEN (TMJ Implant, INC, Golden, Colorado®)

El sistema Christensen se utiliza desde la década de los sesenta y no ha sufrido modificaciones importantes en su diseño. Es la prótesis más difundida en EE.UU., está avalada por numerosas publicaciones, la técnica de implantación es sencilla y sus resultados son predecibles (**Figura 3**). Los sistemas presentados en 1995 fueron certificados como producto sanitario por la Unión Europea en 1998, y en 2001 aprobados por la Food and Drug Administration (FDA) en EE UU<sup>4</sup>. Dispone de diversos modelos de prótesis parcial o total, y estándar o personalizada, que se describen a continuación.

- **Prótesis de fosa /eminencia.** Es una prótesis parcial, y consiste en una lámina metálica diseñada para adaptarse a la fosa glenoidea fijándose a la misma mediante tornillos elaborados con el mismo material, por lo que dichas láminas se fabrican agujereadas (5). Está diseñada a modo de dos láminas curvadas, una vertical y otra horizontal que

confluyen en un reborde con una protuberancia, para acoplarse a la eminencia temporal. Es una prótesis estándar, preformada en 44 modelos distintos que varían en tamaño y dimensiones, para elegir el que mejor se adapte. Una vez seleccionado el modelo, se fija la prótesis definitiva con 3 o 4 tornillos al arco cigomático. En los casos en los que se trate de una anquilosis se elabora una "neofosa" mediante artrolisis para asegurar su estabilidad. Entre sus ventajas destaca la capacidad de inducir formación de una capa fibrosa en la fosa temporal, impidiendo la anquilosis articular postextracción, en caso de ser retirada por molestias inflamatorias. También puede emplearse como material de interposición en los casos de anquilosis postextracción. Está indicada en luxación crónica mandibular, cuando hayan fallado otros sistemas. En estos casos se seleccionaría un modelo de protuberancia pronunciada para evitar la luxación.

- **Prótesis de cóndilo.** Prótesis parcial formada por una placa recta de Vitalium® (Cobalto, Cromo, Molibdeno) terminada en su porción craneal en forma de base, en un ángulo de 90 grados con la placa. Sobre esta base se apoya una cabeza de polimetacrilato (PMMA), formando la superficie articular del implante. Al igual que la anterior, está diseñada con tres moldes de tamaños distintos: 35, 40 y 45 mm. La fijación se realiza mediante tornillos bicorticales del mismo material. Ha de tenerse la precaución de que ambas superficies articulares no entren en contacto para evitar el desgaste. Actualmente se dispone de tres versiones:
  - Prótesis condilar universal de **Arthro-Chromo**, que sustituye el PMMA por una aleación de Cr-Co.
  - Prótesis condilar de **Christensen/Chase**, con extensión angular de 28 grados y que puede llevar cabeza condilar de de PMMA o de aleación Cr-Co.



Figura 3. Prótesis de Christensen®

- Prótesis a medida ó de diseño personalizado, obtenida mediante técnicas estereolitográficas para obtener prótesis con idénticas superficies articulares y materiales.
- **Prótesis Total.** Consiste en un modelo de sustitución total de cóndilo y fosa glenoidea constituido por una aleación cromocobalto<sup>6</sup>. El sistema condilar está disponible en posición recta, angulada o a medida, con orificios para su fijación y tornillos, que se colocan sobre la rama ascendente y cabeza condílea. El sistema fosa/eminencia, también de Cr-Co, es de forma cóncava, para permitir la articulación condílea, presentando una pequeña convexidad que hará las veces de eminencia.

### ■ Sistema BIOMET®

Este sistema fué aprobado por la FDA en 1995, previa realización de un ensayo clínico que mostró un éxito superior al 95%. Desde dicho año, se han implantado en al menos 400 casos, con excelentes resultados. Al igual que el anterior disponen de diversos modelos de reemplazo, parcial y total, que se describen a continuación:

- **Prótesis de fosa/eminencia.** Diseñada para reemplazar la superficie de la ATM que comprende la fosa glenoidea y la eminencia articular del hueso temporal, incorpora la novedad de una eminencia más gruesa en sentido vertical, que permite un descenso del eje de rotación al comienzo de la rama lo que unido a la va-

riación en el eje del cóndilo protésico, permite un movimiento de pseudotraslación<sup>7</sup>. Está fabricada en polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y se fija con tres tornillos de 2 mm al arco cigomático y hueso temporal. Se presenta en tres medidas (pequeña, mediana y grande) pudiéndose intercambiarse libremente con otras medidas y tipos de prótesis. Permite ser cementada con PMMA para mejorar la estabilidad. Los tornillos para fosas tienen 2 mm de diámetro y diseño plano para garantizar una adecuada adaptación de la prótesis a la fosa. Están fabricados en titanio y presentan la característica de ser autorretenidos y autorroscantes para facilitar su inserción.

- **Prótesis de cóndilo.** El componente condilar está diseñado para reemplazar la superficie articular del cóndilo de la mandíbula. Está fabricado en Cr-Co y la superficie de contacto con el hueso huésped está cubierta con plasma de titanio rugoso en la zona de contacto con la rama mandibular, aportando mayor fuerza de tensión, una mayor resistencia a la corrosión y aumentando la integración al hueso. Los tamaños de la rama son de 45, 50 y 55 mm. Hay tres presentaciones (estándar, reducido y angosto) para adecuarse a la mayor variedad posible de tamaños y formas mandibulares. La implantación implica la resección de la parte más alta de la rama

mandibular. Este diseño se basa en estudios ortopédicos enfrentando polietileno (componente fosa-eminencia) contra metal (componente mandibular) y en las innovaciones de diseño de Falkestrom y Van Loon para aumentar el efecto de traslación. Los tornillos para prótesis mandibular de 2,7 mm tienen un radio esférico en la cabeza del mismo para acoplarse con el encastre en las ranuras de tornillo de la prótesis mandibular. En los dos sistemas anteriores de prótesis parciales, se recomienda la colocación de un injerto de grasa autóloga alrededor de los componentes del implante para minimizar la aparición de fibrosis excesiva y la formación de hueso ectópico, permitiendo un mejor rango de movimiento. Ambos tipos de prótesis se presentan en dos diseños específicos para el lado derecho e izquierdo.

- **Prótesis Total.** Consiste en un sistema de sustitución total de

cóndilo constituido por una aleación de cromo-cobalto y fosa glenoidea constituido por titanio y polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). El sistema condilar está disponible en posición recta, angulada o a medida, con orificios para su fijación y tornillos, que se colocan sobre la rama ascendente y cabeza condílea<sup>8</sup>. La cabeza esférica de la prótesis mandibular tiene un diseño similar al radio esférico de la prótesis de fosa lo que permite una excelente grado de movimiento (Figura 4). Actualmente se considera que la sustitución total de la articulación es superior a la parcial, aunque con las limitaciones citadas por Mercuri y Wolford en 1995: **“La reconstrucción aloplástica completa es una solución biomecánica, más que una solución biológica para el tratamiento de la enfermedad articular avanzada”**.



Figura 4. Prótesis de Biomet®

## BIBLIOGRAFIA

1. **Real Decreto 1030/2006**, de 15 de septiembre, por el que se establece la Cartera de Servicios comunes de Sistema Nacional de Salud y procedimientos para su actualización, y **Real Decreto 1506/2012**, de 2 de noviembre, por el que se regula la Cartera común suplementaria de prestación ortoprotésica del Sistema Nacional de Salud y se fijan las bases para el establecimiento de los importes máximos de financiación en prestación ortoprotésica, («BOE» núm. 265, de 3 de noviembre de 2012). Última actualización: 16 de diciembre de 2013.
2. **Granquist EJ, Quinn PD.** Total reconstruction of the temporomandibular joint with a stock prosthesis. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am.* 2011; 19: 221-32.
3. **Mercuri LG.** Patient-Fitted (“Custom”) Alloplastic Temporomandibular Joint Replacement Technique. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am.* 2011; 19: 233-42.
4. **Driemel O, Braun S, Müller-Richter UDA, Behr M, Reichert TE, Kunkel M, Reich R.** Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 38: 909-20.
5. **Ebrahimi A, Ashford BG.** Advances in temporomandibular joint reconstruction. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2010; 18: 255-60.
6. **Cook J.** Temporomandibular joint reconstruction with total alloplastic joint replacement. *Aust Dent J.* 2011; 56: 85-91.
7. **Quinn PD.** Alloplastic reconstruction of the temporomandibular joint. *Oral Maxillofac Surg* 2003; 7: 1-20.
8. **Westermarck A.** Total reconstruction of the temporomandibular joint. Up to 8 years of follow-up of patients treated with Biomet® total joint prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 39: 951-5.