



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RECHAZO A MATERIAL DE OSTEOSÍNTESIS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

CARLOS ALBERTO ARRIAGA MUNGUÍA

TUTORA: Esp. AGUEDA MARISOL ARELLANO FLORES

ASESORA: Mtra. ROCÍO GLORIA FERNÁNDEZ LÓPEZ

MÉXICO, D.F.

2014



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



AGRADECIMIENTOS

A dios por darme salud y permitirme llegar aquí.

A mis padres, Amauri y Violeta por apoyarme en todo momento, por los valores inculcados y ser el ejemplo a seguir.

A mis hermanos, Daniela, Ricardo y Leonardo por estar conmigo en todo momento, esperando que este trabajo les sirva de motivación para seguir adelante.

A mis abuelos, Eleazar, Praxedes y Ángela, por sus consejos y experiencias compartidas.

A mis tíos, primos y demás familiares, por brindarme su incondicional apoyo y no dejar de creer en mí.

A mis amigos, por esas aventuras, grandes experiencias y buenos momentos de alegría.

A la Dra. Carolina Álvarez de la Cadena por sus importantes consejos durante toda la carrera y a la Dra. Águeda Arellano por apoyo y orientación en la realización de este trabajo.

A la universidad, por todas las enseñanzas y permitirme crecer no solo en el ámbito profesional, sino también como ser humano.

!!!GRACIAS!!!



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	4
OBJETIVOS.....	5
CAPÍTULO I. HISTORIA DE LA OSTEOSÍNTESIS	6
Introducción.....	6
Los pioneros de la osteosíntesis.....	7
Evolución de la osteosíntesis durante el siglo XX.....	8
CAPÍTULO II. PRINCIPIOS BÁSICOS DE OSTEOSÍNTESIS.....	12
Morfofisiología ósea.....	12
Principios de la osteosíntesis.....	14
Conceptos biomecánicos.....	17
Presentaciones de los materiales para osteosíntesis.....	19
CAPÍTULO III. MATERIALES UTILIZADOS EN OSTEOSÍNTESIS	24
Polímeros no reabsorbibles	28
Polímeros reabsorbibles	29
Metales	30
CAPÍTULO IV. FRACASO DE OSTEOSÍNTESIS	35
Reacciones alérgicas/inmunológicas	36
Infección	45
Fractura de la placa	50
Ausencia o retardo en la consolidación	53
Maloclusión	56
Extracción del material de osteosíntesis	57
CONCLUSIONES	60
REFERENCIAS BIBLOGRÁFICAS	61



INTRODUCCIÓN

La osteosíntesis es un tratamiento quirúrgico de las fracturas, en donde estas son reducidas y fijadas de forma estable para permitir una cicatrización ósea de primera intención y una movilización temprana. Este procedimiento se ha realizado desde la prehistoria, ya que el estilo de vida basado en la caza, la recolección y la lucha por la supervivencia hicieron presente un escenario donde existieron fracturas que había que curar lo antes posible. Con el paso del tiempo nuevos métodos de osteosíntesis han ido surgiendo. Investigadores como Carl Hansmann y Robert Danis hicieron posible el desarrollo de nuevos métodos de fijación que han ido evolucionando constantemente. Con la aparición de la AO/ASIF en 1958 surgieron los primeros estudios maxilofaciales enfocados en el tratamiento de las fracturas mandibulares, siguiendo los principios básicos de la cirugía ósea moderna establecidos por la misma organización y con vigencia actualmente.

Con el surgimiento de nuevos materiales como el titanio y los polímeros reabsorbibles, se han ido cumpliendo principios básicos como biocompatibilidad, resistencia mecánica, entre otros, lo cual ha permitido un mayor éxito en los tratamientos de osteosíntesis, pero esto no ha sido suficiente para evitar la presencia de fracasos y complicaciones durante el tratamiento. Factores como las condiciones del paciente y las características del traumatismo contribuyen al éxito o fracaso del proceso de osteosíntesis.

En este estudio analizaremos el rechazo a los materiales de osteosíntesis con características inmunológicas y otras complicaciones, tales como son fractura de la placa, pseudoartrosis e infecciones; problemas que probablemente son de mayor incidencia que los fracasos con etiología de carácter inmune.



OBJETIVOS

- CONOCER LA HISTORIA Y LA EVOLUCIÓN EN LOS TRATAMIENTOS DE OSTEOSÍNTESIS.
- ANALIZAR LA IMPORTANCIA DEL HUESO EN EL ORGANISMO Y SUS CONDICIONES BIOMECÁNICAS.
- DESCRIBIR LOS DISTINTOS MATERIALES UTILIZADOS EN OSTEOSÍNTESIS Y SUS CARACTERÍSTICAS.
- ANALIZAR EL DESARROLLO INMUNOLÓGICO ANTE LA PRESENCIA DE UN MATERIAL DE OSTEOSÍNTESIS Y SUS POSIBLES REPERCUSIONES.
- IDENTIFICAR Y DIFERENCIAR OTRAS POSIBLES COMPLICACIONES EN LA OSTEOSÍNTESIS.



CAPÍTULO 1. HISTORIA DE LA OSTEOSÍNTESIS.

INTRODUCCIÓN.

El hombre, desde la prehistoria, ha tenido la necesidad de practicar el tratamiento de osteosíntesis, su estilo de vida basado en la caza, la recolección y la lucha por la supervivencia hicieron presente un escenario donde existieron heridas, fracturas, contusiones y otros traumatismos que había que curar, por lo que se vio obligado a utilizar elementos que tenía en su entorno, tales como cañas, palos y juncos para su tratamiento. Se han encontrado huesos con fracturas tratadas que indican que se usaba algún tipo de entablillado, bien con tallos o corteza de árbol. La publicación más antigua que refiere algún tratamiento de las lesiones traumáticas del esqueleto facial es el Papiro de Smith (1600 a.C.).¹

En el año 460 a.C. Hipócrates plasma las técnicas del tratamiento de las fracturas, en su libro titulado: *Sobre las Articulaciones*, cuyos métodos fueron aplicados en toda la edad media y tiempos después.¹

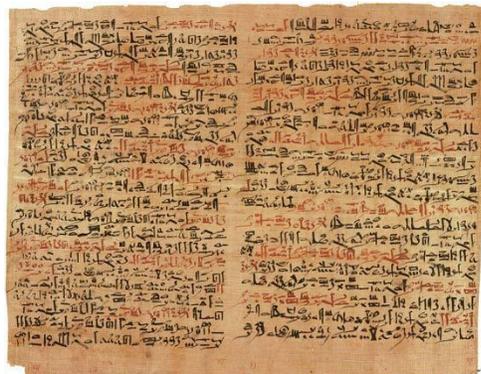


Ilustración 1 PAPIRO DE SMITH.¹



LOS PIONEROS DE LA OSTEOSÍNTESIS.

La primera osteosíntesis registrada con un resultado satisfactorio se atribuye a *Aquiles Cléophas Flaubert*, quien operó en 1838 una pseudoartrosis de húmero mediante la realización de una osteotomía oblicua en los bordes, sobre los que realizó unas perforaciones con un taladro a las que ancló una sutura con alambre metálico.² Buck en 1847 fue el primero en colocar alambres interóseos en fracturas de mandíbula.²

El primer libro de osteosíntesis publicado en el mundo fue "*Traité de L'immobilisation directe des fragments osseux dans les fractures*" (*Tratamiento de la inmovilización directa de los fragmentos óseos de las fracturas*) por *Béranger-Féraud* en 1870; en este libro se reportaron 92 suturas óseas con alambre, 10 cerclajes, 91 aplicaciones de la garra de Malgaigne para rótula y numerosas fijaciones de fracturas mandibulares mediante alambrado interdentario.²

En 1886 El cirujano Carl Hansmann desarrolló y presentó un procedimiento para la fijación subcutánea de fragmentos de hueso con una placa de tornillo-sistema; gracias a esto es conocido como el inventor de la placa de osteosíntesis.^{2,3}

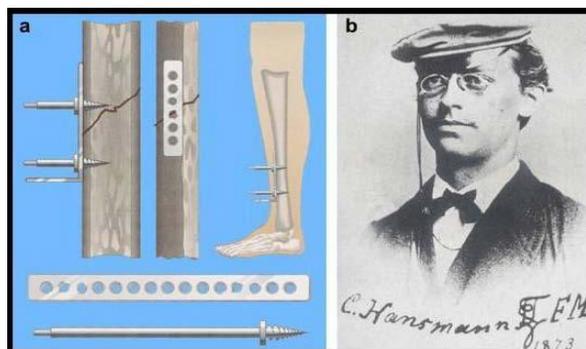


Ilustración 2 PLACA DE OSTEOSINTESIS. CARL HANSMANN³



EVOLUCIÓN DE LA OSTEOSÍNTESIS DURANTE EL SIGLO XX.

Los conflictos que salpicaron la Historia de Europa a principios del siglo XX impulsaron el desarrollo de la ciencia traumatológica en busca de la rehabilitación precoz de los heridos. En un primer momento, los métodos de tratamiento se basaban en la aplicación de los recientes descubrimientos de nuevas aleaciones metálicas para manufacturar férulas e hilos de alambre que mantenían la mandíbula “cosida” al maxilar asegurando su inmovilización. A este hecho se sumaron los nuevos conceptos de reparación estética y funcional. ⁴

En 1907 el belga Albin Lambotte publicó su libro “L’Intervention Opératoire dans les Fractures”, en donde por primera vez se hace mención del empleo de elementos metálicos y quirúrgicos para la unión de extremos óseos fracturados con el término osteosíntesis. ²

Tras la segunda guerra mundial, el concepto de osteosíntesis alcanzó un gran desarrollo gracias a:

- Los grandes avances en el manejo general del paciente quirúrgico que incluían la disminución del riesgo de infección gracias al empleo de antibióticos.
- Las mejores técnicas en cuanto a los abordajes quirúrgicos y diseño de instrumental nuevo.
- La aparición del concepto de *biocompatibilidad* que suponía la búsqueda de materiales que se pudiesen colocar sin causar reacción negativa en el organismo. ⁴



Ilustración 3 TRAUMATIZADOS FACIALES DURANTE LA PRIMERA GUERRA MUNDIAL. ⁴

Robert Danis es considerado el padre de la osteosíntesis moderna, ya que en 1949 mediante un ingenioso aparato denominado el “*Coaptor*” se enfocó hacia el tratamiento basado en la rehabilitación de las partes blandas para “olvidarse” del hueso, es decir, permitir la movilidad postoperatoria inmediata, sin ningún tipo de inmovilización externa. Con este tipo de osteosíntesis se conseguía tener una curación de la fractura sin la formación de callo, gracias a lo que Danis llamó “*soudure autogène*” y que ahora conocemos como consolidación “*per prima*”. ^{1,2}

En 1968, Luhr diseña una placa de compresión axial para la osteosíntesis mandibular mediante el uso de una placa de Vitallium que contiene agujeros excéntricos y los tornillos auto-roscantes con una cabeza cónica, creó la compresión axial de una manera sencilla. ³

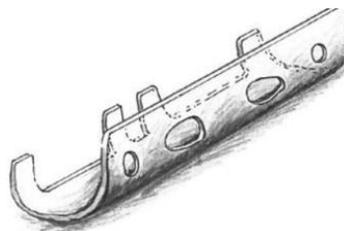


Ilustración 4 PLACA DE COMPRESION TIPO LUHR ³



Sin embargo, en 1969 la AO/ASIF presentó una placa de compresión dinámica (DCP) para la cirugía de las extremidades y modificó estas placas para que coincidiera con las dimensiones de la mandíbula y las aplicó clínicamente. Compuesto de placas de acero inoxidable, titanio o vitalio puro, esta era fijada en el borde bucal inferior de la mandíbula mediante tornillos bicorticales.⁵

En la década de los setenta, Spiessel inició la aplicación de las técnicas y principios de la AO/ASIF al tratamiento de las fracturas de mandíbula y modificó algunos instrumentos para este fin. Sus trabajos demostraron que la compresión a lo largo del borde mandibular inferior necesitaba un complemento de fijación a nivel alveolar, para lo cual desarrolló el principio del tirante (banda de tensión).⁵

En 1973, Schmoker y Niedellmann, dos investigadores de la AO, desarrollaron la placa de compresión dinámica excéntrica, la cual representa una interesante modificación a la placa estándar de compresión AO, misma que provee compresión en el borde alveolar y elimina la necesidad de la banda de tensión. En 1975 *Michelet y Champy* describieron lo que se denominó como “línea ideal de osteosíntesis” sobre las que se aplicaban placas menos consistentes y rígidas en número variable según el área mandibular y las fuerzas actuantes.^{3,5}



Ilustración 5 LINEA IDEAL DE OSTEOSÍNTESIS DE CHAMPY.⁵



En 1980 Bowerman y Conroy introdujeron una placa de reconstrucción de titanio que permitió que las cabezas de los tornillos se pudieran fijar en los orificios de la placa, la cual llamó titanio recubierto de tornillo hueco y sistema de placa de reconstrucción (THORP). La principal ventaja de este sistema es que no hay presión en la placa por lo tanto no hay peligro de necrosis del periostio.^{3,5}

Una placa de reconstrucción similar, pero más pequeña fue desarrollada a mediados de 1990, el sistema 2,4 UniLOCK, el cual ha sustituido al sistema THORP en la cirugía reconstructiva, así como en el tratamiento de fracturas mandibulares.^{3,5}

En definitiva, la investigación en biomecánica y sistemas de osteosíntesis continúa plenamente activa, y es de suponer que en los próximos años sea posible mantener intacta la fisiología y anatomía en los movimientos inmediatamente posteriores al tratamiento.⁴



Ilustración 6 UniLOCK 2.4⁴



CAPÍTULO 2. PRINCIPIOS BÁSICOS DE OSTEOSÍNTESIS.

MORFOFISIOLOGÍA ÓSEA.

La importancia del hueso en el organismo viene determinada por las múltiples funciones que desempeña, tanto biológicas (regulación del metabolismo del calcio y fósforo, hematopoyesis), como mecánicas (protección de órganos vitales, sustento y estabilidad y movilidad del organismo al ser punto de anclaje de los músculos). Entre las características que hacen del hueso un órgano único, está la capacidad de regenerarse tras un trauma dando lugar a un tejido prácticamente igual al hueso normal en lugar de una cicatriz fibrosa. ⁴

El hueso se clasifica como hueso compacto o hueso esponjoso. El primero consta de láminas o capas de células y de una matriz formada de componentes orgánicos e inorgánicos. Las células presentes se denominan osteocitos, que están situadas en lagunas y tienen procesos celulares para la difusión de nutrientes dentro de pequeños canales o canalículos. El componente de matriz u osteoide está formado por colágeno tipo I, glicosaminoglicanos y proteína adhesiva, osteonectina. El componente inorgánico consta de hidroxapatita. El hueso compacto tiene láminas circunferenciales exteriores e interiores, láminas haversianas y láminas intersticiales, que contribuyen a la dureza y densidad de este hueso. El hueso compacto está cubierto de periostio y posee fibras de colágeno, osteoblastos y osteoclastos. El periostio está fuertemente unido a la superficie del hueso con fibras de Sharpey y sirve de protección para el mismo. En el interior del hueso compacto, el hueso esponjoso tiene una red tridimensional denominada trabéculas óseas. La arquitectura del hueso esponjoso es cavernosa y menos densa de modo que la dureza es menor

cuando se compara con el hueso compacto. La configuración de las trabéculas óseas crea un área destinada a la abundancia de osteoblastos y osteoclastos, los cuales están asociados a la formación y resorción ósea. Grandes vasos sanguíneos atraviesan las trabéculas óseas.⁶

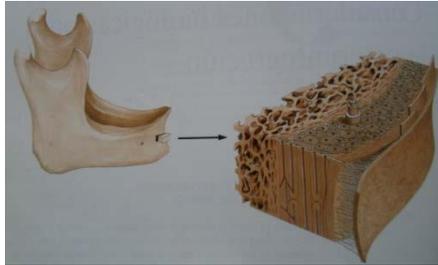


Ilustración 7 ESTRUCTURA DEL HUESO.

El hueso esponjoso, de menor densidad y dureza, no es una base estable para la fijación interna. Únicamente el hueso compacto puede proporcionar una base estable para dicha fijación. Cuando la sanación del hueso progresa bien, las células óseas presentes en el hueso esponjoso forman un hueso de alta densidad a lo largo de la superficie de la fijación, proceso al que nos referimos como osteointegración. Con la fijación primaria en el hueso compacto, la osteointegración requiere en el maxilar un período de sanación más largo debido a la diferencia de densidad del hueso esponjoso. Cuando se lleven a cabo los procedimientos quirúrgicos en el maxilar, es imprescindible la obtención de una fijación primaria adecuada para alcanzar una osteointegración exitosa.⁶

La principal función mecánica del hueso es actuar como estructura de soporte y de transmisión de cargas. Las cargas que el hueso debe soportar son las de compresión pura; las de doblamiento, situación en la que una cortical soporta la carga en tensión y la otra en compresión, y las de torsión.⁷ El hueso es más resistente en estado de compresión y más débil en estado de tensión.⁷



PRINCIPIOS DE LA OSTEOSÍNTESIS.

La Osteosíntesis es un tratamiento quirúrgico de fracturas, en donde son reducidas y fijadas de forma estable para lo que se utiliza la colocación de diferentes dispositivos tales como placas, clavos, tornillos, alambre, agujas y pines, entre otros. La osteosíntesis de hoy considera además de la reducción y fijación estable de la fractura, las variables biomecánicas y la importancia fisiológica de los tejidos blandos. Para ello se han desarrollado técnicas de osteosíntesis mínimamente invasivas, permitiendo una recuperación precoz de los pacientes. ⁸

Los dos conceptos más utilizados en osteosíntesis mandibular, y que reflejan la existencia de escuelas diferentes, son el concepto de “carga soportada” y el de carga compartida. El primero se refiere a que resultaría preferible que el material de osteosíntesis, por sí mismo, soportara todas las fuerzas funcionales durante la cicatrización; para ello se deben emplear sistemas de osteosíntesis muy rígidos, con tornillos gruesos y largos, preferiblemente bicorticales. Las placas de estos sistemas son tan rígidas que si no están perfectamente conformadas a la superficie mandibular, al apretar los tornillos se provocará una desalineación de los fragmentos óseos, comprometiendo la oclusión dental final. Por ello las placas de compresión son cada vez menos utilizadas en el macizo facial. ⁴

El concepto de carga compartida alude a la conveniencia de que el material de osteosíntesis comparta con los bordes de la fractura la carga mecánica funcional, de modo que exista una cantidad de fuerza que se transmita a través del foco de fractura. Para este sistema se utilizan sistemas de osteosíntesis más livianos, que colocados en áreas concretas, son suficientes para lograr una fijación estable. Este concepto aprovecha el



hecho de que la función mandibular produce fuerzas de distracción en el reborde alveolar, y de compresión en el hueso basilar. Por lo tanto, si las placas se colocan en la región de distracción funcionarán como “bandas de tensión” eficaces, y no será necesario el uso de placas grandes en la base mandibular, una zona de compresión natural.⁴

En 1958 se formó en Suiza la Asociación AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), conocida en Estados Unidos como ASIF (Association for the Study of Internal Fixation, o Asociación para el estudio de la fijación interna). La función principal de esta organización desde entonces ha sido la investigación de la cirugía ósea moderna.⁹

Los primeros estudios maxilofaciales de AO se enfocaron al tratamiento de las fracturas mandibulares, siempre en busca de la mejor opción técnica, biológica y metalúrgica de los materiales.⁹

La experiencia acumulada con la utilización de placas y tornillos llevó a Muller y colaboradores en 1969 a determinar que la cirugía ósea moderna debería asegurar una rápida recuperación de la forma y de la función. Para esto, se establecieron los cuatro principios básicos de la técnica AO/ASIF.¹⁰

- 1.- Reducción anatómica de los fragmentos óseos.
- 2.- Fijación estable de los fragmentos.
- 3.- Preservación del riego sanguíneo y técnica atraumática.
- 4.- Movilización temprana e indolora.

El primer principio implica que la reducción debe ser anatómica para obtener la apariencia pretraumática en forma tridimensional.¹⁰



El segundo principio habla de estabilidad absoluta, con suma importancia clínica y biológica. La primera implica que la movilización se pueda llevar en forma temprana y la segunda, que exista una consolidación ósea primaria.¹⁰

La consolidación ósea se lleva a cabo mediante el proceso de formación de hematoma, resorción de fragmentos en los segmentos fracturados, formación de tejido de granulación y formación de callo perióstico. Esto da como resultado que el tejido neoformado no tolere adecuadamente las fuerzas de tracción, torsión y flexión, a lo cual se le denomina actualmente consolidación secundaria. La consolidación primaria se conoce, desde el punto de vista histológico, como una osteogénesis por contacto, con aumento de canales haversianos, proliferación de osteoblastos y depósitos de osteones y hueso neoformado. Esto lleva a una consolidación ósea sin formación de callo, lo que finalmente permite una estabilidad correcta de los fragmentos.¹⁰

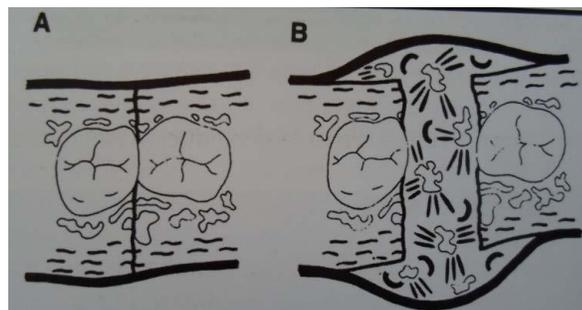


Ilustración 8
(A) CURACIÓN ÓSEA PRIMARIA (B) CURACIÓN ÓSEA SECUNDARIA⁴

Para obtener tal estabilidad deben utilizarse placas y colocarse por lo menos dos tornillos a cada lado del trazo de la fractura. Con esto verdaderamente se logra una fijación estable, evitando movimientos de rotación de los fragmentos.¹⁰



El tercer principio se consigue desperiostizando exclusivamente el área donde se va a colocar la placa, a fin de evitar la pérdida de vascularidad de los segmentos óseos en forma circular. Esto ayuda a preservar el riego sanguíneo.¹⁰

Finalmente el cuarto principio, que es la movilidad temprana, no lo podemos aplicar si no hemos cumplido con los tres principios anteriores.¹⁰

CONCEPTOS BIOMECÁNICOS.

La biomecánica es el estudio del comportamiento mecánico de una estructura biológica durante el movimiento normal y ante una situación de carga o tensión.¹⁰

A nivel mandibular, la situación biomecánica adquiere mayor importancia, ya que es el único hueso móvil de la cara, con una estructura en bisagra formada por el cuerpo, el ángulo y la rama, suspendida bilateralmente por un sistema de músculos, tendones y ligamentos que permiten su movimiento alrededor de un eje imaginario transversal. Existe otro eje que es longitudinal a la mandíbula, que va desde el agujero mandibular, por el cuerpo y la rama, en el trayecto del nervio mandibular.

Este eje se denomina *línea de fuerza cero* y debe ser el punto de referencia para la estabilización de las fracturas, ya que generalmente por arriba tendremos fuerzas de tensión que tienden a distraer los fragmentos fracturados y por abajo fuerzas de compresión que se sitúan en la parte inferior del trazo de fractura.¹⁰

La mayor parte de los vectores de fuerzas a nivel mandibular resultan



de la acción del aparato muscular de la región. Los músculos elevadores tienden a distraer en sentido superior al segmento de la rama y ángulo y los depresores-retractores movilizan el cuerpo mandibular en un sentido inferior.¹⁰

En caso de una solución de continuidad del hueso, será necesaria la neutralización de fuerzas a fin de lograr una reducción estable. La forma más razonable para estabilizar estas fuerzas es por neutralización a nivel del área de tensión (borde alveolar) y del área de compresión (borde mandibular).¹⁰

Existen una gran variedad de métodos y técnicas para estabilizar el borde alveolar mandibular, es decir, el principio del tirante se puede lograr por medio de placas y tornillos de 2mm o bien mediante férulas interdentes o simplemente colocando un alambre entre las piezas dentarias vecinas a la fractura. En caso de osteosíntesis con alambre, el arco férula también puede servir para este propósito. La trayectoria de compresión a lo largo del borde mandibular también puede estabilizarse colocando una placa de 2mm de diámetro.¹⁰

La biomecánica de la región facial está sujeta a las inserciones musculares, las cuales crean diferentes vectores de fuerza. Los estudios demuestran que la única forma de neutralizar dichos vectores es utilizando una osteosíntesis segura que soporte fuerzas de tracción, torsión y flexión, es decir una fijación estable con placas y tornillos.¹⁰

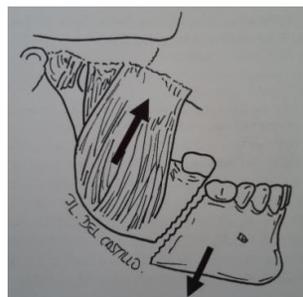


Ilustración 9 TRAZO DE FRACTURA HORIZONTAL.⁴



PRESENTACIONES DE LOS MATERIALES PARA OSTEOSÍNTESIS

ALAMBRES INTRAÓSEOS:

Fue la técnica de osteosíntesis más utilizada en los años 60's; hoy en día se utilizan en las fijaciones que no soportan cargas excesivas. Es un método de osteosíntesis de bajo costo y fácil aplicación, sin embargo, presenta algunas deficiencias:

- Al apretar el alambre con fuerza, se puede romper un fragmento óseo, o bien puede ocurrir una reabsorción en el hueso circundante y como consecuencia se da la pérdida de estabilidad y puede producir una cicatrización fibrosa.
- Requiere de bloqueo intermaxilar.
- Es inestable en múltiples osteotomías. ¹¹

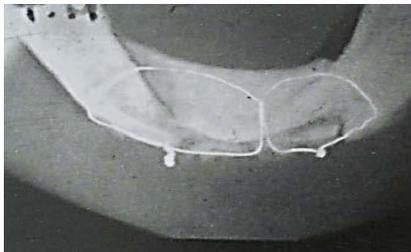


Ilustración 10 ALAMBRES DE FIJACIÓN.

TORNILLO DE COMPRESIÓN:

La compresión ejerce su efecto beneficioso sobre la consolidación ósea al crear un medio de estabilidad absoluta en el que no existen micromovimientos relativos entre los fragmentos óseos. Constituye el método más importante y eficaz para restablecer la continuidad funcional y estructural del hueso. La inserción de un tornillo da como resultado daño local que estimula el proceso de reparación inmediata. Histológicamente esto

se traduce en la formación de hueso nuevo que sigue con exactitud el perfil de la rosca del tornillo.⁷

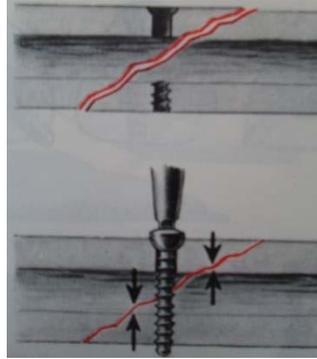


Ilustración 11 TORNILLO COMPRESIVO.

MINIPLACAS:

Existen 2 tipos de miniplacas:

- a) **Compresión:** Se introdujo este principio en el tratamiento de fracturas de huesos largos. Para generar compresión en el sitio de fractura, se recomienda utilizar placas y tornillos especialmente diseñadas al efecto y conocidas como placas de compresión dinámica (DCP). Para que la compresión sea eficaz, debe existir una adaptación anatómica.¹²
- b) **Estabilización:** estas placas de estabilización, se trata de un sistema de placas miniaturizadas y tornillos monocorticales de 2-2.5 mm de diámetro, según el fabricante. Basan su eficacia a nivel mandibular, en colocación precisa de las placas en una posición tal, que anulan las fuerzas de distracción que se generan sobre el foco de fractura. Este sistema está diseñado para su colocación en un abordaje intraoral, no se requiere bloqueo intermaxilar.¹²

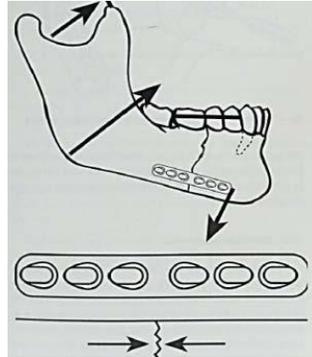


Ilustración 12 PLACA DE COMPRESIÓN.

PLACAS TRIDIMENSIONALES:

Son placas de un perfil y diámetro mayor que el de las miniplacas, variando el diámetro de los tornillos que se utilizan. Su rigidez las hace aptas para ser utilizadas como elemento único de estabilización sin necesidad de bloqueo intermaxilar adicional, son maleables, fácilmente adaptables, y muy útiles en la mandíbula ya que solo se requieren de tres a cuatro tornillos.¹¹

Estos materiales son muy empleados actualmente en la reconstrucción mandibular, ya que este tipo de placas garantizan el soporte biomecánico del conjunto, mientras que el colgajo puede cicatrizar y consolidarse prácticamente libre de cargas y por lo tanto sin movimiento alguno entre los distintos fragmentos que dificulten la osificación.¹²

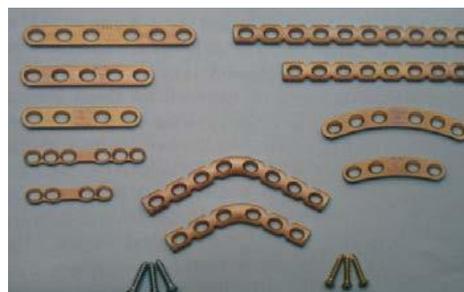


Ilustración 13 PLACAS TRIDIMENSIONALES



SISTEMA DE RECONSTRUCCIÓN MANDIBULAR 2.4 UniLOCK:

Este es el sistema de reconstrucción mandibular más utilizado actualmente en la cirugía reconstructiva de grandes defectos óseos, ya que combina las ventajas de la osteosíntesis con placa y tornillo, con los principios de fijación interna bloqueada.¹²

➤ Fijación bloqueada.

- Las roscas en el orificio de la placa y en la cabeza del tornillo permiten bloquear los tornillos bien apretados y permanentemente.
- Riesgo reducido de que el tornillo se afloje.
- La estabilidad de la fijación está aumentada en el caso del espacio limitado después de la extirpación, de hueso de mala calidad o de trasplantes.
- Cirugía reconstructiva simplificada, ya que no siempre es fundamental conseguir la adaptación perfecta de la placa. (la estabilidad no depende del contacto inmediato entre la placa y el hueso).¹²

Este sistema está indicado para:

- Traumatismos: fracturas conminutas, fracturas con defecto, y fracturas inestables e infectadas de la mandíbula.
- Cirugía reconstructiva: osteosíntesis de puente con o sin injerto óseo, para reconstrucciones tanto primarias como secundarias (extirpación de tumores, pseudoartrosis).¹²



Estas placas de reconstrucción se presentan con un orificio roscado de la placa para el bloqueo estable de los tornillos UniLOCK de 2.4 y 3.0 mm de diámetro. La placa funciona como un fijador externo, aplicado internamente. Los orificios de este tipo de placas también permiten el uso de tornillos de cortical en angulaciones. Estas placas tienen tres diferentes presentaciones: rectas, en ángulo, con una cabeza condilar o con doble ángulo. El grosor de este tipo de placas es de 2.5 mm, ancho de la placa 8.0mm y espacio entre orificios 8.0 mm. ¹²



Ilustración 14 PLACA UniLOCK 2.4 EN RECONSTRUCCIÓN MANDIBULAR.



CAPÍTULO III. MATERIALES UTILIZADOS EN OSTEOSÍNTESIS.

El uso de materiales en osteosíntesis desempeña un papel crítico en la reconstrucción de la mayoría de las lesiones traumáticas faciales. Los avances significativos en la ciencia de los materiales han hecho que el uso de materiales aloplásticos se haya convertido en parte integral de muchas intervenciones faciales primarias y secundarias. ⁴

Los requisitos que debe cumplir un material de osteosíntesis son:

1. Ser biocompatible, es decir, debe ser aceptado por el organismo, no provocar que éste desarrolle sistemas de rechazo ante la presencia del biomaterial.
2. No ser tóxico, ni carcinógeno.
3. Ser químicamente estable (no presentar degradación con el tiempo) e inerte.
4. Tener una resistencia mecánica adecuada.
5. Tener un tiempo de fatiga adecuado.
6. Tener densidad y peso adecuados.
7. Ser relativamente barato, reproducible y fácil de fabricar.

Otras propiedades importantes son radiolucencia, facilidad de moldear y osteoactividad. ^{1, 4, 13}



El concepto de material aloplástico es sinónimo del término sintético, lo que significa que se fabrica a partir de materiales inorgánicos. Por consiguiente, no deben confundirse con los aloinjertos, heteroinjertos y los xenomateriales, que provienen de fuentes orgánicas y representan un tipo completamente diferente de material quirúrgico que conlleva riesgos diferentes a los de los materiales aloplásticos. La caracterización física de las propiedades requeridas de un material para aplicaciones médicas, varía de acuerdo con la aplicación particular. ¹³

La fabricación y el uso de los materiales depende de sus propiedades mecánicas, tales como resistencia, dureza, ductibilidad, etcétera. La naturaleza (iónico, covalente y metálico), y la fuerza de los enlaces atómicos determinan qué tan estable es el material cuando se le aplica una carga, es decir, cuando se le somete a un esfuerzo de tipo mecánico; este tipo de propiedades son conocidas como *mecánicas*. ¹³

Cuando un material es sometido a deformación por estiramiento, es posible determinar dos regiones bien marcadas en el comportamiento que presenta: la elástica, donde la deformación es proporcional al esfuerzo aplicado: el material regresa a su forma original cuando la fuerza que actúa sobre él se elimina; y la *plástica*, en la que no existe proporcionalidad entre la fuerza aplicada y el estiramiento, en este caso el material no regresa a su forma original al anularse la fuerza que actúa sobre él. Generalmente, los materiales sometidos a fuerzas pequeñas siguen un comportamiento de tipo elástico, pero a medida que la fuerza crece el comportamiento pasa a ser del tipo plástico, y si la fuerza sigue creciendo, puede ocurrir la *fractura* del material. ^{11,13}



La *resistencia al impacto* es la cantidad que puede absorber un material de energía debida a la fuerza ejercida sobre él por un golpe, es decir, por una fuerza grande en magnitud aplicada durante un tiempo muy corto. Ésta es otra de las pruebas que tiene que pasar un material que se requiere para su colocación, los requisitos sobre la medida dependerán del uso que se le dé. La *dureza* es una medida de la deformación plástica, y se define como la fuerza por unidad de área de penetración o indentación en el material.¹⁴

El *desgaste* de un material tiene importancia en especial si se trata de remplazar uniones. Hay diferentes tipos de desgaste: el *corrosivo*, debido a la actividad química de alguno de los materiales de la unión; el de *fatiga superficial*, debido a la formación de pequeñas fracturas que pueden dar lugar a un rompimiento del material, y el *abrasivo*, en el cual partículas de una superficie son empujadas hacia la otra en la que se adhieren, debido al movimiento que se tiene.¹⁴

El concepto de biocompatibilidad supone una interacción aceptable entre el huésped y el material utilizado. El grado de biocompatibilidad depende de distintos factores, como la reacción del huésped a las características físicas del material, el tejido en donde se implanta y la técnica quirúrgica de colocación.^{4,10}

La respuesta de cicatrización final frente a la mayoría de los biomateriales consiste en la formación de una envoltura de tejido fibroconjuntivo o encapsulación fibrosa. Esta reacción comienza con la implantación quirúrgica, lo que genera una respuesta inflamatoria aguda debido a la lesión tisular inducida, seguida por una cascada de acontecimientos tales como inflamación crónica, desarrollo de tejido de granulación, reacción de cuerpo extraño y, finalmente, encapsulación fibrosa. Esta capsula representa la respuesta reparadora del organismo que trata de



aislar el organismo del material extraño y, esencialmente, es una barrera biológica entre lo propio y lo ajeno.^{14,15} Si bien la composición de los materiales de osteosíntesis determina su biocompatibilidad, la localización anatómica y la técnica quirúrgica también influyen en el resultado clínico a largo plazo.⁴

Se debe valorar en primer lugar la calidad del tejido de la zona receptora, con especial atención a la vascularización y la cobertura de tejidos blandos. Una menor vascularización compromete el desarrollo de un tejido fibrovascular normal de encapsulación y limita significativamente la respuesta inflamatoria adecuada en caso de que se produzca una inoculación en la superficie del material o se infecte secundariamente. La cobertura de tejidos blandos sobre el material debe ser lo más gruesa posible. Como norma general, cuanto más fina es la cobertura de tejidos blandos, mayor es la probabilidad de que el material quede expuesto o se expulse a largo plazo.¹⁴

Una placa que somete a los tejidos circundantes a tensión es más probable que se expulse o quede expuesto. Por último, la movilidad de la placa se debe reducir al mínimo mediante su fijación a la estructura estable más cercana, o colocándolo en un receptáculo de tejido sano y bien contenido.^{14,15}

TIPOS DE MATERIALES PARA OSTEOSÍNTESIS

Si bien se han usado un gran número de materiales durante los últimos años, sólo algunos tipos cuentan con una experiencia clínica significativa satisfactoria para la reconstrucción o sustitución de tejidos blandos o hueso. En la actualidad, los materiales siguientes están comercializados para su implantación quirúrgica: los polímeros no reabsorbibles, polímeros absorbibles y los metales.¹³



POLIMEROS NO REABSORBIBLES

Son materiales plásticos sólidos y relativamente débiles que se caracterizan porque al aumentar la temperatura se hacen más blandos. Como biomateriales presentan las siguientes ventajas: bajo costo, disponibilidad, capacidad de modificar sus características estructurales y, por tanto, sus propiedades biomecánicas.¹³

DIMETILSILOXANO (SILICONA): Es un polímero creado mediante la unión de sílice y oxígeno con radicales metálicos laterales. Como resultado, el esqueleto de este polímero tiene monómeros alternantes de dimetilsiloxano, que es extremadamente resistente a la degradación en el organismo debido a la gran estabilidad y resistencia de los enlaces sílice-oxígeno. Su empleo en la cara es básicamente para la reconstrucción de los contornos cigomático, maxilar, nasal y mandibular.¹³

La silicona sólida ofrece las ventajas de una fácil esterilización sin degradación, ser fácilmente manipulable en el quirófano, es inerte químicamente, hidrófoba, resistente a la degradación y no parece existir una toxicidad clínica significativa y reacciones alérgicas.¹³



Ilustración 15 IMPLANTES DE SILICONA PARA MENTÓN.



POLIETILENO: Este biomaterial tiene una estructura simple de cadena de carbono. No es reabsorbible y es sumamente biocompatible sin tendencia a provocar reacciones inflamatorias crónicas. Recientemente el polietileno ha sido utilizado como buenos resultados como material de aumento facial; existe una gran variedad de implantes faciales, auriculares, orbitarios y craneales preformados. El crecimiento fibroso en su interior tiene varias consecuencias clínicas importantes: estabilización final en el lugar receptor, mayor dificultad para su extracción secundaria y movilización mínima del material en zonas de tensión de los tejidos blandos.¹³

POLIMEROS REABSORBIBLES

Están constituidos por moléculas que forman pequeñas unidades llamadas monómeros, la combinación de un mismo tipo de monómero dará lugar a homopolímeros y copolímeros cuando está formado por distintas unidades básicas.¹

Los materiales bioreabsorbibles más utilizados en cirugía craneomaxilofacial son el ácido poliláctico y ácido poliglicólico. Estos se encuentran en una proporción variable que condicionará resistencia frente a tiempo de reabsorción, según el que predomine. Introducidos en 1996, se dispone de placas y tornillos compuestos en un 82% de poliláctico y un 18% de poliglicólico para aplicaciones craneomaxilofaciales. Esta combinación de copolímeros envuelve el poliglicólico más hidrófilo y rápidamente reabsorbible con el poliláctico más hidrófobo y de reabsorción muy lenta para producir dispositivos de osteosíntesis. La degradación ocurre en dos fases, primero a través de hidrólisis y después mediante la fagocitosis de los fragmentos por los macrófagos que convierte los restos de polímeros en agua y dióxido de carbono.^{1, 14, 16}

Ventajas de los materiales reabsorbibles: no requieren una segunda intervención para retirarlos, paso gradual del stress que soporta el material al tejido óseo, efectos psicológicos de menor dolor para el paciente, menor potencial de rechazo. ^{16,17}

Desventajas de los materiales reabsorbibles: insuficiente capacidad de fijación rígida, pobre compresión entre fragmentos, limitada vida media, son radiotransparentes, se necesita una cobertura adecuada de partes blandas para que no haya exposición de las placas, actualmente el costo es de 2-3 veces superior a la osteosíntesis con titanio. ¹⁷



Ilustración 16 PLACAS REABSORBIBLES.

METALES

Los metales se han empleado en cirugía facial durante las últimas tres décadas para la reconstrucción del cráneo, la reparación y reconstrucción de lesiones óseas craneofaciales. La biocompatibilidad de los materiales metálicos está determinada principalmente por las propiedades de su superficie y su resistencia a la corrosión. No todos los materiales metálicos son aceptados biológicamente por parte de los tejidos que están en contacto con ellos, y los estudios de biocompatibilidad son fundamentales para la selección de los que se pueden utilizar como materiales para osteosíntesis. Por otra parte, los materiales metálicos, deben presentar una buena



resistencia a la corrosión, ya que si se produce la oxidación del metal por el ambiente hostil del cuerpo humano, además de que se debilita, se produce una liberación de productos de corrosión a los tejidos circundantes que producen efectos no deseables.^{13, 18}

Después de su colocación, se forma rápidamente una capa de óxido sobre la superficie del metal, lo que determina su resistencia a la corrosión y la cantidad que lixivia del metal o de sus óxidos a los tejidos adyacentes. La combinación de corrosión y liberación de iones puede provocar dolor y reacciones tisulares localizadas en torno al material de osteosíntesis, que hacen necesaria su retirada.¹⁸

Los materiales metálicos más utilizados están basados en aleaciones hierro, cobalto y titanio. Los elementos de aleación están disueltos como soluciones sólidas y les proporcionan mejoras ante la corrosión, el desgaste o bien las propiedades mecánicas. Algunos elementos en estado puro, como el cobalto, el níquel o el vanadio, son en general tóxicos y en muchas ocasiones producen reacciones alérgicas. Sin embargo, estando aleados como soluciones sólidas la cantidad de iones que se liberan en el medio fisiológico es insignificante y por tanto no suponen riesgo. Estas familias de metales utilizados en clínica se caracterizan por tener una excelente resistencia a la corrosión, debido a que en la superficie se forma una capa de óxido inerte que inhibe el ataque del medio fisiológico al metal y le confiere una extraordinaria protección. En ocasiones, se favorece mediante tratamientos químicos o electroquímicos el crecimiento de esta capa de óxido y de esta manera se garantiza el buen comportamiento de la misma. Las composiciones químicas, las microestructuras, y las propiedades mecánicas de estas aleaciones están descritas en las normas nacionales e internacionales para asegurar unas especificaciones mínimas y de esta manera garantizar un buen comportamiento a largo plazo. Estos tienen que



ser fuertes, pero flexibles para adaptarse a la superficie ósea. El metal de elección para ello fue el acero inoxidable hasta 1986. Desde entonces y actualmente, es el metal de elección es el titanio. ^{4,18, 19}

ACERO INOXIDABLE:

El acero inoxidable forjado es el más ampliamente utilizado (Níquel, y Molibdeno con una capa superficial de óxido de Cromo). Se pueden trabajar fácilmente en caliente o en frío y no endurecen por tratamiento térmico. Este metal tiene aceptación por que es relativamente barato y se puede moldear fácilmente con las técnicas existentes para moldear metales. Presentan un mayor potencial de corrosión, una mayor cantidad de liberación de iones metálicos y es más probable que haya que extraerlos secundariamente. ²⁰

El contenido en Níquel es el elemento que le da la tenacidad. Tras su colocación, pequeñas cantidades de Níquel van liberándose de manera paulatina, aunque no se acumulan en el organismo al ser rápidamente eliminadas por la orina. Es además el metal que con mayor frecuencia produce sensibilización de contacto. El Cromo forma el óxido que protege al resto del acero de la corrosión. A diferencia de otros metales, no se elimina con tanta facilidad del organismo. Se acumula intracelularmente en los tejidos y en los hematíes. Es causa frecuente de sensibilización/dermatitis de contacto. ^{20, 21}

ALEACIONES BASE COBALTO

El Cobalto, muy utilizado por su gran dureza y resistencia a la corrosión, también se libera y se excreta fácilmente por la orina. Sin embargo, podría acumularse en pacientes con insuficiencia renal crónica, por



lo que no es aconsejado por algunos autores. La sensibilización a este metal es frecuente y en muchos casos es coincidente con la sensibilización a níquel. Estas aleaciones se pueden dividir en dos tipos: la aleación moldeable Co-Cr-Mo y las aleaciones forjadas Co-Ni-Cr-Mo. Los dos elementos básicos son el cobalto (65 %) y cromo (35 % en peso) que forman una solución sólida. Se añade Mo para producir un grano más pequeño que produce una mayor resistencia.^{20, 21}

TITANIO

El titanio ha desempeñado un papel único debido a su asociación con el concepto de osteointegración. La osteointegración se define como un contacto directo entre el metal y el hueso, sin una interfase fibrosa, a nivel de microscopía óptica. A mediados de los años 50, los estudios relativos al titanio y sus aleaciones sufrieron un gran impulso, fundamentalmente en EE.UU., dada la gran importancia que sus propiedades físico-químicas le conferían: baja densidad, bajo módulo de elasticidad, excelente relación resistencia mecánica / densidad, buen comportamiento a altas temperaturas, gran resistencia a la corrosión y magnífica biocompatibilidad.^{21, 22}

Forma una capa superficial de óxido de titanio que es muy adherente y presenta una alta resistencia a la corrosión e, incluso si se daña la capa de óxido, se regenera en milisegundos. Estas propiedades, combinadas con su resistencia, hacen del titanio el mejor metal disponible en la actualidad. El titanio que se comercializa está formado por titanio y oxígeno. Dependiendo de la cantidad proporcional de oxígeno, se obtiene titanio con distintas características mecánicas. El titanio es extremadamente insoluble y resistente a la corrosión. Todo ello conlleva que sea infrecuente la necesidad de retirarlo.²¹



El titanio «comercialmente puro» (*Ti CP*) es simplemente titanio y oxígeno, junto a otras «impurezas». En efecto, el titanio metálico puro reacciona muy rápidamente con el oxígeno, nitrógeno, hidrógeno y carbono de la atmósfera, por lo que en su obtención para fines comerciales presenta estas impurezas en su composición en diferentes proporciones. Se presenta en 4 tipos o grados normalizados, dependiendo del contenido de elementos intersticiales. Dicho contenido de elementos intersticiales controla las propiedades mecánicas del material. A mayor cantidad de intersticiales el grado aumenta, es decir el grado 1 es el más puro y el grado 4 el que contiene mayor cantidad de impurezas y el que presenta valores más altos de resistencia mecánica.²³



CAPÍTULO IV. FRACASO DE OSTEOSÍNTESIS

INTRODUCCIÓN

La traumatología facial como cualquier especialidad médica requiere una relación estrecha entre el paciente y el médico. El estado general del paciente y todo su cuadro clínico le imprimen unas características propias a la lesión que son las encargadas de determinar el proceso patológico que ha modificado la biología, anatomía y fisiología del organismo. El médico de acuerdo al material de osteosíntesis que utiliza, modifica la biomecánica ósea tratando de conseguir la curación en menor tiempo posible, no obstante los adelantos tecnológicos, en nuestro medio se presentan complicaciones con diversas incidencias que en algunos casos representan errores o fracasos.²⁴

Para analizar cada uno de los fracasos que se pueden presentar en la osteosíntesis es importante discernir en qué situación nos encontramos. Complicación o fracaso; Efecto secundario o iatrogenia. Aunque el resultado final sea el mismo (secuela), manejar el concepto adecuado puede ser de suma importancia, ya que puede involucrar desde la aceptación o no del paciente hasta problemas médico-legales para el cirujano.²⁴

Podríamos decir que la **complicación** es directamente imputable al traumatismo y que en principio, la terapéutica aplicada no tiene relación directa con su aparición ni influye significativamente en su evolución y resolución. El **fracaso terapéutico**, puede ser secundario a una complicación o estar directamente causado por un error terapéutico.²⁵

El **efecto adverso o secundario** es aquel inherente a una terapéutica determinada, inevitable, y de mayor o menor dimensión cuantitativa o



cualitativa según el individuo. Finalmente, y simplificando, la **iatrogenia** podría considerarse como aquel efecto dañino sobre el individuo imputable directamente a la acción terapéutica. ²⁵

En cualquiera de los supuestos, el resultado final puede ser la aparición de una **secuela**, (anatómica o funcional) que el individuo no presentaba antes de su traumatismo. ²⁵

En el presente capítulo analizaremos los principales fracasos y complicaciones terapéuticas que se nos presentan en las osteosíntesis mandibulares, toda vez que la problemática en tercio medio y superior facial es menor.

REACCIONES ALÉRGICAS/INMUNOLÓGICAS

Cuando hay un cuerpo extraño presente en el organismo, tiene lugar una organización o una reacción antígeno-anticuerpo. La organización es el proceso mediante el cual el organismo trata de aislar el cuerpo extraño rodeándolo con tejido de granulación y después con tejido conectivo. La reacción antígeno-anticuerpo es una respuesta al cuerpo extraño; un antígeno se forma después de un período latente como mecanismo de protección. Esta reacción tiene lugar ante la presencia de proteína, pero con materiales carentes de ella no se produce ninguna reacción. ⁶

El grado de organización depende del material utilizado. Por ejemplo, si utilizamos cobre, se forma una capa gruesa de tejido conectivo y el material se pierde rápidamente. Esta reacción es una respuesta a los subproductos corrosivos presentes en la base de tejido circundante. Los subproductos causan una reacción inflamatoria y fagocitosis; los fagocitos están presentes en el tejido de granulación. Si utilizamos acero inoxidable, un



tejido conectivo delgado encapsula el material. Esta encapsulación se vuelve gradualmente más gruesa y perjudica su función. El níquel, parte de la aleación del acero inoxidable es uno de los metales más utilizados, y probablemente la causa más frecuente de hipersensibilidad a metales^{6, 26}

De estos metales, se ha visto en casi todos los estudios al respecto, que el níquel es el principal alérgeno, encontrado aproximadamente en un 66% de los casos; siguiéndole en frecuencia el cromo y el cobalto, y aleaciones de estos tres metales. El titanio se ha convertido en el material de mayor uso en osteosíntesis, debido a que es biológicamente inerte.²⁶

PATOGENIA

El interés sobre los efectos que los materiales producen al ser introducidos en el organismo es paralelo al uso de los mismos. Un efecto bien conocido es la liberación de partículas de los materiales de osteosíntesis, especialmente metales por efecto de la corrosión. Al ser los fluidos corporales de carácter salino, atacan la superficie de los metales con los que contactan, produciendo una disolución paulatina y uniforme del metal. En el caso de los metales también es posible la corrosión por efecto de las corrientes electrogalvánicas generadas por la coexistencia, en un mismo sujeto y en proximidad, de materiales con distintas clases de metales.²⁶

Las partículas metálicas liberadas por el desgaste y la corrosión no pasan al organismo tal cual, sino son fagocitadas por las células. Su digestión intracelular origina la disolución de las partículas metálicas y su distribución posterior por los fluidos corporales. Los iones de metales, como níquel (Ni^{2+}), cobalto (Co^{2+}), cobre (Cu^{2+}) o cromo (Cr^{3+}) adquieren capacidad inmunogénica al combinarse con proteínas.²⁷



La presencia de iones metálicos en el organismo, no inertes, produce una serie de efectos; desde respuestas fisiológicas a respuestas patológicas:

- Unión a proteínas, especialmente albúmina. Habitualmente de forma reversible.
- Quimiotaxis: se ha demostrado que el níquel puede ser quimioatrayente, aumentando la respuesta inflamatoria aguda.
- Efectos enzimáticos: posibles interacciones con procesos enzimáticos por exceso de iones.
- Toxicidad: por el efecto acumulativo de los metales.
- Carcinogénesis: especialmente neoplasias del sistema linforreticular.
- Respuesta inmune.²⁸

Respuesta inmune

Gell y Coombs establecieron una clasificación de la respuesta inmune (Tabla I). Aunque se ha pensado en una reacción de hipersensibilidad retardada como causante de este tipo de patología, también se ha podido demostrar en algunos casos la existencia de sensibilización inmediata encontrándose la existencia de anticuerpos IgE específicos frente a metales.

Toda reacción inmune requiere una fase de sensibilización, en la que se produce una respuesta inmunológica sin traducción clínica y una fase de respuesta en la que un contacto posterior desencadena una respuesta clínica, al existir ya una respuesta inmune. Es, por tanto, interesante saber si la existencia de sensibilización es previa a la colocación de los materiales o ha sucedido posteriormente por el contacto y depósito en el medio interno.²⁸



TABLA I. Clasificación de Gell y Coombs

1. Tipo I o hipersensibilidad inmediata (anafilaxia y atopia).
2. Tipo II o mediada por anticuerpos (citotoxicidad).
3. Tipo III o mediada por inmunocomplejos.
4. Tipo IV o inmunidad mediada por células (retardada).

Se ha observado que los iones metálicos desprendidos de las placas metálicas inducen una fuerte respuesta proliferativa en las células mononucleares periféricas y activan la respuesta de hipersensibilidad tardía por linfocitos T. Los iones metálicos actúan como haptenos y se unen a residuos de histidina o cisteína de diferentes péptidos y proteínas, incluido el complejo mayor de histocompatibilidad (MHC). El acoplamiento de un ion metálico central y varios de sus ligandos, dispuestos en formas geométricas, le confiere capacidad inmunogénica.²⁷

La duda que se plantea es si la sensibilización a los materiales empleados, preexistente o sobrevenida, es la causa del rechazo. Se han utilizado varios enfoques para resolver esta cuestión:

- Enfoque teórico: Merritt propuso unos criterios diagnósticos para demostrar la relación entre la sensibilización a metales y el rechazo a los materiales implantados (Tabla II).
- Enfoque práctico: Utilizar un material diferente. Su justificación no está del todo clara por que el uso de los mismos materiales no implica la reproducción del cuadro, pues no siempre se dan las mismas condiciones de corrosión y desgaste, e incluso la sensibilización a metales puede perderse con el tiempo.²⁸



TABLA II. CRITERIOS DIAGNÓSTICOS	
DERMATITIS	AFLOJAMIENTO DEL MATERIAL
<p>Criterios mayores</p> <ul style="list-style-type: none">• Dermatitis aparecida después de un periodo variable tras la colocación del material de osteosíntesis.• Ausencia de otra etiología.• Cronicidad de la dermatitis.• Desaparición de la dermatitis en menos de dos meses tras la retirada del material.• Corrosión del material retirado y/o test de dimetilgloxima positivo en el material retirado.	<ul style="list-style-type: none">• Probar la presencia de una respuesta inmune.• Retirar el material y observar la desaparición de los materiales.• Reinsertar el material y observar la reaparición de los síntomas.• Demostrar la naturaleza inmunológica de la nueva reacción.
<p>Criterios menores</p> <ul style="list-style-type: none">• Modificaciones óseas en contacto con el material de osteosíntesis.• Síntomas clínicos tales como prurito al inicio de la dermatosis.• Terapia inefectiva con corticosteroides o antihistamínicos.	

CLÍNICA

Existen dos grandes grupos de patología relacionados con sensibilización a materiales osteosíntesis:

Patología cutánea

Las más frecuentemente encontradas en estos pacientes son:



- Eczemas (40-47%). Con frecuencia se inician en la zona adyacente al material implantado, con posterior generalización. Es menos frecuente encontrar únicamente un eczema localizado.
- Dermatitis ampollosas (11%): habitualmente localizada, aunque se ha descrito algún caso de eritema multiforme severo y de dermatitis herpetiforme. La implicación de los materiales de osteosíntesis en estas reacciones no queda clara, ya que no siempre existe una afectación localizada próxima a estos.
- Reacciones inflamatorias (13%): pueden ser muy variadas. Merece la pena destacar un caso de miositis simulando un sarcoma, un caso de pseudotumor inflamatorio y varios casos de hipodermatitis consistentes en una placa eritematosa dolorosa en hipodermis cerca del material utilizado, acompañados de fiebre elevada y afectación del estado general. En estos casos, afortunadamente infrecuentes, es importante realizar un diagnóstico diferencial con un proceso séptico.
- También se han descrito otras formas clínicas: urticarias (generalizadas o localizadas y secundariamente generalizadas), eritrodemias, vasculitis, dermatitis eczematiformes con elementos de vasculitis y exantemas fijos pigmentados.

El período de aparición de las lesiones es variable, oscilando entre el primer día y los 15 años, estando la media entre el segundo y el tercer año.²⁸



Aflojamiento del material.

Desde el artículo de Evans de 1974 se ha indagado en la posibilidad de que una reacción del organismo, de tipo alérgico o no, frente a los componentes de los materiales de osteosíntesis pueda ser una causa de fracaso.²⁹

En la mayor parte de los casos, las causas pueden explicarse por factores mecánicos y/o estructurales, relacionados con el diseño y materiales de osteosíntesis, explicando el progresivo aumento de revisiones con el paso de los años. Se ha investigado la posibilidad de que los aflojamientos precoces de las placas puedan ser debidos a una reacción de hipersensibilidad a alguno de los materiales. Además, las reacciones cutáneas con sospecha de causa alérgica pueden producirse hasta quince años después de la colocación. No se debe descartar la posibilidad de que una reacción inmunológica sea responsable o favorezca el aflojamiento del material, incluso años después de su colocación.^{28,29}

La mayor parte de la información disponible se ha obtenido de estudios retrospectivos, en los que se han estudiado sujetos a los que se han retirado placa por dolor o aflojamiento. Esta información es contradictoria, como también lo es la obtenida de estudios prospectivos, en los que se valora la sensibilización previa a los materiales utilizados.²⁹

En general, las diferencias de diseño y de metodología empleada y el número limitado de pacientes hacen que sea difícil extraer conclusiones. Aunque tienen importantes limitaciones en la práctica, los criterios propuestos por Merritt para demostrar la relación entre la sensibilización a metales y el rechazo a los materiales implantados pueden ser de gran utilidad (Tabla II).²⁹



Diagnóstico

Estudios microbiológicos: Su importancia radica únicamente en el diagnóstico diferencial con problemas infecciosos.

Estudios de inmunidad: La prueba epicutánea es la más utilizada en el diagnóstico de las reacciones alérgicas retardadas, también conocida como prueba de «parche». Es una técnica de larga tradición, que realizada por personal especializado (alergólogos/dermatólogos) detecta si existen sensibilizaciones a los materiales probados.^{28, 29}

La prueba consiste en la colocación, normalmente en la espalda, de concentraciones bajas de las sustancias a estudiar, diluidas habitualmente en vaselina. Se colocan mediante un apósito, que se mantiene durante 48 horas. Después se procede a su levantamiento y lectura inicial, debiendo realizarse una segunda lectura a las 96 horas. El tipo de reacciones que se observa es variable, oscilando desde un eritema leve hasta una lesión ampollosa. Para su interpretación se utilizan los criterios del grupo Internacional de Investigación en Dermatitis de Contacto (ICDRG) (Tabla III).²⁹

TABLA III. LECTURA DE PRUEBAS EPICUTÁNEAS (ICDRG)	
+ ?	Reacción dudosa, ligero eritema.
+	Reacción positiva débil (no vesicular): eritema, infiltración, posibles pápulas.
++	Reacción positiva fuerte (vesicular): eritema, infiltración, pápulas, vesículas.
+++	Reacción positiva intensa: reacción ampollar.
-	No reacción.
IR	Reacción irritativa de cualquier tipo.



Existe una batería estándar con las sustancias responsables de la mayoría de las dermatitis de contacto, entre las que se encuentran níquel, cobalto y cromo. Existen otras baterías más específicas, que amplían el número de sustancias a probar. No es aconsejable la utilización de materiales no estandarizados, como podría ser el uso directo de placas metálicas sobre la piel, pues pueden originar irritación y no se produciría una liberación de iones en tan corto tiempo de exposición (48 horas). Algunos autores postulan, sin embargo, la utilización del propio material retirado sobre la piel, para valorar su posible implicación en el rechazo. Las pruebas epicutáneas no son completamente inocuas. Existe una pequeña posibilidad de sensibilizar a los pacientes con la misma prueba. Esta posibilidad depende del poder sensibilizante de los materiales.²⁶

Técnicas de cuantificación de materiales.

Permiten valorar los materiales liberados en fluidos orgánicos (líquido sinovial, sangre total, plasma, orina...). Pueden ser útiles para monitorizar el desgaste de las placas y prever complicaciones. Son métodos normalmente de alto costo y también de uso experimental y que no se han desarrollado con carácter comercial.²⁸

Tratamiento

En las lesiones cutáneas relacionadas con materiales implantados la actitud debe ser conservadora, tratando las lesiones de la forma habitual (Corticoides tópicos o sistémicos según intensidad del cuadro, antihistamínicos sistémicos si presentan prurito). La conveniencia de la retirada de los materiales si persisten las lesiones debe ser estudiada en cada caso.²⁸



Cuando se produce un aflojamiento de la placa con sospecha de sensibilización a metales y se necesita un recambio del material de osteosíntesis se recomienda el uso (tras la realización de pruebas epicutáneas) de materiales alternativos.²⁸

Complicaciones

Se han publicado casos esporádicos de necrosis óseas por reacción de rechazo y, puede haber modificaciones estructurales óseas inducidas por la presencia del material de osteosíntesis, consistiendo en alteraciones de la estructura ósea, que disminuyen su resistencia y la redistribución de las tensiones, los mecanismos de intolerancia pueden originar resorción ósea.²⁸

INFECCIÓN.

La infección es una de las complicaciones más frecuentes asociada a los materiales de osteosíntesis así como una de las más alarmantes para el cirujano, pues suele constituir el punto de partida de otras complicaciones. Las infecciones asociadas a material de osteosíntesis constituyen un importante problema médico, social y económico. Son generalmente más difíciles de manejar porque requieren largos períodos de antimicrobianos y varios procedimientos quirúrgicos. Estas provocan un aumento en la estancia, un incremento de los costos de hospitalización, en los exámenes de diagnóstico, en los controles, en materiales necesarios en el domicilio para la recuperación y costos indirectos por la incapacidad o trastorno en la vida cotidiana y laboral de los afectados.²⁵



FACTORES DE RIESGO.

Está bien asentado que determinados factores hacen que el paciente se encuentre predispuesto a presentar una infección:

- Diabetes mellitus.
- Obesidad.
- Osteoporosis.
- Uso de anticoagulantes.
- Toxicomanías.
- Sociopatías.
-
- Abuso de alcohol.
- Enfermedad vascular periférica.
- Edad: >75 años
- Pacientes inmunodeprimidos.
- Radioterapia.
- Malos hábitos higiénico-dietéticos.

Como factores locales predisponentes cabe destacar:

- Fracturas complejas. Posibles secuestros óseos, incremento del tiempo quirúrgico.
- Comunicación intra-extraoral: fracturas abiertas-contaminadas.
- Focos sépticos dentarios en el foco de fractura.
- Inestabilidad. Movilidad de la placa y/o tornillos.

Finalmente, como factores desencadenantes pueden actuar:

- Retrasos terapéuticos.
- Complejidad de la técnica quirúrgica
- Duración de la cirugía.
- Contaminación en el ámbito quirúrgico.
- Operación de urgencia.
- Incorrecta política antibiótica.

CLASIFICACIÓN

Las infecciones de material de osteosíntesis se pueden clasificar según el tiempo transcurrido tras la intervención quirúrgica:

1. Infección postoperatoria precoz (primer mes tras la intervención). Se debe a la contaminación de la herida y está causada por microorganismos virulentos, generalmente *Staphylococcus aureus*.³⁰



2. Infección tardía o crónica. Se produce a partir del primer mes de la cirugía. Se atribuye a la contaminación de la placa con microorganismos menos virulentos o virulentos con bajo inóculo. Está causada generalmente por *Staphylococcus* coagulasa negativa, aunque también puede deberse a
3. *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus* y bacilos gramnegativos.³⁰



Ilustración 17 FISTULA CRÓNICA ACTIVA.

DIAGNÓSTICO

El diagnóstico de la infección de material de osteosíntesis se basa en la sospecha clínica (dolor constante, temperatura, aparición de una fístula con supuración crónica, entre otros) junto a una serie de datos analíticos (leucocitosis, VSG, PCR). En infecciones establecidas, se presenta reabsorción de los extremos óseos a ambos lados de la fractura. La osteólisis en la zona de la placa, la reacción periostal o las modificaciones en la posición de los elementos del material suelen tardar hasta 6 meses en aparecer.³¹



El diagnóstico etiológico se basa en la obtención de muestras y el cultivo de éstas. La positividad del cultivo confirma el diagnóstico de infección del material de osteosíntesis, pero su negatividad no descarta la infección. El cultivo del exudado de la fístula adolece de escasa correlación con los microorganismos que causan la infección profunda, ya que puede corresponder a una infección superficial o a una contaminación.³¹

TRATAMIENTO

El diagnóstico de una infección sobre el foco de fractura precisa de un tratamiento intensivo y precoz con antibioterapia endovenosa de amplio espectro y tratamiento quirúrgico sin demora cuando sea preciso: retirada de material de osteosíntesis, secuestrectomía, extracción de focos sépticos dentarios, desbridamiento de tejidos blandos avasculares. Será precisa en esta situación una nueva osteosíntesis, suficientemente estable.^{24,25}

Resulta imperativo el situar los tornillos alejados suficientemente del foco infeccioso; estos deben estar sobre hueso sano para evitar un nuevo fracaso. Hay que proporcionar una adecuada cobertura de partes blandas, vasculares y sin tensión.²⁴

En algunos casos, afortunadamente no demasiado frecuentes, la infección focal no resuelta puede derivar en una franca osteomielitis. A continuación se menciona el protocolo de tratamiento según su evolución:

1. Infecciones aguda postoperatoria (menor a 2 semanas): desbridamiento quirúrgico precoz con retención del material si permanece estable, tratamiento antibiótico parenteral 2-6 semanas, seguido por tratamiento secuencial oral 3-6 meses.³²



2. Infecciones tardías con aflojamiento del material. Se contemplan las siguientes secuencias terapéuticas:

- Recambio en un tiempo: Retiro del material de osteosíntesis y colocación del nuevo material en un solo tiempo con adición de antibiótico al cemento y antibioticoterapia sistémica.³²

- Recambio en dos tiempos: retirar el material de osteosíntesis, colocar espaciador con antibióticos y administrar antibiótico 4-8 semanas (por vía parenteral durante las primeras 2-6 semanas). Colocación del nuevo material de osteosíntesis a las 12 semanas aproximadamente. (Según evolución del paciente).³²

3. Infecciones tardías con material de osteosíntesis estable y/o imposibilidad para recolocación: Se iniciará el tratamiento antibiótico por vía parenteral dirigida y después se continuará con un tratamiento antibiótico supresor crónico por vía oral. Está indicado en infecciones causadas por microorganismos poco virulentos y en ausencia de signos de infección sistémica y de factores locales de mal pronóstico, como fístulas o fibrosis.³²

CONTROLES

Durante el transcurso del tratamiento es importante realizar una serie de controles al enfermo que se relacionan a continuación:

1. Clínicos 2 veces por semana.
2. Analíticos cada semana, incluidos VSG, PCR, hemograma, bioquímica con función hepática y renal.
3. Microbiológicos según evolución.
4. Radiológicos según evolución.^{31,32}



FRACTURA DE LA PLACA

Las placas, así como otros dispositivos metálicos, independientemente de su rigidez, grosor o resistencia, sufren falla por fatiga y se fracturan cuando son sometidos a cargas cíclicas.³³

A toda placa de osteosíntesis se le exigen unas propiedades mínimas, fundamentalmente resistencia adecuada (para proporcionar estabilidad), ductilidad suficiente (para permitir un moldeado anatómico) y biocompatibilidad. Los materiales para osteosíntesis son variados, los cuales deben presentar resistencia, compatibilidad y propiedades anticorrosivas adecuadas como ya se mencionó anteriormente.²⁵

Las placas pueden “fracturarse”. La causa es la denominada **fatiga metálica**, situación que acontece cuando la placa soporta una carga mecánica excesiva y prolongada, casi siempre por ausencia de reconstrucción ósea subyacente (placas de reconstrucción con puenteo de defecto óseo). Si la placa además ha sido excesivamente manipulada durante el proceso de moldeado, este fenómeno puede verse favorecido.²⁵

Pero la causa más frecuente de esta rotura metálica es el error en su elección, es decir, cuando le exigimos a una placa unas prestaciones para las que no está diseñada. En la actualidad, esta situación se presenta frecuentemente en el tratamiento de fracturas en mandíbulas edéntulas con miniplacas, en las que subestimamos las fuerzas funcionales que han de contrarrestar.³³

De otra parte, cuando los defectos en la continuidad ósea no son restaurados, los extremos óseos remanentes tienden a reabsorberse, por lo



que a largo plazo pueden producirse aflojamientos y suelta de tornillos, inicialmente estables y osteointegrados, que deberán ser retirados.³³

Es importante mencionar que la función muscular juega un papel determinante para poder obtener resultados favorables en el tratamiento de cualquier fractura mandibular, ya que al perderse la continuidad ósea los músculos ejercen fuerzas que resultan en muchas ocasiones desfavorables para el alineamiento de los fragmentos óseos, tal es el caso de la acción de los músculos masetero, pterigoideo interno y temporal que ejecutan una fuerza de tracción contraria a los músculos suprahioides teniendo como consecuencia un desplazamiento de los fragmentos.²⁵

A estas fuerzas también se enfrenta la placa de reconstrucción mandibular que tiene que soportar esa tracción que se hace mayor en el presente caso por la pérdida de sustancia ósea, puesto que al quedar un espacio entre los fragmentos óseos todo el soporte y estabilidad tanto ósea como dental depende de dicha placa. La acción muscular en la mandíbula es muy fuerte y con múltiples inserciones tanto en el cuerpo como en sus ramas. Los músculos que se encuentran adheridos a ésta tienen una gran fuerza de tracción que repercute directamente en la zona del trazo de fractura y en el material de fijación rígida que se coloque para devolver estabilidad, función y estética.³³

Una cuestión que suele plantearse, de transcendencia clínica y judicial, menos divulgada en la literatura, es porqué se aflojan o rompen las placas y tornillos. El concepto esencial que enmarca el problema es que, cuando los fragmentos óseos no participan en su propia estabilidad porque no existe contacto entre ellos, la placa y sus tornillos absorben todas las cargas. Si los tornillos anclan sólidamente en las corticales, la sollicitación se concentra en un punto de la placa coincidente con la pérdida de sustancia ósea. En este punto y en cada ciclo de carga, se produce una sollicitación en



flexión que produce el fracaso por fatiga. La ruptura suele producirse entre el tercer y cuarto mes de la intervención. Hay que recordar que sirve de poco aumentar el grosor de la placa que generalmente acaba rompiendo igual y si no lo hace, transmite las solicitaciones a sus tornillos que acabarán rompiendo o desanclando.³³

Si la calidad del hueso no ofrece un anclaje sólido a las espiras del tornillo o el número de espiras y su reparto en longitud no es el adecuado, al solicitarse el hueso en flexión los tornillos son solicitados en tracción de forma repetida. El tejido óseo receptor de la espira se transforma en tejido fibroso, perdiendo eficacia el anclaje y aflojándose el tornillo.²⁵

Siempre se combinan diferentes tipos de fuerzas solicitantes sobre el foco, razón por la que en una osteosíntesis con placa pueden aparecer unos tornillos rotos y otros desanclados. El predominio y concentración de una determinada fuerza solicitante es la que marcará el tipo de fallo mecánico inicial, al que siguen los otros en secuencia inevitable. Por esta razón es tan importante detectar de forma precoz la posible inestabilidad, porque siempre es progresiva si la velocidad de formación del callo no contribuye a estabilizar la fractura y la placa sigue soportando toda la carga. Diagnosticada precozmente, puede evitarse el gran fracaso aportando un medio de fijación complementario.²⁵



Ilustración 18 FRACTURA DE LA PLACA DE OSTEOSÍNTESIS.

AUSENCIA O RETARDO EN LA CONSOLIDACIÓN

Terminológicamente son utilizadas en la literatura diferentes aceptaciones para describir el mismo proceso: pseudoartrosis, retraso en la consolidación y no-uni6n. Se define como aquellos disturbios de la cicatrizaci6n 6sea en los que los extremos 6seos aparecen escler6ticos y recubiertos por una sustancia fibro-cartilaginosa encapsulada, distinguiendo dos situaciones:

- Pseudoartrosis vascular o viable.
- Pseudoartrosis avascular, no viable.²⁵

La diferencia entre ambas situaciones radica en su capacidad osteog6nica, íntimamente ligada a la vascularizaci6n del callo de fractura. Un callo avascular pierde su capacidad osteog6nica de forma que el fracaso es irreversible. En la pseudoartrosis vascular la consolidaci6n, aunque retardada, se producirá si se dan finalmente condiciones de estabilidad suficiente.²⁵



Ilustraci6n 19 PSEUDOARTROSIS AVASCULAR, NO REACTIVA.



En otras definiciones se incluye el factor tiempo, para poder determinar la presencia de pseudoartrosis. Así, para Spiessl el plazo es de 6 a 12 semanas para establecer un retraso en la consolidación y de 6 meses para hablar de pseudoartrosis verdadera; sin embargo, podríamos decir que este intervalo no es muy estricto pues dependerá de las características de la fractura, de sus características intrínsecas, de la terapéutica aplicada y, sobre todo, de su trascendencia clínica. Un fracaso evidente de osteosíntesis, con movilidad de fragmentos, inestabilidad del material o sus tornillos o con infección activa, lo es con independencia del tiempo transcurrido desde su ejecución.²⁵

ETIOLOGÍA

Desde el punto de vista etiológico, varios son los factores que pueden desencadenar un retraso de la consolidación y pseudoartrosis:

- Inmovilización inadecuada.
- Incorrecto afrontamiento de los fragmentos del foco de fractura.
- Pérdida de aporte vascular. Excesiva desperiostización, fragmentos óseos libres en el foco.
- Infección.
- Factores sistémicos del paciente.³⁴

De todos ellos el más importante es la inestabilidad. En efecto, los micromovimientos que se producen en el foco de fractura, dificultan la cicatrización primaria angiogénica, con pérdida por tanto de su capacidad osteogénica y desarrollo de una cicatrización. La infección es otro importante factor desencadenante en el fracaso de la consolidación, por efecto directo sobre los procesos de revascularización y neoformación ósea.²⁵



MANIFESTACIONES CLÍNICAS

La pseudoartrosis establecida puede cursar sin semiología clínica o por el contrario manifestarse con una clínica florida en caso de sobreinfección. En la mayoría de las ocasiones, suele cursar como alteración anatómica focal (malunión), con o sin repercusión estética, dolor funcional y/o maloclusión.²⁵

TRATAMIENTO

El enfoque terapéutico parte de la identificación de los factores etiológicos que le han desencadenado, factores que deberán ser corregidos o neutralizados. Identificaremos la situación clínico-patológica ante la que nos encontramos y las repercusiones anatómicas y sobre todo funcionales que condiciona. Con todos estos parámetros elaboraremos el plan terapéutico. Los objetivos del tratamiento son, fundamentalmente:

- Afrontar adecuadamente los fragmentos.
- Procurar revascularización, mediante desbridamiento y decorticación.
- Proporcionar máxima estabilidad al foco.
- Favorecer la osteogénesis.
- Tratamiento de la infección.²⁴

El tratamiento de las pseudoartrosis, en ausencia de sobreinfección, dependerá de si son reactivas (vasculares) o avasculares. Casi el 90% de las situaciones de no-uniión aséptica que aparecen tras tratamientos de fracturas mandibulares son de vascular, por lo que solamente será necesario incrementar la estabilidad de los segmentos afectados, efectuando una osteosíntesis más estable.²⁵



En el caso de la no-unión aséptica pero avascular, la estabilización no es suficiente, pues como ya se ha dicho, la capacidad osteogénica del foco está muy comprometida o anulada. Será preciso por tanto el procurarla, mediante decorticación e injerto óseo adecuadamente estabilizado. Los objetivos del tratamiento deben contemplar desde la secuestrectomía y desbridamiento quirúrgico a la restauración de la continuidad ósea (con injerto de ser necesario) con estabilización adecuada del sistema mediante fijación rígida. Por supuesto, asociaremos antibioterapia de amplio espectro y procuraremos la adecuada cobertura de partes blandas.²⁵

Spissel distingue dos tipos de no-uniones infectadas: aquellas “previamente infectadas”, sin supuración activa, en las que el tratamiento sería el descrito anteriormente, y aquellas con supuración activa en las que propone, igualmente, reparación en un solo tiempo, con fijación rígida interna e injerto óseo. Otros autores sin embargo, prefieren diferir la restauración de la continuidad ósea hasta la total resolución del proceso supurativo. En una primera fase, se practicaría secuestrectomía y desbridamiento, retirada de material de osteosíntesis ineficaz, antibioterapia e inmovilización mediante fijadores externos o fijación intermaxilar prolongada. En una segunda fase, con el proceso infeccioso-supurativo resuelto, injerto óseo autólogo y fijación rígida interna con placa de reconstrucción mandibular.²⁵

MALOCCLUSIÓN

Las causas de maloclusión son fundamentalmente dos:

1. Maloclusión intraoperatoria:

Como ya hemos dicho durante los procedimientos de osteosíntesis es



de capital importancia procurar el sistema más adecuado para ello, en función de las características intrínsecas de la fractura, realizándose continuos chequeos oclusales durante el procedimiento: tras la reducción de fragmentos y durante la osteosíntesis.²⁵

2. Maloclusión postoperatoria:

La maloclusión postoperatoria temprana puede obedecer a mecanismos musculares, siendo fácilmente compensada mediante bloqueo elástico intermaxilar dirigido. La maloclusión postoperatoria establecida puede ser sutil; en estos casos, se puede optar por tallados selectivos, en caso de fijación rígida, o por bloqueo elástico intermaxilar dirigido y prolongado en caso de fijación semirrígida. Si la maloclusión es franca, se impone reintervención y nueva osteosíntesis.²⁵

EXTRACCIÓN DEL MATERIAL DE OSTEOSÍNTESIS.

En el periodo inmediato posterior a la fractura, el hueso que se ha consolidado en forma primaria es más débil que el hueso normal debido a la remodelación, esto continua hasta que cesa el proceso de remodelación acelerada y la arquitectura vuelve gradualmente al estado normal. Los factores que influyen en la fase de remodelación son la edad del paciente, el grado de fragmentación, el grado de desvitalización, la precisión de la reducción y la estabilidad de la fijación. Por otra parte, es importante observar si durante el proceso de consolidación aparece algún signo de inestabilidad, o si la fractura cursa sin novedades hasta la consolidación.³⁵

Todos estos factores deben ser tenidos en cuenta cuando se contempla la extracción de la placa. Sí se extrae demasiado pronto, el hueso



puede volver a fracturarse. Este tiempo puede modificarse de acuerdo con los factores antes mencionados. Tras la extracción de un implante, el hueso debe ser protegido de sobrecargas. Los agujeros de los tornillos actúan como sitios productores de fuerzas, y si el hueso recibe una carga súbita antes de que esos agujeros se rellenen el hueso puede fallar. De modo similar, no deben osteotomizarse los bordes que frecuentemente se forman a ambos lados de la placa, ya que eso debilita aun más el hueso y puede contribuir a su fractura.^{25, 35}

Una vez consolidada la fractura, los materiales de osteosíntesis pierden su efecto biomecánico de fijación interfragmentaria y se convierten en cuerpos inertes. El hueso subyacente se remodela de forma reactiva al stress vascular que le supone el tener adosada la placa. En muchas ocasiones la osteointegración es tal que hay que realizar osteotomías para poder retirar el material, los tornillos pueden descabezarse permaneciendo el vástago en el espesor del hueso.^{25,35}

En definitiva, puede darse una situación de agresión local desmesurada, con riesgo de complicaciones, que debe estar justificada. Las principales indicaciones para proceder a retirar los materiales de fijación serían:

- Intolerancia al frío.
- Palpación subcutánea y sensibilidad.
- Exposición intra-extraoral.
- Interferencia con prótesis.
- Inestabilidad: movilidad de la placa, aflojamiento de los tornillos, por infección o por error técnico.
- Reacciones adversas (tóxicas) locales o generales.



Ilustración 20 Rechazo al material de osteosíntesis.
Fuente: Esp. Arellano Flores Agueda Marisol.

Persiste la controversia en el caso de pacientes en crecimiento, aunque en general se tiende a retirarlas aunque no estén dando problemas, dada la incertidumbre sobre posibles efectos adversos a muy largo plazo. Es bien conocido el fenómeno migratorio que acontece durante el crecimiento.^{25,35}

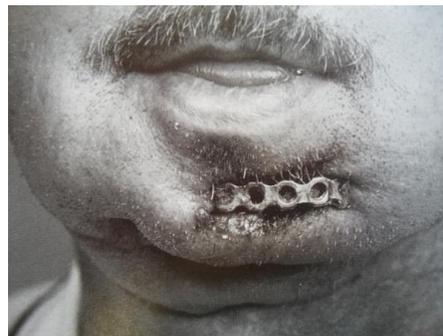


Ilustración 21 EXPOSICION DE LA PLACA DE RECONSTRUCCIÓN.



CONCLUSIONES

La biología del hueso, los conceptos de biomecánica, las características del traumatismo, el estado general del paciente y otras consideraciones han asumido mayor importancia en los tratamientos de osteosíntesis con el paso del tiempo.

Con el surgimiento de nuevos materiales, principios básicos como biocompatibilidad y resistencia mecánica han sido cubiertos en gran medida, con lo cual se ha logrado una tasa de éxito favorable en los tratamientos de osteosíntesis, aunque esto no ha sido suficiente para dejarnos exentos de posibles fracasos y complicaciones.

Las reacciones de hipersensibilidad a los materiales de osteosíntesis son poco frecuentes, y aunque está comprobado que pueden ser causa de aflojamiento del material y otras patologías cutáneas, antes de realizar alguna prueba de sensibilización, debemos pensar en otro tipo de complicaciones. Una vez descartado un proceso infeccioso, la aparición de urticaria o de eccema sugiere que debe estudiarse una probable reacción de hipersensibilidad y aunque los métodos de diagnóstico actuales no son cien por ciento confiables, pueden ser de gran apoyo para el diagnóstico de hipersensibilidad.

Consolidación retardada, fractura de la placa y los procesos infecciosos son complicaciones de mayor prevalencia que las reacciones inmunes, por lo que es importante conocer el diagnóstico diferencial entre ellas y así poder elegir el tratamiento correcto en cada caso.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Garnica J, García D, Miranda J, Rivera R. Rechazo de miniplacas reabsorbibles. Reporte de un caso. *Rev.Mex. De cirugía bucal y maxilofacial*. 2009; 5: 5-12.
2. García F. La Osteosíntesis, un sistema innovador en la ortopedia. *Ortho-tips*.2006; 2: 2-12.
3. Martínez-Villalobos S. Osteosíntesis maxilofacial con Titanio. *Rev. Esp. Cirugía oral y maxilofacial*. 2004; 26. #6: 351-368.
4. Del Castillo Pardo de Vera. J.L. Manual de Traumatología Facial. 1ra.Ed. España: editorial médica Ripano, 2007. Pp. 17-22, 33-40, 41-46.
5. Sauerbier S. The development of plate osteosynthesis for the treatment of the mandibular body. A literature review. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2008; 36. Issue 5. 251-259.
6. Schatzker J, Tile M. Tratamiento quirúrgico de las Fracturas. 2ª. Ed. España. Editorial médica panamericana, 1998. Pp. 33-36.
7. Hobo S, Ichida E, García L. Osteointegración y Rehabilitación Oclusal. 2ª. Ed. Madrid, España. Editorial Marban, 1996. Pp. 19-30.
8. Müller M.E, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H, Allgöwer M. Manual of Internal Fixation. 3ra. Ed. Germany, Editorial Springer, 1991. Pp. 34-46.
9. Reyes-Velazquez J. y cols. Fractura de placa de reconstrucción mandibular. *Rev. Sanid Milit*. 2008; 62 #3: 149-153.
10. Oropeza J, Meza A, Guerrero R, Sastré N. Evolución de la fijación rígida ósea en cara. *Cirugía Plástica*. 1997; 7#1: 19-27.
11. **Greenberg** A, **Prein**, J. Principles of Internal Fixation Using AO/ASIF Technique. 1ra. Ed. New York, USA. Editorial Springer. 2002. Pp. 107-113.
12. Prein J. Manual of internal fixation in the Cranio-Facial Skeleton. 1ra. Ed. Berlin, Germany. Editorial Springer. 2008. Pp. 22-31.



13. Ward P, Eppley B, Schmelzeisen R. Traumatismos Maxilofaciales y Reconstrucción Facial Estética. 1ra. Ed. España. Editorial El Sevier. 2005. Pp. 136-150.
14. García F. Protocolos clínicos de la sociedad española de Cirugía Oral y Maxilofacial. 1ra. Ed. Madrid, España. Edita: Sociedad Española de Cirugía Oral y Maxilofacial. 2006. Pp. 820-827
15. Huber H, Studer S. Materials and technique in maxillofacial Prosthodontic rehabilitation. Oral Maxillofacial Surgery. 2002; 14: 73-93.
16. López-Cerdún J.L. Osteosíntesis maxilofacial con materiales reabsorbibles. Rev. Esp. De Cirugía Oral y Maxilofacial. 2004; 26: 369-383.
17. Suuronen R, Kallela I, Lindqvist C. Bioabsorbable plates and screws: Current state of the art in facial fracture repair. J Craniomaxillofac Trauma. 2000; 6: 19-27.
18. Cho YR, Gosain AK. Biomaterials in craniofacial reconstruction. Clin Plast Surg. 2004; 31: 377–385.
19. Alpert B, Seligson D. Removal of asymptomatic bone plates used for Orthognathic surgery and facial fractures. Journal Oral Maxillofacial Surgery. 1996; 54: 618–621.
20. Cornet A, Muster D, Jaeger JH. Biomat Med. Devices Artif Organs 1979; 7: 155-167.
21. Gil F.J, Ginebra M.P, Planell J.A. Metales y aleaciones para la substitución de tejidos duros. Biomecánica. 1999; 13: 73-78.
22. Iribarren O, Carvajal M. Complicaciones de la fijación interna con placas de titanio de las fracturas maxilofaciales. Rev. Chilena de Cirugía. 2002; 54: 368-372.
23. Salgueiro M, Stevens M.R. La experiencia con el uso de placas prebent para la reconstrucción de defectos mandibulares. Craniomaxillofac. J Trauma. 2010; 3: 201-208.
24. Martínez A. Errores y Fracasos en la Osteosíntesis. <http://www.encolombia.com/medicina/revistasmedicas/ortopedia/vol113/orto11397errores/#sth>
ash.WlqNsGM2.dpuf
25. Martínez-Villalobos S. Osteosíntesis Craneo-Maxilofacial. 1ra. Ed. Madrid, España: Editorial Ergon, 2002. Pp. 209-220.
26. Pareyon L.A, Hernández L. Dermatitis a material de osteosíntesis. Revisión del tema. Rev. Cent Dermatol Pascua. 1999; 8 #3: 121-124.



27. Sánchez M, Valencia M, Sánchez J.A, Sepúlveda G. Hipersensibilidad a metales en pacientes con implantes ortopédicos. *Revista Alergia México*. 2010; 57 #4:127-130.
28. García J.L, Hernando de Larramendi C, Muñoz D, et al. Reacciones alérgicas/inmunológicas a materiales empleados en cirugía ortopédica y traumatología. I. materiales internos. *Patología del aparato locomotor*. 2004; 2 #2: 114-125.
29. Benson M.K, Goodwin P.G, Brostoff J. Metal sensitivity in patients with joint replacement arthroplasties. *Br Med J*. 1995; 4 #5993: 374-375.
30. Marín M, Meseguer M.A. Enfermedades Infecciosas y Microbiología Clínica. *Sociedad española de enfermedades infecciosas y microbiología clínica*. 2014; 32 #8. 533-536.
31. Carvajal R, Lodoño A. Factores de riesgo e infección del sitio quirúrgico en procedimientos de cirugía ortopédica con prótesis. *Rev Chilena Infectol* 2012; 29 #4: 395-400.
32. Morales S, López C, Moreno L, Munévar M, Linares C, Álvarez C. Infección del sitio de la operación en un hospital universitario de terciernivel. *Universitas Médica* 2005; 46 #2: 42-7.
33. Orozco R. El ocaso de las placas. ¿Por qué se rompen los implantes? *Revista de ortopedia y traumatología*. 2001; 45 #3: 177-182.
34. Mathog R.H, Toma V, Clayman L, Wolf S. La falta de unión de la mandíbula: un análisis de los factores que contribuyen. *J. Oral surg maxillofac*. 2000; 58 #7: 746-752.
35. Matthew L, R. Esther, W. Obremsky, Material removal osteosynthesis: indications and expectations. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*.2006; 5 #3: 170-177.