Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac
2004;26:351-368

Osteosíntesis maxilofacial con titanio

Maxillofacial osteosynthesis with titanium

S. Martínez-Villalobos Castillo

Resumen: El Titanio es un elemento cuyas propiedades han posibilitado avances impresionantes en la industria aerospacial y química de nuestros días. Podríamos decir que ya es el metal del futuro. Como biomaterial utilizado en las técnicas de osteosíntesis se ha consolidado como de primera elección frente al acero. Su extraordinaria biocompatibilidad y las posibilidades que la biometalurgia ofrece le están abriendo las puertas en numerosos campos de aplicación médica como por ejemplo la Odontología.

En nuestra especialidad, y con las salvedades que analizaremos para la cirugía pediátrica, continua siendo de *primera elección* en virtud de sus propiedades físico-químicas y de las refinadas manufacturas que la industria pone a nuestra disposición. Los biomateriales reabsorbibles, al margen de la cirugía pediátrica de tercio medio y craneofacial, son en la actualidad y a nuestro juicio alternativas menos seguras y contrastadas, con un futuro esperanzador que se abre camino poco a poco en indicaciones como la cirugía ortognática y en la traumatológica del tercio medio facial del adulto.

En cualquier caso, la relación coste/beneficio es un aspecto que también se debería considerar en nuestra elección.

Palabras clave: Osteosíntesis maxilofacial; Titanio. Biomateriales; Osteosíntesis facial pediátrica; Placas de titanio; Placas reabsorbibles.

Abstract: *Titanium is an element whose properties have made possible impressive advances in the aerospace and chemical industry of our days. We could say that it is already the metal of the future. As biomaterial used in the osteosynthesis techniques one has consolidated like of first choice in front of the steel. Its extraordinary biocompatibility and the possibilities that biometallurgy offers to us are opening the doors in numerous fields of medical application like for example the Odontology.*

In our speciality, and with the reservations that we will analyze for the paediatric surgery, it continues being of ***first choice*** *by virtue of its properties and of the refined manufactures that the industry makes our available. The resorbables biomaterials, to the margin of the paediatric midface and craniofacial surgery, are at the less safe and resisted alternative in the present time and in our opinion, with a hopeful future that little by little lays way in indications like orthognathic surgery and midface trauma of the adult.*

In any case the relation costs/benefits is an aspect that also would be due to consider in our election.

Key words: *Maxillofacial osteosynthesis; Titanium. Biomaterials; Paediatric facial osteosynthesis; Titanium plates; Resorbable plates.*

Miembro AO-CFM España. European AO Faculty,
Médico Adjunto Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial.
Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada, España

Correspondencia:
Sergio Martínez-Villalobos Castillo
Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial
Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada, España
E-mail: smvillalobos@terra.es

Introducción

El comienzo de la fijación con placas y tornillos para osteosíntesis (reparación activa de huesos fracturados) se remonta a 1886, cuando el alemán Karl Hansmann presenta su experiencia clínica en la que se incluían dos casos de fracturas mandibulares tratadas con este sistema diseñado, no obstante, para el tratamiento de fracturas sobre huesos largos del organismo.

Las dos grandes guerras mundiales, por motivos evidentes, supusieron un gran avance en el desarrollo de técnicas y sistemas de reparación ósea. Sin embargo, en el territorio maxilofacial este avance no fue tan significativo, ya que el empleo de las técnicas de fijación desarrolladas para huesos largos venían acompañadas de un elevado índice de complicaciones y fracasos, por lo que su uso quedó muy limitado, siendo los tratamientos clásicos ortopédicos los empleados rutinariamente. Hasta no hace mucho tiempo, en situaciones especialmente complejas se recurría a una tecnología más evolucionada pero diseñada para la traumatología general en un intento de reparar graves lesiones óseas maxilares, intentos que, casi siempre, resultaban fallidos o cuando menos asociados a una elevada morbilidad (Figs. 1 y 2).

Se necesitaba pues de técnicas y sistemas específicos para el territorio maxilofacial dadas sus peculiaridades anatómicas, fisiológicas y biomecánicas, con un doble objetivo: *la reparación anatómica con restauración funcional lo más precoz posible y una disminución drástica de la morbilidad.*



Figura 1. Reconstrucción mandibular con placa de fragmentos del set de traumatología general para la reparación de unafractura compleja con pérdida ósea tras intento de autolisis por arma de fuego.
Figure 1. *Reconstruction of the mandible with a fragment plate from a general traumatology set in order to repair a complex fracture with bone loss following an autolysis attempt with a firearm..*

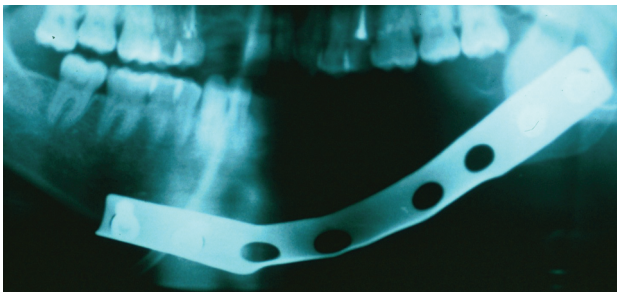


Figura 2. Osteosíntesis puente con placa de acero para reparación de defecto mandibular oncológico.
Figure 2. *Bridging osteosynthesis with a steel plate for the repair of an oncological defect of the mandible.*

Osteosíntesis y biomateriales

Diferentes estudios experimentales en el campo de la biomecánica y fisiopatología de la consolidación ósea así como la investigación y perfeccionamiento de los biomateriales empleados, han resultado en los últimos 25 años en un vertiginoso avance en cuanto a técnicas y sistemas, gracias a los cuales se ha producido una considerable disminución en los índices de complicaciones y fracasos terapéuticos en el manejo de las diferentes técnicas de osteosíntesis craneofacial.

En 1949, el belga Robert Danis enuncia el principio de la compresión axial del foco de fractura. Partiendo de esta idea, el grupo suizo ASIF desarrolló diferentes líneas de investigación que dieron sus frutos a principios de los años 60 para su aplicación clínica en el tratamiento de las fracturas de los huesos largos. En 1968, Luhr diseña una placa de compresión axial para la osteosíntesis mandi-

Introduction

The beginning of fixation with plates and screws for osteosynthesis (active repair of fractured bones) goes back to 1886 when the German man Karl Hansmann presented his clinical experience in which two cases of mandibular fractures treated with this system were included. However, they were designed for the treatment of fractures in the body's long bones.

The two important world wars, for obvious reasons, meant a great advance in the development of bone repair techniques and systems. However, in the maxillofacial territory, this advance was not so significant, since the use of the fixation techniques developed for long bones was accompanied by a high index of complications and failures. Thus its use has remained very limited, the classical orthopedic treatments being the ones used routinely. Up to recently, in especially complex situations, a more evolved technique was used, but it was designed for general traumatology in an attempt to repair serious maxillary bone lesions, attempts that almost always failed or at least were associated to high morbidity (Figs. 1 and 2).

Thus, specific techniques and systems are needed for the maxillofacial territory given its anatomic, physiological and biomechanical characteristics, with a dual objective: anatomical repair with functional restoration as early as possible and a drastic decrease in morbidity.

Osteosynthesis and biomaterilas

Different experimental studies in the field of biomechanics and physiopathology of bone consolidation as well as the investigation and improvement of the biomaterials used have led to a very rapid advance in the last 25 years in regards to techniques and systems, thanks to which a considerable decrease has occurred in the complications indexes and therapeutic failures in the management of the different craniofacial osteosynthesis techniques.

In 1949, the Belgian man Robert Danis presented the principle of axial compression of the fracture focus. Beginning with this idea, the Swiss group ASIF developed differ-

bular. En 1973 Michelet y en 1975 Champy, describen los principios de la osteosíntesis monocortical, no compresiva, para el territorio maxilofacial. Gracias a estos progresos técnicos, y al desarrollo de la biometalurgia, la consecución de buenos resultados clínicos con la mínima morbilidad asociada comenzaron a ser objetivos alcanzables.

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* (para no producir efectos adversos locales o sistémicos). Los materiales con los que se fabrican los implantes para osteosíntesis son variados; se usan principalmente acero inoxidable, aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno y el titanio, puro o aleado. Durante muchos años, el acero inoxidable fue el material de elección. Consiste en una aleación de los metales hierro, cromo, níquel y molibdeno en proporciones bien definidas (62,5-17,5-14,5 y 2,8% respectivamente) asociados a otros componentes en menor proporción. Su resistencia, compatibilidad y propiedades anticorrosivas (ligadas proporcionalmente a la presencia de cromo) resultan adecuadas, aunque en 1977 Steinemann describe cierta potencialidad autocorrosiva por interacción entre diferentes componentes metálicos del implante *fretting corrosion*. Esta circunstancia aconseja la sistemática retirada de materiales de acero inoxidable una vez consolidada y mineralizada la fractura, al año aproximadamente de la intervención.

En este desarrollo tecnológico al que hacíamos referencia, el *titanio* como biomaterial se ha convertido en uno de los protagonistas indiscutibles, dada su extremada pasividad química (y por tanto excelente biocompatibilidad) y por reunir las propiedades físicas adecuadas para un buen comportamiento biomecánico a largo plazo. Su densidad hace que los implantes pesen alrededor de un 45% menos que los implantes de acero y de cobalto, factor importante respecto a la comodidad del paciente sobre todo en fijaciones largas. Su bajo módulo de elasticidad es otra ventaja, ya que minimiza la protección contra la presión y ésta se transfiere al hueso; la relativa importancia de la protección contra la presión se incrementa a medida que aumenta el tamaño del implante. Por todo ello, desde mediados de los 80 los implantes fabricados con titanio puro son de elección para la osteosíntesis en el territorio cráneo-maxilofacial.

Tabla 1. Clasificación del TiCP según su composición (% peso)

	N	C	O	Fe	H
Grado 1	0,03	0,10	0,18	0,20	0,0125
Grado 2	0,03	0,10	0,25	0,30	0,0125
Grado 3	0,05	0,10	0,35	0,30	0,0125
Grado 4	0,05	0,10	0,40	0,50	0,0125

Table 1. Classification of the TiCP according to its composition (% weight)

	N	C	O	Fe	H
Grade 1	0.03	0.10	0.18	0.20	0.0125
Grade 2	0.03	0.10	0.25	0.30	0.0125
Grade 3	0.05	0.10	0.35	0.30	0.0125
Grade 4	0.05	0.10	0.40	0.50	0.0125

El titanio

El titanio (Ti) fue descubierto en 1791, asignándosele el nº 22 en la Tabla Periódica de Elementos, y constituye el noveno elemento en abundancia de la corteza terrestre, encontrándose en concentraciones significativas sobre todo en *mena de rutilo* (en forma de

ent research lines that were successful at the beginning of the 1960's for their clinical application in the treatment of long bone fractures. In 1968, Luhr designed an axial compression plate for mandibular osteosynthesis. In 1973, Michelet and in 1975 Champy described the principles of non-compressive monocortical osteosynthesis for the maxillofacial territory. Thanks to these technical progresses, and to the development of biometallurgy, obtaining good clinical results with minimum associated morbidity began to be reachable objectives.

Minimum properties are required for all plate osteosynthesis, basically adequate resistance (to provide stability), sufficient ductility (to allow for anatomic molding) and biocompatibility (to not produce local or systemic adverse effects). The materials from which the implants for osteosynthesis are made vary; pure or alloyed stainless steel, cobalt-chrome-molybdenum and titanium are mainly used. For many years, stainless steel was the material of choice. It consists in an alloy of the iron, chrome, nickel and molybdenum metals in well-defined proportions (62.5%-17.5%-14.5% and 2.8 % respectively) associated to other components in less proportion. Its resistance, compatibility and anticorrosive properties (proportionally linked to the presence of chrome) are adequate, although, in 1977, Steinemann described certain anticorrosive potentially by interaction between different metallic components of the implant «fretting corrosion». This circumstance advises the systematic withdrawal of stainless steel materials once the fracture is consolidated and mineralized, at approximately one year of the intervention.

In this technological development that we are referring to, Titanium as a biomaterial has become one of the undoubtable protagonists, given its extreme chemical passivity (and thus excellent biocompatibility) and because it has adequate physical properties for good long term biomechanical behavior. Because of its density, the implants have about 45% less density than the iron and cobalt implants, an important factor regarding comfort of the patient, above all in long fixations. Its low elasticity module is another advantage, since it minimizes the protection against pressure and this is transferred to the bone. The relative importance of the protection against the pressure is increased as the implant size increases. Thus, since the middle of the 1989's, the implants made with pure titanium are of choice for osteosynthesis in the cranial-maxillofacial territory.

TiO_2) y en *ilmenita* ($FeO.TiO_2$). En la actualidad, su «síntesis» como metal puro se realiza a partir de estos minerales mediante la técnica desarrollada por *Kroll* en 1937: reducción del tetracloruro de titanio con magnesio en atmósfera de argón para evitar su oxidación.

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 en el desarrollo de tecnología militar y aeroespacial sobre todo: baja densidad, bajo módulo de elasticidad, excelente relación resistencia mecánica / densidad, buen comportamiento a altas temperaturas, gran resistencia a la corrosión y magnifica biocompatibilidad. En la siguiente década, sus aplicaciones fueron ampliadas a la industria química y biomédica.

El titanio es considerado como un metal ligero, el único que presenta dimorfismo; en estado puro su microestructura cristalina y estable es hexagonal, pasando a ser cúbica e inestable a partir de 882°C (*tª de tránsito*). Esta transformación permite realizar combinaciones con diferentes elementos y, consecuentemente, obtener *aleaciones* con diferentes estructuras cristalográficas y por tanto propiedades físico-químicas. Distinguimos tres tipos:

- Aleaciones *a* son las que presentan una estructura hexagonal a temperatura ambiente, y en ellas el efecto del aleante consiste en aumentar la temperatura de tránsito. El *titanio comercialmente puro* pertenece a este grupo.
- Aleaciones *b* son las que presentan una estructura cúbica a temperatura ambiente, y en ellas el efecto del aleante es precisamente hacer estable esta microestructura a esta temperatura.
- En las aleaciones *a/b* la microestructura es mixta (globular) y estable; el *TAV* (aleación de Titanio/6% Aluminio/4% Vanadio) pertenece a este grupo.

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, lo que da lugar hasta a cuatro tipos de combinaciones con diferentes grados de resistencia y ductilidad

Tabla 2. Propiedades mecánicas del TiCP. Nótese que la resistencia a la fractura aumenta con la proporción de aleantes, aunque paralelamente se produce una disminución en la capacidad de deformación sin fractura

	Resistencia a la tracción (MPa)	Límite elástico (MPa)	Elongación (%)
Grado 1	240	170	24
Grado 2	345	275	20
Grado 3	450	380	18
Grado 4	550	483	15

Table 2. Mechanical properties of TiCP. Note that the resistance to the fracture increases with the alloy proportion, although a decrease in the capacity of deformation without fracture is produced parallelly

	Traction resistance (MPa)	Elastic limit (MPa)	Lengthening (%)
Grade 1	240	170	24
Grade 2	345	275	20
Grade 3	450	380	18
Grade 4	550	483	15

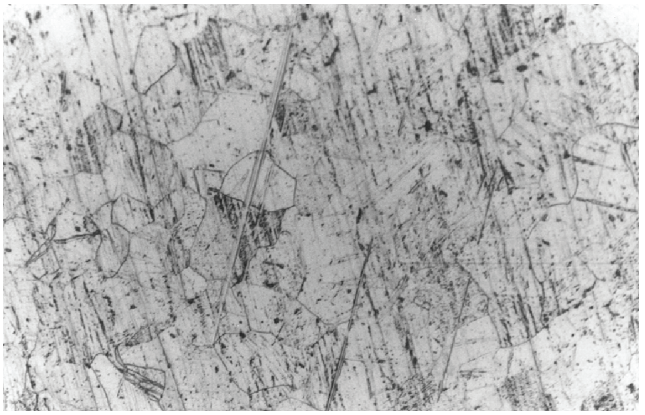


Figura 3. Metalografía. Microestructura equiaxial de tornillo de TiCP: granos equiaxiales de 120° fase a hexagonal compacta.
Figure 3. *Metallograph. Equiaxial microstructure with cpTi screws: Equiaxial grains at 120º phase a hexagonal close-packed [structure].*

Titanium

Titanium (Ti) was discovered in 1791, and was assigned no. 22 on the Periodic Table of Elements. It is the ninth element in abundance of the earth's crust, it being found in significant concentrations, above all, in the rutile (in form of TiO_2) and in ilmenite ($FeO.TiO_2$). At present, its «synthesis» as pure metal is performed from these minerals by the technique developed by Kroll in 1937: reduction of titanium tetrachloride with magnesium in argon atmosphere to avoid its oxidation.

In the middle of the 1950's, the studies related to titanium and its alloys underwent an important impulse, basically in the USA, given the great importance that its physical-chemical properties grant it in the development of military and aerospatial technology, above all: low density, low elasticity module, excellent mechanical resistance/density relationship, good behavior at high temperatures, great resistance to corrosion and magnificent biocompatibility. In the following decade, its applications were extended to the chemical and biomedical industry

Titanium is considered as a light metal, the only one that presents dimorphism. In pure state, its crystalline and stable microstructure is hexagonal, becoming cubic and unstable after 882ºC (transfer temperature). This transformation makes it possible to perform combinations with different elements and, consequently, obtain alloys with different crystallographic structures and thus physical-chemical properties. We distinguish three types.

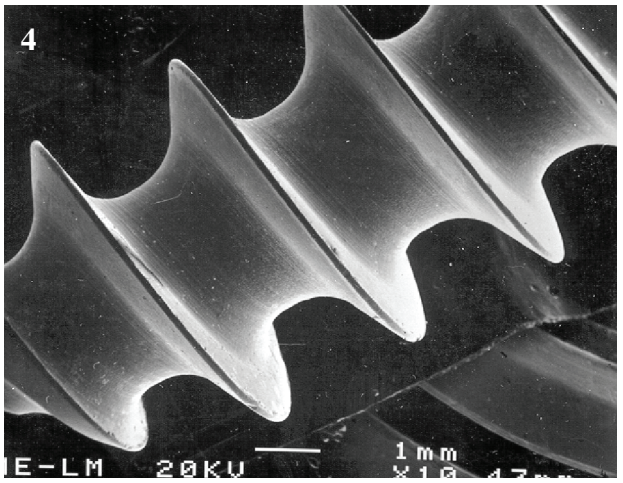
- *Alloy a are those that present a hexagonal structure at environmental temperature, and the alloying effect consists in increasing the transfer temperature. Commercially pure titanium belongs to this group*
- *Alloys b are those that present cubic structure at room temperature and the effect of the alloy in them is pre-*

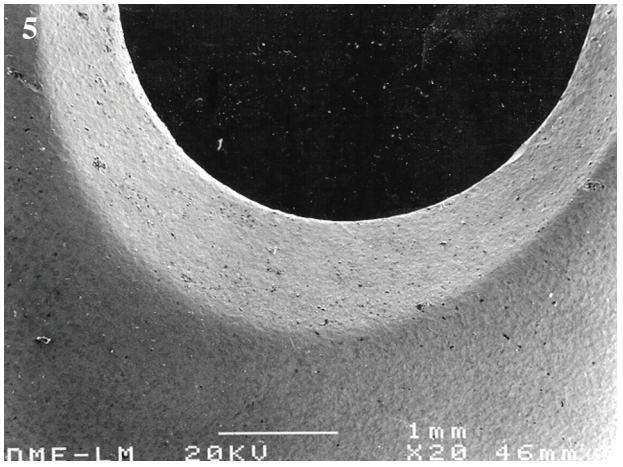
(*Grados 1 a 4* de la Norma ASTM F67) (Tablas 1 y 2).

Los diferentes procedimientos físicos empleados en la obtención y manipulación del Titanio CP (temperatura, velocidad de enfriamiento, etc.) hacen que se puedan obtener hasta tres microestructuras cristalinas diferentes con diferentes propiedades: equiaxial (el titanio de los implantes dentales y para osteosíntesis), martensítica y Widmanstätten (Fig. 3). El proceso de «mecanización» es finalmente un paso fundamental para la obtención de implantes de alta calidad en superficie, características que pueden ser analizadas con microscopía electrónica de barrido y cuyos defectos pueden tener repercusión en las propiedades biomecánicas del implante en servicio (Figs. 4 y 5).

Por otra parte, esta elevada reactividad con el oxígeno hace que se formen espontánea y rápidamente capas de óxido de titanio en su superficie, que varían desde el TiO al $Ti7O_{12}$, capas que, si bien son muy delgadas, son impermeables; de ahí sus propiedades anticorrosivas con excelente resistencia a la acción de los ácidos inorgánicos y de casi todos los orgánicos (Contzen-1967). Así, no se ha evidenciado corrosión incluso en casos de fracaso de osteosíntesis en los que el tejido circundante se encontraba oscurecido por partículas abrasivas de titanio puro (Pohler, 1988). Es por tanto extremadamente insoluble por lo que su biocompatibilidad es excelente, comportándose como un material *químicamente inerte* que no interacciona con el organismo (a diferencia del acero). Para Steinemann (1988) existe una saturación fisiológica de titanio en el organismo, por lo que no existe posibilidad de interacción con titanio soluble adicional. No se han descrito reacciones tóxicas ni alérgicas.

El *TAN* (Titanio/6% Aluminio/7% Niobio) es una aleación relativamente nueva seleccionada por la AO/ASIF para las futuras generaciones de implantes diseñados para la fijación de fracturas. La aleación fue concebida en 1977 por un equipo de investigadores en Sulzer Bros (Winterthur-Suiza) e introducida en 1985 en la práctica clínica (prótesis de reemplazo total de cadera). Las propiedades mecánicas de la aleación TAN son muy similares a la aleación Ti-6Al-4V, utilizada como biomaterial desde hace años. Se ha sustituido el Vanadio por Niobio, metal descubierto por Hatchett en Connecticut en 1801 e inicialmente denominado Columbio, asig-





Figuras 4 y 5. Microscopía electrónica de barrido. Excelente acabado superficial sin defectos de mecanización, porosidades ni picaduras. Los tratamientos de superficie como el granallado o "shoot peening" pueden alterar la calidad de la superficie de forma significativa. Otros tratamientos como el anonizado electroquímico, la deposición por plasma o la implantación iónica permiten modificar las propiedades físico-químicas de la superficie del implante.
Figures 4 and 5. *Scanning electronic microscope. Excellent surface finish with no mechanization defects, pores or chips. Surface treatments such as shoot peening can alter the quality of the surface significantly. Other treatments such as electrochemical nanostructuring, deposition of plasma or ionic implantation permit modification of the physico-chemical properties of the implant surface.*

cisely that of making this microstructure stable at this temperature.

- *The microstructure is mixed (globular) and stable in the alloys a/b ; the TAV (Titanium/6% Aluminium/4% Vanadium alloy) belongs to this group.*

The «commercially pure» titanium (Ti CP) is simply titanium and oxygen, together with other «impurities». In fact, pure metallic titanium reacts very rapidly with oxygen, nitrogen, hydrogen and carbon of the atmosphere, so that when it is obtained for commercial purposes, it presents these impurities in its composition in different proportions, which gives rise to up to four types of combinations with different resistance and ductility grades (Grades 1 to 4 of the A.S.T.M. F67 guideline) (Tables 1 and 2).

The different physical procedures used to obtain and manipulate Titanium CP (temperature, cooling rate, etc.) make it possible to obtain up to three different crystalline microstructures with different properties; equiaxial (the titanium of the dental implants and for osteosynthesis), martensitic and Widmanstätten (Fig. 3). The «mechanization» process is finally a fundamental step to obtain high quality implants on surface, characteristics that may be analyzed with the scanning electron microscope and whose defects may have a repercussion on the biomechanical properties of the implant in service (Figs. 4 and 5).

On the other hand, this elevated reactivity with oxygen leads to the spontaneous and rapid formation of titanium oxide layers on its surface, that vary from TiO to $Ti7O_{12}$, layers that, although they are thin, are impermeable, with the consequence that their anticorrosive properties have excellent resistance to the action of the inorganic acids and of almost all the organic ones (Contzen-1967). Thus, no corrosion has been seen even in cases of osteosynthesis failure

nándosele el nº 41 en la Tabla Periódica de Elementos.

Su composición queda recogida en la tabla 3, siendo trascendental que los contenidos en hidrógeno sean mínimos para evitar la fractura de la aleación. Su microestructura es mixta *a/b* globular, muy similar al TAV, por lo que sus propiedades físicas son también muy parecidas (densidad, módulo de elasticidad, sensibilidad a la tensión, fatiga rotacional, corrosión, etc.). Con respecto al Ti CP Grado 4, posee sustanciales ventajas, que podríamos resumir a efectos prácticos en una mejor relación del binomio *manejabilidad/resistencia*. Desde el punto de vista de la *biocompatibilidad* el TAN sigue el principio de utilizar solamente elementos no tóxicos para implantes indicado en la patente USA 4,029,129 asignada al Instituto Straumann (Waldenburg-Suiza).

Tabla 3. Composición del TAN según la Norma A.S.T.M. F1295

Elemento	Composición %
Aluminio	5,50 a 6,50
Niobio	6,50 a 7,50
Tántalo	0,50 máx.
Acero	0,25 máx.
Oxígeno	0,20 máx.
Carbón	0,08 máx.
Nitrógeno	0,05 máx.
Hidrógeno	0,009 máx.
Titanio	Balance

Table 3. Composition of TAN according to the A.S.T.M. F1295 guideline

Element	Composition %
Aluminum	5.50 to 6.50
Niobium	6.50 to 7.50
Tantalum	0.50 max.
Steel	0.25 max.
Oxygen	0.20 max.
Carbon	0.08 max.
Nitrogen	0.05 max.
Hydrogen	0.009 max.
Titanium	Balance

Numerosos estudios experimentales *in vivo* e *in vitro* sustentan la excelente biocompatibilidad de esta aleación y ciertas ventajas (al menos en el campo teórico y experimental) con respecto a los compuestos con Vanadio. Finalmente, el análisis espectroscópico de fotoelectrones ha determinado que la superficie del TAN es una capa mixta de óxido de titanio, óxido de aluminio y óxido de niobio, más estable químicamente que las capas de óxido de titanio formadas en el Ti CP, por lo que la resistencia a la corrosión es si cabe mayor. Tratamientos de superficie como el *anonizado* de los implantes permiten determinar el espesor de esta capa de óxido mixta, que es el que condiciona el color que presentan los implantes por difracción de la luz en el interior del óxido (típicamente dorado en los implantes AO).

Un ejemplo de estos implantes de última generación lo constituyen en nuestro territorio los tornillos de fijación para los sistemas de bloqueo tipo UNILOCK 2.0.

Osteosíntesis y radioterapia

En la actualidad, la osteosíntesis mandibular con placas de titanio tras procedimientos ablativos oncológicos es una técnica rutinaria y perfectamente sistematizada. Usualmente son utilizadas técnicas de fijación en osteotomías de abordaje, para el refuerzo en madibulectomías marginales, en el puenteo de defectos óseos tras mandibulectomías segmentarias y en la fijación de injertos óseos microvascularizados o libres. Según el caso, distintos tipos de fijaciones son empleados, y en su elección, la presencia de radioterapia pre o postoperatoria es un factor determinante. Como norma general, deberá procurarse una fijación rígida, suficientemente estable, sobre aquellas áreas radiadas o que quedarán incluidas en campos de radiación (Fig. 6).

in which the surrounding tissue is darkened by abrasive particles of pure titanium (Pohler, 1988). Therefore, it is extremely insoluble so that its biocompatibility is excellent, it behaving as a chemically inert material that does not interact with the body (on the contrary to steel). For Steinemann (1988), there is a physiological saturation of titanium in the body, so that the possibility of interaction with additional soluble titanium does not exist. No toxic or allergic reactions have been described.

TAN (Titanium/6% Aluminium/7% Niobium) is a relatively new alloy selected by the AO/ASIF for future generations of implants designed for the fixation of fractures. The alloy was conceived by a research team in Sulzer Bros (Winterthur-Switzerland) and introduced in 1985 in the clinical practice (total hip replacement prosthesis). The mechanical properties of the TAN alloy are very similar to the Ti-6Al-4V alloy, used as a biomaterial for many years. Vanadium has been substituted by Niobium, a metal discovered by Hatchett in Connecticut in 1801 and initially called Columbium, which was assigned no. 41 on the Periodic Table of Elements.

Its composition is shown in Table 3, it being extremely important for the hydrogen contents to be minimum to prevent the fracture of the alloy. Its microstructure is mixed globular a/b, very similar to TAV, so that its physical properties are also very similar (sensitivity, elasticity module, sensitivity to tension, rotational fatigue, corrosion, etc). In regards to Grade 4 Ti CP, it has substantial advantages, that we could summarize for practical effects in a better relationship with manageability/resistance binomial. From the biocompatibility point of view, TAN follows the principle of only using non-toxic elements for implants indicated in USA 4,029,129 assigned to the Straumann Institute (Waldenburg-Switzerland).

Numerous in vivo and in vitro experimental studies support the excellent biocompatibility of this alloy and certain advantages (at least in the theoretical and experimental field) in regards to the compounds with Vanadium. Finally, the photoelectron spectroscopic analysis has determined that the TAN surface is a mixed layer of titanium oxide, aluminum oxide and niobium oxide, that is more stable chemically than the titanium oxide layers formed in the Ti CP, so that the

Es bien conocido que la radioterapia condiciona un aumento en el índice de complicaciones locales, incluyendo entre otras fracasos de las osteosíntesis. Sin embargo, no está sólidamente establecida en la bibliografía una relación causal directa y significativa entre la presencia de material de osteosíntesis y la aparición de estas complicaciones, siendo su génesis multifactorial.

Diversos factores locales han sido establecidos como responsables de este fenómeno, entre los que destacan la localización anatómica del defecto mandibular y la presencia o no de una cobertura adecuada de los implantes con colgajos vascularizados. Típicamente, las complicaciones son más frecuentes en ausencia de esta cobertura y en las regiones sinfisaria y del cuerpo mandibular, justo por delante del «estuche» maseterino. Los factores tisulares relacionados con este incremento en la morbilidad son fundamentalmente las alteraciones que la radioterapia ocasiona en la microvascularización ósea y de los tejidos conectivos, que condicionan un retraso en el proceso de cicatrización y regeneración tisular. Finalmente, también se han establecido efectos deletéreos de tipo bioquímico como los que se producen sobre la actividad de la BMP (proteína ósea morfogenética). Consecuentemente, la consolidación de una osteotomía y el proceso de osteointegración entre tornillos y hueso se ven enlentecidos con un aumento en las posibilidades de fracaso, máxime si consideramos que por los mismos motivos locales y tisulares, el riesgo de infección también está incrementado. En estas circunstancias, el empleo de una fijación no suficientemente estable casi garantiza la presentación de complicaciones.

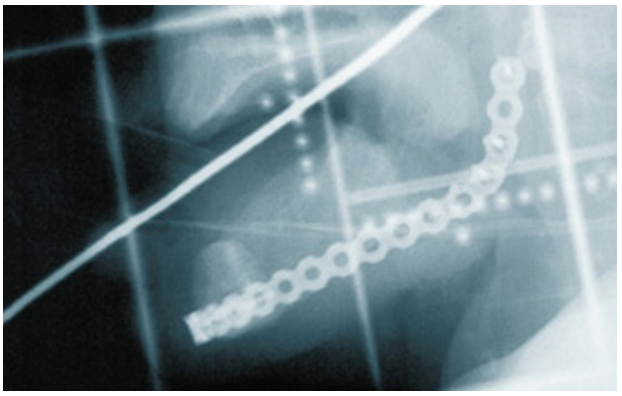


Figura 6. Simulación de campos de irradiación en una amplia mandibulectomía con osteosíntesis puente por un carcinoma avanzado orofaríngeo.
Figure 6. *Simulation of irradiation fields in a wide mandibulectomy with bridging osteosynthesis due to advanced oropharyngeal carcinoma.*

Un segundo aspecto a considerar es la interacción que se produce entre el metal de los implantes y la radiación. Es bien conocido que la distribución de la dosis resulta alterada, produciéndose un incremento de la misma debido a un fenómeno de *dispersión* por delante del implante y una atenuación por un efecto de *absorción* distalmente al mismo. Desde el punto de vista experimental, ha quedado establecido que estos cambios son directamente proporcionales al nº atómico del metal interpuesto y a los «perfiles» (en términos de grosor y anchura) del implante, quedando limitados a un área entre 1-5 mm alrededor de la placa, con una media dosimétrica de menos del 3% para el fenómeno de dispersión a los 2 mm y del 4% para el fenómeno de absorción a los 5 mm. Estas variaciones quedan sin embargo «compensadas» cuando se utilizan campos paralelos y opuestos (*Ryu-1995*). En la práctica clínica, estos fenómenos pudieran tener dos repercusiones importantes: sobre el control oncológico, por atenuación e infradosis, y sobre la radionecrosis tisular por sobredosis.

En el primer caso, y con los datos de que se disponen, parece poco probable que tras la realización de una cirugía oncológica *ad hoc* con márgenes oncológicos macroscópicos de seguridad y con el eventual empleo de colgajos reconstructivos, la interposición de

resistance to corrosion is, if possible, better. Surface treatments such as the anodized one of the implants makes it possible to determine the thickness of this mixed oxide layer, that is the one which conditions the color that the implants have due to the diffraction of the light inside the oxide (typically golden in the AO implants).
An example of these last generation implants in our territory is made up of the screws for fixation for the UNILOCK 2.0 type blocking systems.

Osteosynthesis and radiotherapy

At present, the mandibular osteosynthesis with titanium plates after oncological ablative procedures is a routine and perfectly systematized technique. Fixation techniques in osteotomy approach are usually used to reinforce the marginal mandibulectomies, in the bridging of bone defects after segmental mandibulectomies and in microvascularized or free bone graft fixation. According to the case, different types of fixations are used, and the presence of pre- or postoperative radiotherapy is a determining factor in its choice. As a general rule, rigid fixation, that is sufficiently stable, should be attempted on those radiated areas or that will be included in the radiation fields (Fig. 6).

It is well known that radiotherapy conditions an increase in the index of local complications, including, among others, osteosynthesis failures. However, a direct and significant causal relationship not been solidly established in the references between the presence of osteosynthesis material and the appearance of these complications, their genesis being multifactorial.

Different local factors have been established as responsible for this phenomenon, among which the anatomic location of the mandibular defect and the presence or not of adequate coverage of the implants with vascularized flaps stand out. Typically, the complications are more frequent in absence of this coverage and in the symphysial regions and the mandibular body, just in front of the masseteric «case.» The tissue factors related with this increase in morbidity are fundamentally alterations that radiotherapy causes in bone microvascularization and connective tissues, that condition a delay in the curing process and tissue regeneration. Finally, biochemical harmful effects such as those that are produced on the activity of the BMP (bone morphogenetic protein) have also been established. Consequently, consolidation of an osteotomy and the osteointegration process

una placa pudiera interferir sobre la dosis terapéutica que el lecho quirúrgico tumoral hubiese de recibir; no hay evidencia científica de un incremento en la tasa de recidivas locales por este motivo.

En el segundo aspecto, la dispersión sí pudiera tener repercusión clínica, ya que puede producirse más probablemente una osteoradionecrosis focal por sobredosis en la interfase hueso-tornillo, con el consiguiente fracaso del sistema de osteosíntesis aplicado, o una mayor radionecrosis tisular, mucosa o cutánea, con mayor riesgo de exposición de placa intra o extraoral (Fig. 7).

En resumen, y dado que la radioterapia de cabeza y cuello usualmente utiliza campos paralelos y opuestos, las variaciones en la dosis terapéutica por dispersión y absorción se compensan sin tener una repercusión significativa en el control oncológico local e incluso, para la mayoría de los autores, en los fenómenos de radionecrosis focal. En cualquier caso, y en función de su nº atómico, las aleaciones de titanio son también en este aspecto menos interactivas y, por lo tanto, de elección en presencia de radioterapia adyuvante respecto a las de acero.

En la práctica clínica, la opción de una *Placa de Bloqueo* (tipo UNILOCK) sería electiva en todos los casos en los que deba coexistir con la radioterapia, no ya por sus más bajos perfiles sino, sobretodo, por minimizarse al máximo la isquemia que sobre la cortical ósea provoca la compresión de una placa tradicional (Fig. 8).



Figura 7. Exposición de una placa post-radioterapia, típica en áreas con menor cobertura tisular.
Figure 7. *Post-radiotherapy plate exposure, typical of areas with less covering of tissue.*

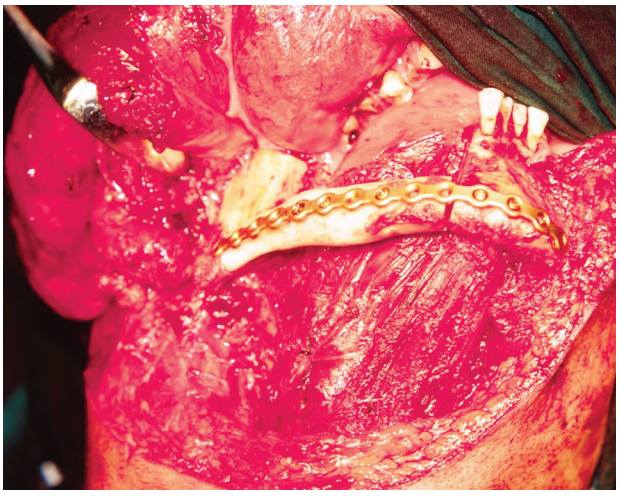


Figura 8. Fijación de mandibulotomía de abordaje y refuerzo de mandibulectomía segmentaria con placa de bloqueo Unilock 2.0.
Figure 8. *Fixation of an approach by means of a mandibulotomy and reinforcement of a segmental mandibulectomy with a Unilock 2.0 locking plate.*

Finalmente, cabe insistir en que los índices de complicaciones y fracasos achacados al binomio Radioterapia / Osteosíntesis se minimizan en presencia de una cobertura tisular adecuada y mediante la restauración anatómica con injertos óseos microvascularizados de los defectos mandibulares. La opción de la osteosíntesis puente, con el implante adecuado, debería reservarse para defectos muy posteriores o para pacientes con un pronóstico oncológico muy desfavorable.

Retirada de osteosíntesis

Una vez consolidada la fractura u osteotomía los materiales de osteosíntesis pierden su efecto biomecánico de fijación interfragmentaria y se convierten en cuerpos *mecánicamente inertes*. El hueso subyacente se remodela de forma reactiva al *stress* vascular que le

between screws and bones are slowed down with an increase in the possibilities of failure, especially if we consider that the risk of infection is also increased for the same local and tissue reasons. Under these circumstances, the use of a fixation that is not sufficiently stable almost guarantees the presentation of complications.

A second aspect to consider is the interaction that occurs between the implant metal and radiation. It is well known that the dose distribution is altered, producing an increase of it due to a dispersion phenomenon in front of the implant and a decrease due to the effect of distal absorption of it. From the experimental point of view, it has been established that these changes are directly proportional to the atomic number of the interposed metal and to the «profiles» (in terms of thickness and width) of the implant, it being limited to an area between 1-5 mm around the plate, with a dosimetric mean of less than 3% for the dispersion phenomenon at 2 mm and of 4% for the absorption phenomenon at 5 mm. These variations are, however, «compensated» when parallel and opposite fields (Ryu-1995) are used. In the clinical practice, these phenomena could have two important repercussions: on the oncological control, due to the lessening and infradose, and on the tissue radionecrosis due to overdose.

In the first case, and with the data available, it seems unlikely that after the performance of oncological surgery ad hoc with gross oncological margins of safety and with the possible use of reconstructive flaps, the interposition of a plate could interfere on the therapeutic dose that the tumor surgical bed should receive. There is no scientific evidence of an increase in the local relapse rate for this reason.

In the second aspect, the dispersion may have clinical repercussion, since a focal osteoradionecrosis may occur due to overdose in the bone-screw interphase, with the consequent failure of the osteosynthesis system applied, or a greater

supone el tener adosada la placa. Este proceso ocurre en los primeros meses del postoperatorio y cursa con una fase inicial de cierta porosis que queda resuelta si la circulación intracortical está indemne, circunstancia que se da cuando la técnica de osteosíntesis ha sido adecuada. En ocasiones, transcurrido el tiempo necesario, el grado de osteointegración es tal que se produce neoformación ósea sobre la placa de osteosíntesis (Fig. 9). En esta situación, transcurrido un año de la cirugía, la decisión de proceder a la retirada del material de osteosíntesis, caso de haber utilizado titanio, resulta comprometida. Supone una nueva intervención quirúrgica, a menudo con anestesia general, no exenta de ciertos riesgos locales y sistémicos. Además, en muchas ocasiones la osteointegración es tal que hay que realizar ostectomías para poder retirar el material, los tornillos pueden descabezarse permaneciendo el vástago en el espesor del hueso, etc. En definitiva, puede darse una situación de agresión local desmesurada, con riesgo de complicaciones, que debe estar justificada. No podemos obviar que en muchas ocasiones, y en algunos países más que en otros, la sistemática retirada de las osteosíntesis obedece más a criterios socio-sanitarios y económicos que a los estrictamente biomédicos.

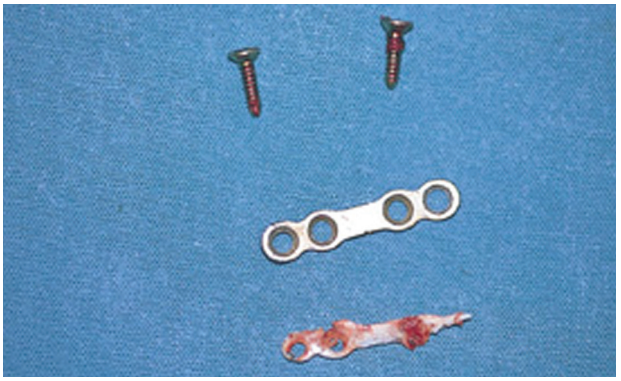


Figura 9. Retirada de miniplaca. Neoformación ósea sobre la misma, signo inequívoco de osteointegración.
Figure 9. *Removal of miniplate with bone neoformation over it, an unmistakable sign of osteointegration.*

Las principales indicaciones, casi siempre relativas, para proceder a retirar los materiales de fijación serian:

- Intolerancia al frío.
- Palpación subcutánea y sensibilidad.
- Exposición intra-extraoral.
- Interferencia con prótesis.
- Interferencia con implantes dentales.
- Inestabilidad. Movilidad de la placa y/o aflojamiento de los tornillos, por infección y/o por error técnico.
- Reacciones adversas (tóxicas) locales ó generales: *hardware* de acero inoxidable.

Otra posible desventaja (invocada en la literatura) que podría justificar bien la retirada de material de osteosíntesis metálica, bien el empleo de osteosíntesis reabsorbible, es la interferencia con las pruebas de imagen de la TC durante el seguimiento de procesos oncológicos. Esta cuestión dependerá del territorio craneofacial y del proceso patológico que nos ocupe y adquiere especial relevancia en la patología tumoral de la base craneal. En estos casos, y dado que los requerimientos biomecánicos del área lo permiten sin riesgos añadidos, la fijación con implantes reabsorbibles resultaría electiva. El perfil de los implantes a emplear en el tercio medio facial (miniplacas) minimiza estos efectos, por lo que cabe individualizar nuestra elección en función de las necesidades biomecánicas y funcionales de cada paciente y de la presencia de radioterapia adyuvante. A nivel mandibular, la necesidad de una osteosíntesis durante el procedimiento quirúrgico suele ir asociada a un estadio avanzado de la enfermedad oncológica y por lo tanto a la presencia casi inevitable de la radioterapia. En estas circunstancias se impone una fijación segura,

tissue, mucous or cutaneous radionecrosis with major risk of intra- or extraoral plate exposure (Fig. 7).

In summary, and given that head and neck radiotherapy generally uses parallel and opposite fields, the variations in the therapeutic dose due to dispersion and absorption are compensated without having a significant repercussion on the local oncological control and even, for most of the authors, on the focal radionecrosis phenomena. In any event, and based on the atom number, the titanium alloys are also, in this aspect, less interactive and thus of choice in presence of adjuvant radiotherapy in regards to those of iron.

In the clinical practice, the option of a Block plate (UNILOCK type) would be of choice in all the cases that must coexist with radiotherapy, not due to its lower profiles but, above all, to minimize the ischemia provoked on the bone cortical by the compression of a traditional plate as much as possible (Fig. 8).

Finally, it can be stressed that the complication and failure indexes attributed to the Radiotherapy/Osteosynthesis binomium are minimized in the presence of adequate tissue coverage and by the anatomic restoration with microvasclarized bone grafts of the mandibular defects. The option of the osteosynthesis bridge, with the adequate implant, should be reserved for very posterior defects or for patients with a very unfavorable oncological prognosis.

Withdrawal of osteosynthesis

Once the fracture or osteotomy is consolidated, the osteosynthesis materials lose their biomechanical effect of interfragmentary fixation and become mechanically inert bodies. The underlying bone is remodeled in a reactive way to the vascular stress caused by having the plate attached. This process occurs in the first months of the post-operative period and occurs with an initial phase of some porosity that is resolved if the intracortical circulation is unharmed, a circumstance that occurs when the osteosynthesis technique has been adequate. After the necessary time, the osteointegration grade is such that new bone formation sometimes occurs on the osteosynthesis plate (Fig. 9). In this situation, one year after the surgery, it is difficult to make the decision to withdraw the osteosynthesis material, if titanium has been used. It means a new surgical intervention, often with general anesthesia, that is not exempt from certain local and systemic risks. In addition, on many occasions, the osteoin-

suficientemente estable, habitualmente rígida, que proporcione una rehabilitación funcional lo más precoz posible y minimice la posibilidad de complicaciones; En la actualidad, los implantes reabsorbibles no garantizan estas premisas, por lo que resulta electiva la osteosíntesis con titanio aún asumiendo el inconveniente del posible retraso en el diagnóstico de una recidiva por interferencia con las pruebas de imagen de la TC. Ciertamente, desde la incorporación de la RM a nuestro arsenal diagnóstico rutinario esta desventaja ha quedado obviada, dado que los implantes de titanio no provocan interferencias ni artefactos en este tipo de exploraciones, tan solo una señal de vacío que se limita a la exacta localización y dimensión del implante; y es que las aleaciones de titanio no poseen magnetismo residual y los implantes por tanto pueden ser sometidos de forma rutinaria a Resonancias Magnéticas Nucleares (la permeabilidad magnética, en el caso de materiales poco permeables, puede ser medida con un instrumento denominado *Severn Gauge* cuya prueba de calibrado más baja es igual a 1.01, habiendo sido registradas permeabilidades menores en la aleación TAN).



Figura 10. Fractura de placa THORP.
Figure 10. *THORP plate fracture.*

El seguimiento de los procesos de consolidación y mineralización de fracturas u osteotomías no plantea ningún inconveniente, ya que las exploraciones TC con ventana ósea no se ven artefactadas por los implantes de titanio, ni por supuesto las exploraciones radiológicas simples o tomográficas.

Persiste la controversia en el caso de pacientes en crecimiento aunque en general, como después veremos, se tiende a retirarlas aunque no estén dando problemas invocando la incertidumbre sobre posibles efectos adversos a muy largo plazo.

Es bien conocido el fenómeno migratorio que acontece durante el crecimiento. Las osteosíntesis metálicas en el territorio craneal, por este motivo, deben de ser retiradas *sistemáticamente*, debido a su posible penetración endocraneal con la consiguiente interacción meníngea. La indicación de osteosíntesis reabsorbible en estos casos resulta *electiva*.

Fractura de la placa

Las placas pueden «fracturarse». La causa es la denominada *fatiga metálica* (Pohler y Straumann-1975), 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 del defecto óseo). Si la placa además ha sido excesivamente manipulada durante el proceso de moldeado, este fenómeno puede verse favorecido (Fig.10).

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 biomecánicas 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

tegration is such that ostectomies must be performed to be able to withdraw the material, the heads of the screws may become detached, the remnants remaining in the bone thickness, etc. Finally, a situation of local extreme aggression, with risk of complications, that should be justified, may occur. We cannot overlook that, on many occasions, and in some countries more than in others, the systematic withdrawal of the osteosynthesis is due more to social-health care and economic criteria than to strictly biomedical ones.

The principal indications, almost always relative, to proceed to the withdrawal of the fixation material would be:

- *Intolerance to cold*
- *Subcutaneous palpation and sensitivity*
- *Intra-extraoral exposure*
- *Interference with prosthesis*
- *Interference with dental implants*
- ***Instability.*** *Mobility of the plate and/or loosening of the screws, due to infection and/or by technical error.*
- *Local or general adverse reactions (toxic): stainless steel hardware.*

Another possible disadvantage (mentioned in the literature) that could well justify either the withdrawal of metallic osteosynthesis material or the use of resorbable osteosynthesis is interference with the CT scan imaging tests during oncological conditions follow-up. This question would depend on the craniofacial territory and the pathological condition in question and acquires special importance in the tumor pathology of the cranial base. In these cases, and given that the biomechanical requirements of the area make it possible without added risks, fixation with resorbable implants would be of choice. The profile of the implants to be used in the midface (miniplates) minimizes these effects, so that our choice could be individualized based on the biomechanical and functional needs of each patient and on the presence of adjuvant radiotherapy. On the mandibular level, the need for osteosynthesis during the surgical procedure is generally associated to an advanced stage of the oncological disease and thus to the almost inevitable presence of radiotherapy. Under these circumstances, a safe, sufficiently stable, usually rigid fixation that provides a functional rehabilitation as early as possible and minimizes the possibility of complications is imposed. At present, the resorbable implants do not guarantee these premises, so that osteosynthesis with titanium is of choice, even assuming the disadvantage of the possible delay in the diagnosis of a relapse due to interference with the CT scan imaging tests.

subestimamos las fuerzas funcionales que han de contrarestar.

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.

Osteosíntesis con titanio en niños

Afortunadamente, la gran mayoría de las fracturas de los maxilares que acontecen en la edad pediátrica son subsidiarias de tratamiento conservador, entendiéndose como tal desde la abstinencia terapéutica a la fijación intermaxilar. La elección de una u otra alternativa depende de las características intrínsecas de la fractura y de la edad del paciente, sobre todo en lo que se refiere a la etapa de dentición que presenta. En otras ocasiones es precisa una cirugía abierta para la reducción de la fractura, aunque finalmente no sea imprescindible la fijación interfragmentaria. En estos casos el exquisito manejo quirúrgico de los tejidos blandos es imperativo para minimizar el daño vascular y la posible repercusión que sobre el crecimiento é pudiera tener.

En general, se tenderá a ser más conservador a menor edad del enfermo, pero se presentan casos en la práctica clínica que no lo permiten. Hay situaciones en las que una reducción abierta con fijación activa de los focos resulta necesaria para una adecuada curación de las fracturas, fundamentalmente en los casos con un importante grado de desplazamiento, en presencia de focos múltiples y/o de fracturas de ambos maxilares y con independencia del grupo etario del paciente (Fig. 11). Clásicamente se ha utilizado la osteosíntesis alámbrica (acero inoxidable) para solventar la mayoría de estas situaciones, asociada o no a fijación intermaxilar. La evolución en el diseño de miniplacas y microplacas de titanio, con perfiles muy bajos (1-1,5 mm) y tornillos muy cortos y autoroscantes, ha generalizado su uso

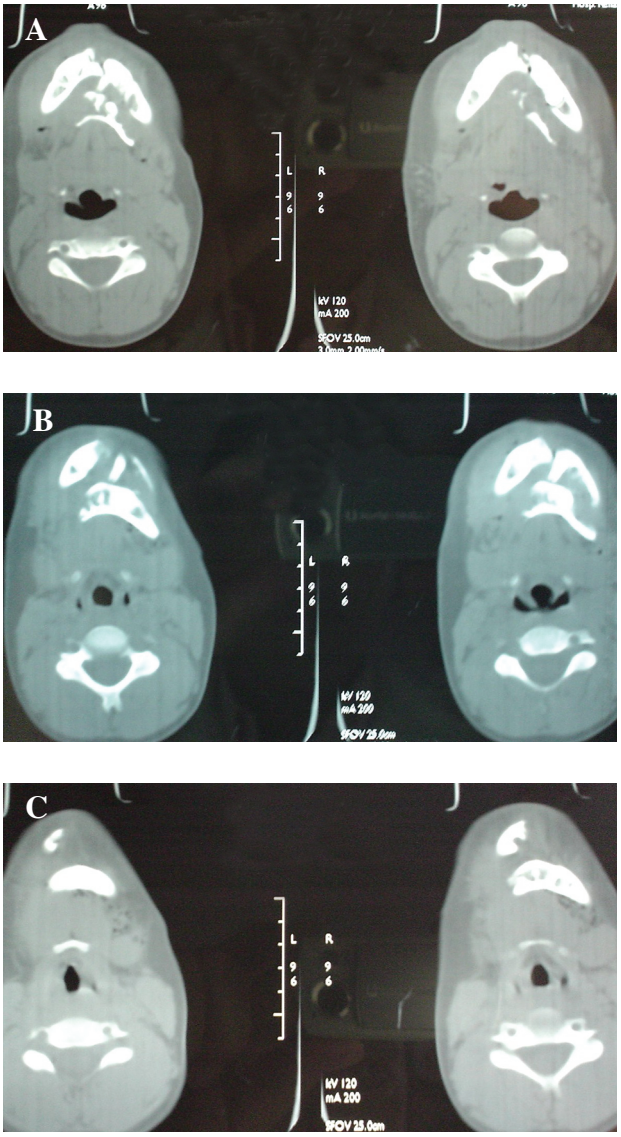


Figura 11 A, B y C. Fractura compleja mandibular en politraumatizado grave por atropello en niño de 6 años de edad.
Figure 11 A, B and C. *Complex mandibular fracture in a run over 6 year old child with severe polytrauma.*

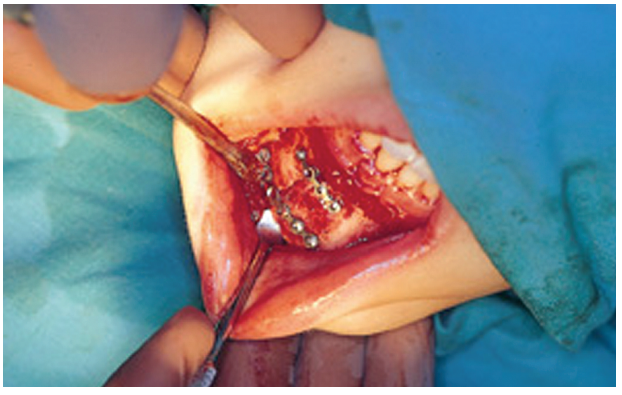


Figura 12. Reducción anatómica y osteosíntesis estable con microplacas en paciente de 7 años.
Figure 12. Reducción anatómica y osteosíntesis estable con microplacas en paciente de 7 años.

In fact, since the incorporation of the MRI to our routine diagnostic armamentarium, this disadvantage has become obviated, given that titanium implants do not cause interferences or artifacts in this type of examination, but only an empty sign that is limited to the exact location and decrease of the implant. This is because the titanium alloys do not have residual magnetism and the implants thus may be subjected to Magnetic Nuclear Resonances routinely (the magnetic permeability, in the case of not very permeable materials, may be measured with an instrument called Severn Gauge whose lowest calibrated test is equal to 1.01, having registered lower permeabilities in the TAN alloy).

The follow-up of the consolidation and mineralization processes of fractures or osteotomies does not pose any disadvantage, since the CT scan examinations with bone window are not artifacted by the titanium implants, or, of course, by the plain X-rays or tomographic examination.

The controversy continues in the case of growing patients, although in general, as we will see later on, they tend to be withdrawn although they are not causing problems, invoking the uncertainty on the possible very long term adverse effects.

The migratory phenomenon that occurs during growth is well known. Metallic osteosynthesis in the cranial territory, for this reason, should be systematically withdrawn, due to their possible endocranial penetration with

en estas situaciones desplazando casi totalmente a la fijación alámbrica, ya que la *estabilidad primaria* que posibilita es muy superior, por lo que en muchas ocasiones se puede obviar la fijación intermaxilar, situación nada despreciable tratándose de niños (Fig. 12).

En el caso de las fracturas mandibulares el objetivo final del tratamiento es similar al de la población adulta, esto es, obtención de una reducción anatómica y de una estabilización del foco que permita una correcta e inmediata reparación, tanto anatómica como funcional. Partiendo de esta premisa, es evidente que la mandíbula de estos pacientes esta sometida a una serie de particularidades, en gran parte comunes al resto del esqueleto facial, que condicionan la solución terapéutica: hueso en crecimiento, crecimiento combinado máxilo-mandibular, presencia de gérmenes dentarios (distintas fases de dentición) y posición basal del nervio dentario inferior. La dinámica del crecimiento conduce por lo tanto a encontrarnos con diferentes situaciones clínicas en el tratamiento quirúrgico de las fracturas mandibulares en niños. Esta heterogeneidad, unida a la baja incidencia de fracturas faciales en la infancia, justifica la inexistencia de un tratamiento consensuado. Como principios básicos, el grado de desplazamiento va a condicionar la necesidad de osteosíntesis, la fase de la dentición determinará las técnicas de inmovilización y de osteosíntesis a emplear y la localización de la fractura la duración de la inmovilización (Hardt-Gottsauner-1993).

Las ventajas de la cirugía abierta con fijación no sólo se fundamentan en la obtención de una reducción precisa de los focos de fractura. Con este tipo de actuación se posibilita que la vía aérea permanezca permeable, saliendo al paso de potenciales complicaciones graves como la aspiración de vómito (nada infrecuente en niños), y consiguiéndose un rápido retorno a la dieta habitual del niño, con mantenimiento del funcionalismo máxilo-mandibular y cráneo-mandibular (ATM) de forma precoz; esta fisioterapia pasiva es beneficiosa para todo el sistema estomatognático en crecimiento (Fig. 13).

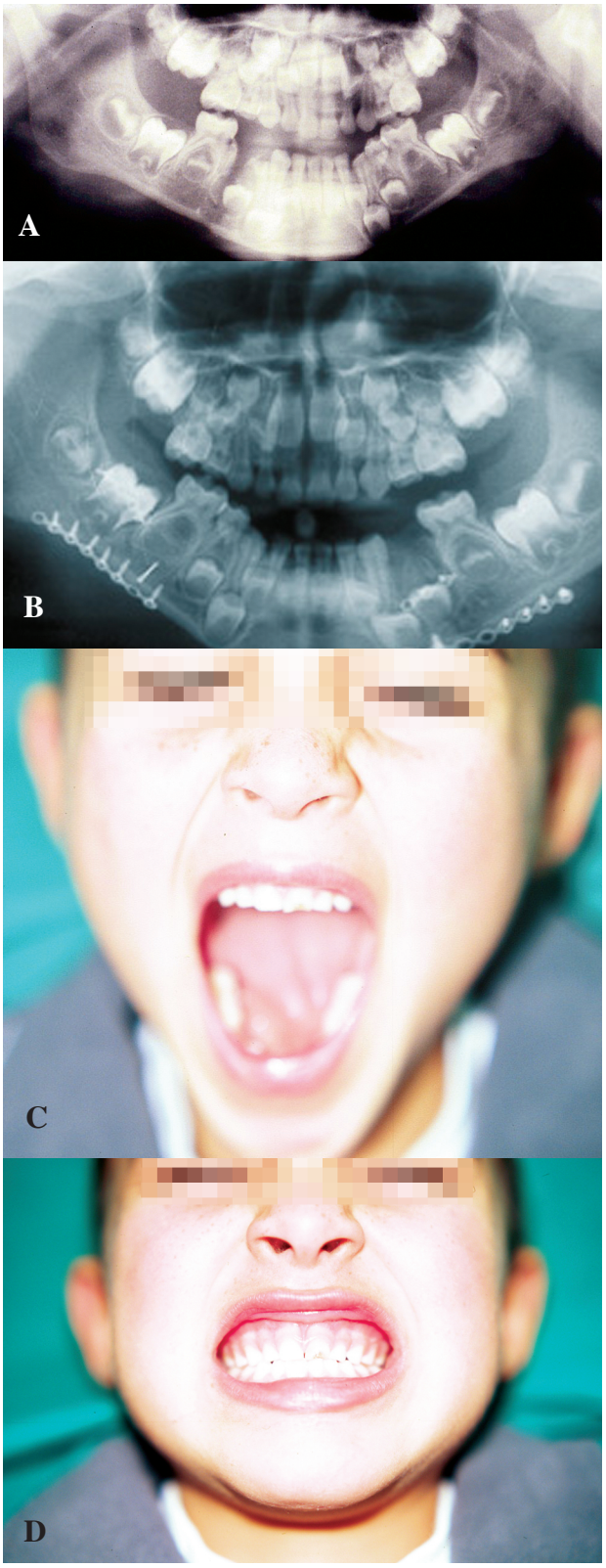


Figura 13 A, B, C Y D. Fractura bilateral desplazada de cuerpo. Fijación estable con microplacas. Postoperatorio inmediato con excelente funcionalismo y oclusión.
Figure 13. *Entire displaced bilateral fracture. Stable fixation with microplates. Immediate postoperative [view] with excellent functioning and occlusion.*

the consequent meningeal interaction. The indication of resorbable osteosynthesis in these cases is by choice.

Plate fracture

The plates may «become fractured». The cause is the so-called metallic fatigue (Pohler and Straumann-1975), a situation that occurs when the plate supports an excessive and prolonged mechanical load, almost always due to the absence of underlying bone reconstruction (reconstruction plates with bone defect bridging). If the plate has also been excessively manipulated during the molding process, this phenomenon may be favored (Fig. 10). However, the most frequent cause of the metallic rupture is the error in its choice, that is, when we require that a plate has biomechanical benefits for which it has not been designed. At present, this situation frequently occurs in the treatment of edentulous mandible factures with miniplates, in which we underestimate the functional force that must be counteracted. On the other hand, when the defects in bone continuity are not restored, the extreme bone remains tend to be reabsorbed, so that there may be loosening and loss of screws, that are initially stable and osteointegrated, and that should be removed, in the long term.

Osteosynthesis with titanium children

Fortunately, most of the maxillary fractures that

Los inconvenientes descritos en la literatura incluyen el posible daño de los gérmenes dentarios, la interrupción del potencial osteogénico del periostio al exponer la mandíbula con la consiguiente alteración del patrón de crecimiento, aparición de cicatrices hipertróficas, fundamentalmente en adolescentes, y la posible interferencia del material de osteosíntesis en el crecimiento mandibular a la que nos referiremos más tarde. Hay que destacar que todos estos inconvenientes, salvo el último, son comunes para los sistemas de osteosíntesis reabsorbible, e incluso podría pensarse que algo más acentuados debido a los mayores perfiles de sus placas y tornillos. (Champy-1992)

Las indicaciones para la cirugía abierta con fijación semirígida en las fracturas mandibulares de la infancia son, en nuestra opinión y en concordancia con otros autores las siguientes:

1. Traumatismos de elevada energía, que originan fracturas mandibulares múltiples, especialmente si se acompañan de fracturas del tercio medio facial. Dentro de este apartado se incluyen las fracturas abiertas (Fig. 14). La energía liberada origina frecuentemente la conminución de los fragmentos; la fijación con miniplacas permite recuperar la arquitectura de la mandíbula minimizando el daño funcional y estético.
2. Deficiente fijación de las férulas metálicas del bloqueo intermaxilar. Durante los dos primeros años de vida los dientes deciduos no aportan la suficiente estabilidad. Posteriormente, la dentición mixta dificulta en ocasiones la obtención de una adecuada inmovilización. La reducción abierta en fracturas mandibulares, únicas pero con importante desplazamiento, permite evitar una fijación intermaxilar precaria.
3. Asociación de fracturas de cóndilo y del cuerpo mandibular. Fundamentalmente antes de los 12 años, el cóndilo constituye la localización más frecuente de las fracturas mandibulares. El tratamiento conservador, basado en dieta blanda y movilización precoz, se ve entorpecido en ocasiones por la existencia de otro foco de fractura, fundamentalmente en el cuerpo mandibular contralateral. La fijación con material de osteosíntesis permite la apertura oral precoz, minimizando el riesgo de anquilosis en la articulación dañada (Fig. 15).
4. Situaciones en que las consecuencias del traumatismo no se limiten a las fracturas faciales. En las primeras etapas de la infancia resulta desgraciadamente habitual la presencia de lesiones intra-

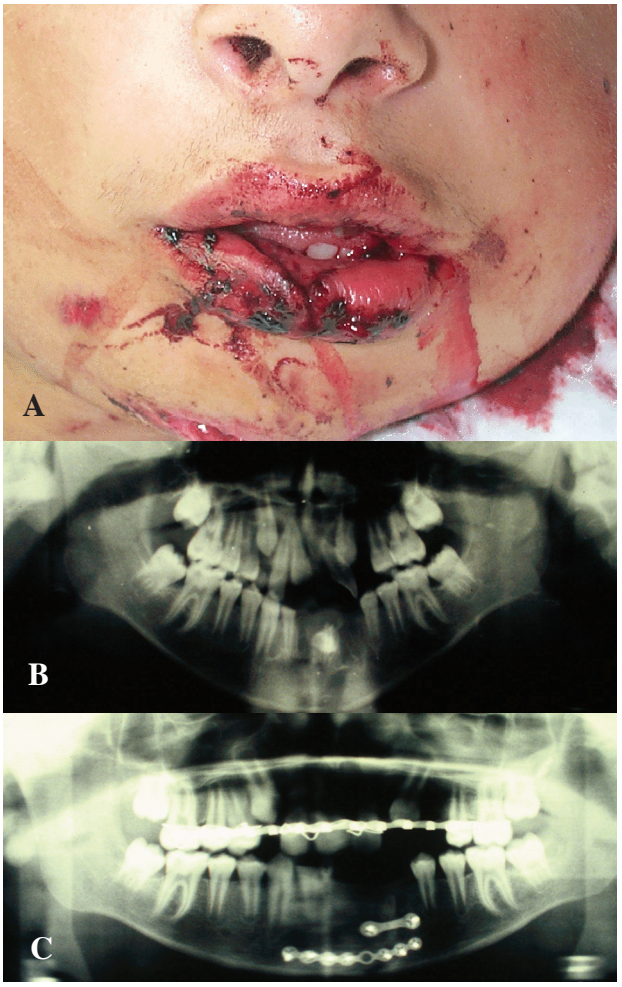


Figura 14 A, B y C. Fractura abierta intra-extraoral. Fijación estable con miniplacas. Férula superior para la fijación de luxaciones dentarias.
***Figure 14* A, B and C.** *Open intra-extraoral fracture. Stable fixation with miniplates. Upper splint for fixation of dental luxations.*

occur in the pediatric age are subsidiary to conservative treatment, understanding this to be from the therapeutic abstinence to intermaxillary fixation. The choice of one alternative or another depends on the intrinsic characteristics of the fracture and the patient's age, above all in regards to the teething stage present. On other occasions, open surgery is required to reduce the fracture, although interfragmentary fixation is not essential finally. In those cases, the exquisite surgical management of the soft tissues is essential to minimize the vascular damage and the possible repercussion that this could have on growth.

In general, there is a tendency to be more conservative when the patient is younger, but there are cases in the clinical practice that do not permit it. There are situations in which an open reduction with active fixation of the foci is necessary for adequate curing of the fractures, fundamentally in the cases having an important degree of displacement, in presence of multiple foci and/or of fractures of both maxillaries and regardless of the patient's age group (Fig. 11). Classically, wire osteosynthesis (stainless steel) has been used to solve most of these cases, associated or not to intermaxillary fixation. The evolution in the design of titanium miniplates and microplates with very low profiles (1-1.5 mm) and very short and self-thread screws have generalized their use in the situations, displacing wire fixation almost completely, since the primary stability that it makes possible is very superior. Thus, in many occasions, intermaxillary fixation can be obviated, a situation to is important in relationship to children (Fig. 12).

In the case of mandibular fractures, the final objective of the treatment in these cases is similar to that of the adult population, that is, obtaining an anatomic reduction and stabilization of the focus that permits an anatomic as well as functional correct and immediate repair. Based on this premise, it is clear that the mandible of these patients is subjected to a series of characteristics, in large part, common

craneales o tóraco-abdominales. En estas situaciones, resulta aconsejable recurrir al tratamiento abierto de las fracturas mandibulares, que permite reducir y estabilizar adecuadamente la fractura, manteniendo libre la vía aérea, lo que facilita el trabajo en las unidades de cuidados intensivos pediátricas y evita la indeseable traqueotomía (Fig. 16).

En el caso de fracturas orbitomalares desplazadas, mucho más infrecuentes, se aconseja un abordaje intraoral y fijación mediante miniplaca de titanio en el arbotante máxilo-malar. Si se precisa un abordaje del reborde infraorbitario o del suelo de la órbita se puede utilizar una vía subtarsal o transconjuntival. El reborde infraorbitario puede estabilizarse mediante osteosíntesis alámbrica o mediante microplacas de titanio. El suelo de la órbita puede restaurarse mediante reducción pura del fragmento desplazado, o mediante injertos autólogos sin ningún tipo de fijación. Por último, si se precisa un abordaje en cola de ceja para realizar una osteosíntesis fronto-malar, se pueden emplear mini-microplacas de titanio o bien osteosíntesis alámbrica si es que el arbotante máxilo-malar ha sido convenientemente fijado. En las fracturas tipo Lefort, a pesar de su infrecuencia, la mayor parte de los casos (80%) precisan de cirugía abierta y fijación semirígida. Sólo aquellos casos con mínimo desplazamiento son subsidiarios de una abstención terapéutica (dieta blanda y control) o de la aplicación de un bloqueo intermaxilar durante 3 semanas. En el resto de los casos se procederá a la estabilización de los arbotantes naso-maxilares y máxilo-malares mediante miniplacas.

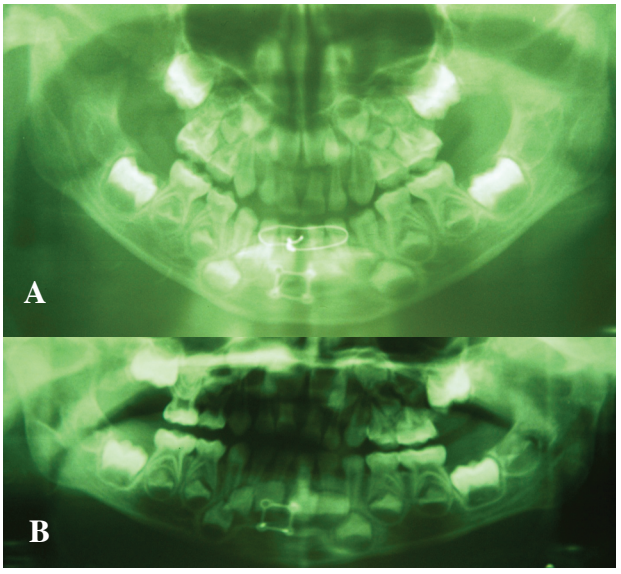


Figura 15 A y B. Fractura bicondílea y sinfisaria en paciente de 4 años. Fijación con microplaca y alambre interdentario. Boca abierta. Remodelado condilar y ausencia de bloqueo eruptivo en incisivos inferiores.
***Figure 15* A and B.** *Bicondylar symphyseal fracture in a 4 year old patient. Fixation with microplate and interdental wiring. Open mouth. Condylar remodeling and absence of delayed eruption of the lower incisors.*

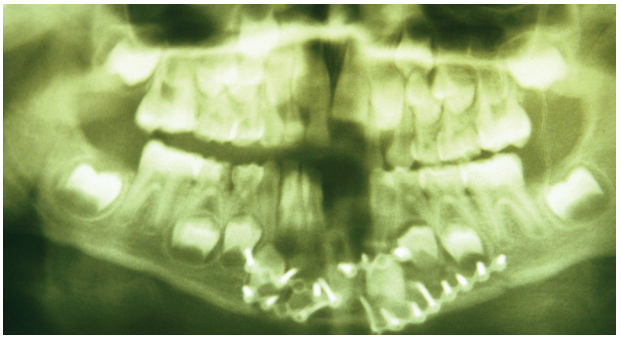


Figura 16. Control postoperatorio precoz del caso de la figura 11.
Figure 16. *Postoperative rapid control of the case in Figure 11.*

En la actualidad, tanto para las fracturas orbitomalares como para las de tercio medio, la indicación de osteosíntesis reabsorbible puede resultar electiva, ya que sus resultados son equiparables a la osteosíntesis con titanio y se obvia la posibilidad de una futura retirada. La decisión creemos depende, sobre todo, de la experiencia del cirujano con uno y otro sistemas. Con respecto a las fracturas órbito-naso-etmoidales, hay que considerar que el crecimiento del tercio medio facial está condicionado por el desarrollo de la fosa craneal anterior, órbita y septo. Las fracturas de esta región, aunque infrecuentes, tienen por un lado un alto potencial de alterar el desarrollo facial, pero por otro pueden acompañarse de importantes secuelas estéticas ante una reducción inapropiada. Por ello, a pesar de la importante desperiostización que conlleva su tratamiento, la mayor parte de los autores mantienen la idea de realizar una reducción ana-

to the rest of the facial skeleton, that conditions the therapeutic solution: bone in growth, maxillo-mandibular combined growth, presence of tooth buds (different teething phases) and baseline position of the inferior dental nerve. Thus, the growth dynamics leads us to different clinical situations in the surgical treatment of the mandibular fractures in children. This heterogeneity, together with the low incidence of facial fractures in childhood, justifies the non-existence of a treatment reached by consensus. As basic principles, the degree of displacement will condition the need for osteosynthesis, the teething phase will determine the immobilization techniques and the osteosynthesis to be used and the site of the fracture the duration of the immobilization (Hardt-Gottsauner-1993).

The advantages of open surgery with fixation not only are based on obtaining an exact reduction of the fracture foci. This type of action makes it possible for the airway to remain permeable, anticipating potential serious complications such as vomit aspiration (that is not rare in children) and obtaining a rapid return to the usual diet of the child, with maintenance of maxillo-mandibular and cranial-mandibular functionalism (TMJ) early. This passive physiotherapy is beneficial for all the stomatognatic system in growth (Fig. 13).

The disadvantages described in the literature include the possible damage of the tooth buds, the interruption of the osteogenic potential of the periosteum on exposing the mandible with the consequent alteration of the growth pattern, appearance of hypertrophic scars, fundamentally in adolescents, and the possible interference of the osteosynthesis material in the mandibular growth that we will refer to later on. It must be stressed that all these disadvantages, except the last one, are common for the resorbable osteosynthesis systems, and it could even be thought that somewhat

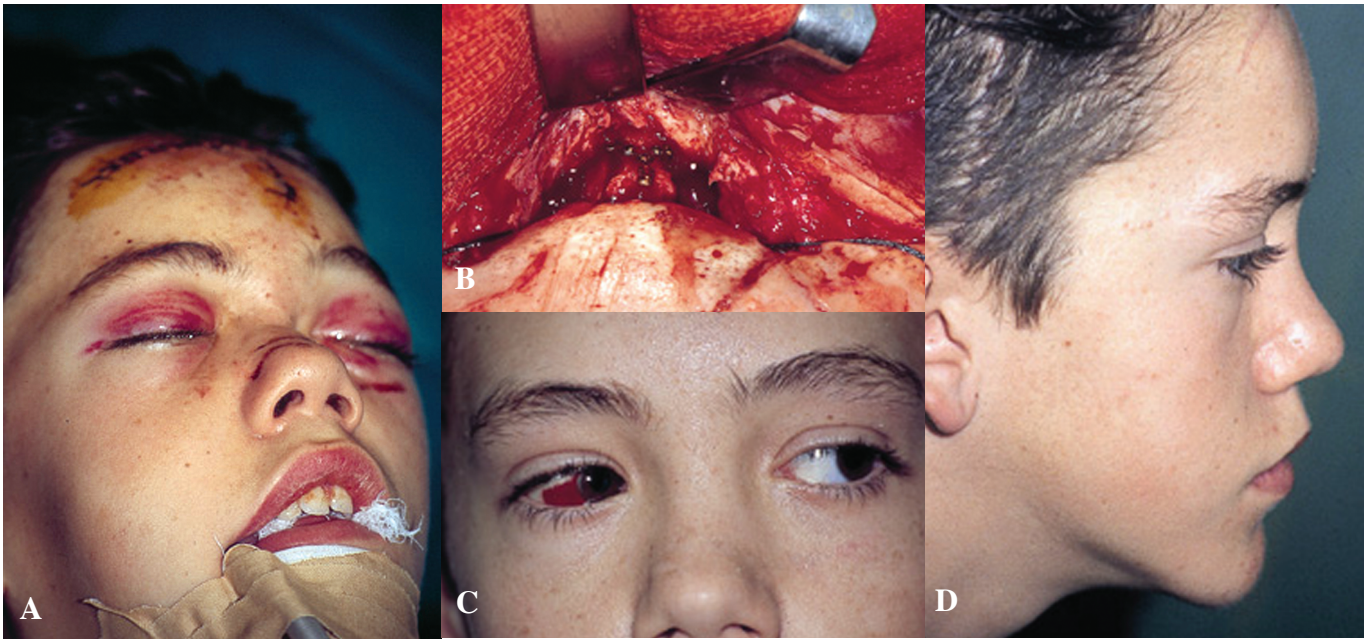


Figura 17 A, B, C y D. Fractura compleja NEO en un paciente de 9 años. Abordaje coronal, reducción anatómica, fijación con microplacas y cantopexia. Control postoperatorio con ausencia de telecanto y buena proyección nasal.
***Figure 17* A, B, C and D.** *Complex NOE fracture in a 9 year old patient. Coronal approach, anatomical reduction, fixation with microplates and canthopexy. Postoperative control with absence of telecanthus and good nasal projection.*

tómica de todas las fracturas desplazadas mediante abordaje coronal en ausencia de heridas faciales que permitan un abordaje directo. La fijación semirrígida se hará preferentemente con miniplacas reabsorbibles (si es que las condiciones de los tejidos blandos lo permiten) con alambres de acero, con microplacas de titanio o si la estabilidad de la fractura lo permite, con pegamentos biológicos (cianoacrilato). La utilización de placas metálicas en este territorio conlleva cierto riesgo de migración intracraneal, y requiere de un seguimiento estrecho hasta finalizado el crecimiento y si es necesario de un segundo abordaje para su retirada (Fig. 17).

Conclusiones

Se ha invocado de forma reiterada en la literatura la interferencia de la osteosíntesis de titanio en el crecimiento de los huesos faciales.Como ya apuntábamos, es difícil discriminar entre los efectos deletéreos que sobre el crecimiento se derivan de la propia fractura, del traumatismo indirecto sobre la ATM, de las lesiones sobre tejidos blandos, traumáticas o quirúrgicas (matriz de crecimiento, etc.).

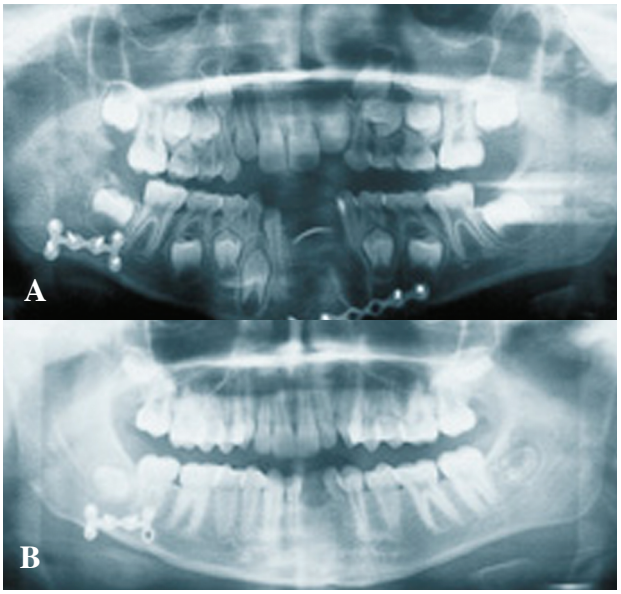


Figura 18 A y B. Osteosíntesis con miniplacas en fractura doble en un paciente de 8 años. A los 4 años, en ausencia de anomalías de crecimiento y bloqueos eruptivos, se procede a la retirada de la miniplaca sinfisaria bajo anestesia general; se desiste de la retirada de la angular al evidenciarse la necesidad de una agresión local desmesurada para conseguirlo.
***Figure 18* A and B.** *Osteosynthesis with miniplates in double fracture in 8 year old patient. Four year later, in the absence of anomalies regarding growth and delayed eruption, the symphyseal miniplate was removed under general anesthesia; the angular [plate] was not removed as this would have involved excessive local force.*

more important due to the greater profiles of their plates and screws (Champy- 1992). The indications for open surgery with semirigid fixation in the mandibular fractures in childhood are, in our opinion, and in agreement with other authors, the following:

1. *High energy traumatisms, that cause multiple mandibular fractures, especially if they accompany midface fractures. Open fractures are included within this section (Fig.14). The energy released frequently causes comminution of the fragment; the fixation with miniplates makes it possible to recover the architecture of the mandible, minimizing the functional and esthetic damage.*
2. *Deficient fixation of the metallic splints with*

miento de Moss y Rankow) y los consecuentes a la aplicación de miniplacas de titanio para la osteosíntesis.

La fijación con miniplacas y microplacas de titanio, excluido el territorio pericraneal, plantea pues la *controversia* derivada de la necesidad de una segunda intervención para su retirada, necesidad que se argumenta para indicar la fijación con sistemas reabsorbibles. Los autores que mantienen tal postura suelen proceder a su retirada a los 2-3 meses de su aplicación. Cuando los abordajes son intraorales las consecuencias de una segunda cirugía pueden considerarse como asumibles, pero en abordajes extraorales (p.e. coronal o submandibular) estas consecuencias no pueden ser desdeñadas. De otra parte, algunos cirujanos postulan que el nuevo abordaje quirúrgico repercute sobre el crecimiento facial de manera similar al tratamiento primario de la fractura, por lo que teniendo en cuenta la reconocida biocompatibilidad de las placas de titanio recomiendan su mantenimiento, sobre todo en pacientes mayores de 13 años, salvo que produzcan alguna alteración objetiva. Hay que tener en cuenta, como ya hemos dicho, que las osteosíntesis se manifiestan biomecánicamente activas hasta que la fractura ha consolidado; a partir de este momento se comportan como cuerpos inertes sobre los cuales, y en ausencia de complicaciones, se produce remodelado óseo y osteointegración, pudiendo evidenciarse como el material «acompaña» a la mandíbula en su crecimiento (Fig. 18).



Figura 19 A, B y C. Control a los 4 años del caso de la figura 11 y 16.
***Figure 19* A, B y C.** *Follow-up 4 years later of the case in figure 11 and 16.*

Siguiendo los postulados de *Medicina Basada en la Evidencia*, no existe en la literatura evidencia científica contrastada que establezca una relación causal directa entre la presencia de un implante de titanio y una alteración del crecimiento sobre un hueso facial. La experiencia clínica de muchos cirujanos, entre los que nos encontramos, habla en contra de esta posibilidad, por lo que una vez realizada la pertinente valoración crítica en términos de validez y utilidad, podemos concluir que esta hipótesis no justifica la no utilización de estos implantes en niños cuando sea necesario, ni la sistemática retirada de los mismos cuando no lo sea (Fig.19).

En cualquier caso, un seguimiento prolongado es imprescindible en estos pacientes sobre los que se individualizará la decisión.

Bibliografía

1. Allal AS, Richter M, Russo M, Rouzaud M, Dulguerov P, Kurtz JM. Dose variation at bone/titanium interfaces using titanium hollow screw osseointegrating reconstruction plates. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1998;40:215-9.

intermaxillary blocking. During the first two year of life, the primary dentation does not supply sufficient stability. After, the mixed dentation sometimes makes obtaining adequate immobilization difficult. The open reduction in mandibular fractures, single but with important displacement, makes it possible to avoid precarious intermaxillary fixation.

3. *Association of condyle and mandibular body fractures. Fundamentally before 12 years of age, the condyle makes up the most frequent site of mandibular fractures. Conservative treatment, based on a bland diet and early mobilization, is sometimes hindered by the existence of another fracture focus, basically in the contralateral mandibular body. Fixation with osteosynthesis material allows for early oral opening, minimizing the risk of ankylosis risk in the damaged joint (Fig. 15).*
4. *Situations in which the traumatism consequences are not limited to facial fractures. In the first stages of childhood, the presence of intracranial or thoracic-abdominal lesions are unpleasantly common. In these situations, it is advisable to use open treatment of the mandibular fractures, that makes it possible to adequately reduce and stabilize the fracture, maintaining the airway free, which facilitates the work of the pediatric intensive care units and avoids the undesired tracheotomy (Fig.16).*

In the case of displaced orbito-zygomatic fractures, much more uncommon, an intraoral approach and fixation by titanium miniplate on the zygomatic maxillary buttress is advised. If an approach of the infraorbital ridge or orbital floor is necessary, a subtarsal or transconjunctival pathway can be used. The infraorbital ridge may be stabilized by wire osteosynthesis or by titanium microplates. The orbital floor can be

2. Amaratunga NA. Mandibular fractures in children. A study of clinical aspects, treatment needs, and complications. *J Oral Maxillofac Surg* 1988;46:637-40.
3. Alpert B. Discussion. Paediatric facial fractures: Evolving patterns of treatment. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51:844-5.
4. Bahr W, Stricker A, Gutwald R, Wellens E. Biodegradable osteosynthesis material for stabilization of maxillary fractures: experimental investigation in sheep. *J Craniomaxillofac Surg* 1999;27:51-7.
5. Bartlett SP, DeLozier JB. Controversies in the management of paediatric facial fractures. *Clin Plast Surg* 1992;19:245-58.
6. Blakey GH, Ruiz RL. Management of facial fractures in the growing patient. En: Fonseca. *Oral and Maxillofacial Trauma*, 2ª ed.
7. Boyd JB. Use of reconstruction plates in conjunction with soft-tissue free flaps for oromandibular reconstruction. *Clin Plast Surg* 1994;21:69-77.
8. Champy M, Blez P, Kahn JL. Osteosynthesis using resorbable plates in maxillofacial surgery: hopes and disappointments. *Chirurgie* 1992;118:596-600.
9. Cordeiro P, Hidalgo D. Soft tissue coverage of mandibular reconstruction plates. *Head Neck* 1994;16:112-5.
10. Coustal B, Michelet V, Pinsolle J, Siberchicot F, Caix P, Michelet FX. Résultats de l´utilisation des plaques de reconstruction mandibulaire en titane. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1994;95:274-7.
11. Davidson J, Birt BD, Gruss J. A-O plate mandibular reconstruction: a complicaction critique. *J Otolaryngol* 1991;20:104-7.
12. Davidson J, Freeman J, Gullane P, Rotstein L, Birt D. Mandibulotomy and radical radiotherapy: compatible or not? *J Otolaryngol* 1988;17:279-81.
13. Dean A, Alamillos F. Osteosíntesis y Radioterapia. En: Martínez-Villalobos: *Osteosíntesis Craneomaxilofacial*. Ergon, Madrid 2002, 247-58
14. Delacroix S, Rymel J, Smith P, Clubb B. The effects of steel and titanium mandibular reconstruction plates on photon and electron beams. *Br J Radiol* 1990;63:642-5.
15. Demianczuk AN, Verchere C, Phillips JH. The effect on facial growth of paediatric mandibular fractures. *J Craniofac Surg* 1999;10:323-8.
16. Flynn TR. Oral and Maxillofacial Infections. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America* 2000;8(1).
17. Fortunato MA, Fielding AF, Guernsey LH. Facial bone fractures in children. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982;53:225-30.
18. Freitag V, Berthold B, Fischer H. Experience with AO reconstruction plates after partial mandibular resection involving its continuity. *J Craniomaxillofac Surg* 1991;19:191-8.
19. Futran ND, Urken ML, Buchbinder D, Moscoso JF, Biller HF. Rigid fixation of vascularized bone grafts in mandibular reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;121:70-6.
20. Gosain AK, Song L, Corrao MA, Pintar FA. Biomechanical evaluation of titanium, biodegradable plate and screw, and cyanoacrylate glue fixation systems in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 1998;101:582-91.
21. Greenberg AM. Craniomaxillofacial Fractures. *Principles of Internal Fixation Using the AO/ASIF Technique*. Springer-Verlag, New York, Inc 1993.
22. Gullane PJ. Primary mandibular reconstruction: analysis of 64 cases and evaluation of interface radiation dosimetry on bridging plates. *Laryngoscope* 1991;101:1-24.
23. Hardt N., Gottsauner A. The treatment of mandibular fractures in children. *J Craniomaxillofac Surg* 1993;21:214-219.
24. Iizuka T, Thorén H, Annino DJ, Hallikainen D, Lindqvist Ch. Midfacial fractures in paediatric patients. Frequency, characteristics, and causes. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;121:1366-71.
25. Imola MJ, Hamlar DD, Shao W, Chowdhury K, Tatum S. Resorbable plate fixation in paediatric craniofacial surgery: long-term outcome. *Arch Facial Plast Surg* 2001;2:79-90.
26. Junquera LM, Martínez-Villalobos S. Osteosíntesis en pacientes pediátricos. En: Martínez-Villalobos. *Osteosíntesis Craneomaxilofacial*. Ergon, Madrid 2002;223-233.
27. Kaban LB, Mulliken JB, Murray JE. Facial fractures in children. An analysis of 122 fractures in 109 patients. *Plast Reconstr Surg* 1977;59:15-20.
28. Kaban LB. Diagnosis and treatment of fractures of the facial bones in children 1943-1993. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51:722-29.
29. Klotch DW, Ganey T, Greenburg H, Slater-Haase A. Effects of radiation therapy

restored by pure reduction of the displaced fragment, or by autologic grafts without any type of fixation. Finally, if the eyebrow approach is necessary to perform a fronto-zygomatic osteosynthesis, titanium mini-microplates or wire osteosyntehesis may be used if the zygomatic maxillary buttress has been well fixed. In Lefort type fractures, in spite of their rareness, most of the cases (80%) require open surgery and semirigid fixation. Only those cases with minimum displacement are subsidiaries of a therapeutic abstention (bland diet and control) or of the application of an intramaxillary blocking during 3 weeks. In the rest of the cases, stabilization of the naso-maxillary and zygomatic maxillary buttress will be done by miniplates.

At present, both for orbito-zygomatic fractures as well as for the midface, the indication of the resorbable osteosynthesis can be of choice, since its results are comparable to osteosynthesis with titanium and the possibility of a future withdrawal is obviated. We believe that the decision depends on, above all, the experience of the surgeon with one system or another.

In regards to the orbital-nasal-ethmoidal fractures, it must be considered that the growth of the midface is conditioned by the development of the anterior cranial fossa, orbital cavity and septum. The fractures of this region, although rare, have, on the one hand, a high potential to alter facial development, but on the other hand, they may be accompanied by important esthetic sequels due to inadequate reduction. Thus, in spite of the important deperiostization that its treatment has, most of the authors maintain the idea of performing an anatomic reduction of all the displaced fractures by coronal approach in absence of facial wounds that permit a direct approach. The semirigid fixation should be performed preferentially with resorbable miniplates (if the conditions of the soft tissues make it possible), with steel wires, with titanium microplates or if the stability of the fracture allows it, with biological glues (cyanocrylate). The use of metallic plates in this territory means certain risk of intracranial migration and requires a close follow-up until growth has ended and, if necessary, of a second approach for its withdrawal (Fig. 17).

Conclusions

The interference of titanium osteosynthesis in the growth of facial bones has been repeatedly invoked in the literature. As we have already stated, it is difficult to discriminate between the harmful effects derived from the fracture itself, the indirect trauma on TMJ, of the traumatic or surgical lesions on the soft tissues (Moss and Rankow growth matrix) and those due to the application of titanium miniplates for osteosynthesis on growth.

Fixation with titanium miniplates and microplates, excluding the pericranial territory, thus poses the controversy derived from the need for a second operation for its withdrawal, a

on reconstruction of mandibular defects with titanium reconstruction plate. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1996;114:620-7.
30. Klotch DW, Gump J, Kuhn L. Reconstruction of mandibular defects in irradiated patients. *Am J Surg* 1990;160:396-8.
31. Martínez-Villalobos S. Fracaso de osteosíntesis. En: Martínez-Villalobos. *Osteosíntesis Craneomaxilofacial*. Ergon, Madrid 2002;209-21.
32. McCann KJ, Irish JC, Gullane PJ, Holmes H, Brown DH, Rotsein L. Complications associated with rigid fixation of mandibulotomies. *J Otolaryngol* 1994;23:210-15.
33. Melian E, Fatyga M, Lam P, Steinberg M, Reddy SP, Petruzzelli GJ, Glasgow GP. Effect of metal reconstruction plates on cobalt-60 dose distribution: a predictive formula and clinical implications. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:725-30.
34. Pinsolle J, Demeaux H, Phan E, Coustal B, Siberchicot F, Michelet FX. Plaques de reconstruction mandibulaire en titane et radiothérapie. *Ann Chir Plast Esthet* 1993;38:163-6.
35. Planell Estany JA. *Estudio comparativo para Synthes Hispania de diferentes materiales de osteosíntesis para aplicación médica*. Universidad Politécnica de Cataluña. Barcelona, 1995
36. Postlethwaite KR, Philips JG, Booth S, Shaw J, Slater A. The effect of small plate osteosynthesis on postoperative radiotherapy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1989;27:375-8.
37. Posnick JC, Wells M, Pron GE. Paediatric facial fractures: Evolving patterns of treatment. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51:836-44.
38. Precious DS, Delaire J, Hoffman CD. The effects of nasomaxillary injury on future facial growth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988;66:525-30.
39. Prein J. *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg 1998.
40. Raveh Y, Stitch H, Sutter F. The use of titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system in bridging of lower jaw defects. *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42:281-94.
41. Rodríguez Rius D. *El titanio y sus propiedades*. Impladent magazine nº2, Marzo 2002.
42. Rohrich RJ. Advances in Craniomaxillofacial Fracture Management. *Clinics in Plastic Surgery* 1992;19(1).
43. Ryu JK, Stern RL, Robinson MG, Bowers MK, Kubo HD, Donald PJ, Rosenthal SA, Fu KK. Mandibular reconstruction using titanium plate: the impact of radiation therapy on plate preservation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32:627-34.
44. Schusterman MA, Reece GP, Kroll SS, Weldon ME. Use of the AO plate for immediate mandibular reconstruction in cancer patients. *Plast Reconstr Surg* 1991;88:588-93.
45. Schweinfurth JM, Koltai PJ. Pediatric mandibular fractures. *Facial Plast Surg* 1998; 14:31-44.
46. Sherick DG, Buchman SR, Patel PP. Pediatric facial fractures. Analysis of differences in subspecialty care. *Plast Reconstr Surg* 1998;102:28-31.
47. Spencer KR, Sixeland A, Taylor GI, Wiesenfeld D. The use of titanium mandibular reconstruction plates in patients with oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:288-90.
48. Spiessl B, Rahn B. *Internal Fixation of the Mandible*. A Manual of AO/ASIF Principles. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg 1989.
49. Stoll P, Wachter R, Bahr W. Bridging lower jaw defects with AO plates: comparison of THORP and 3-DBRP systems. *J Craniomaxillofac Surg* 1992;20:87-90.
50. Tanaka N, Uchide N, Suzuki K y cols. Maxillofacial fractures in children. *J Craniomaxillofac Surg* 1993;21:289-93.
51. Tatcher M, Kuten A, Helman J. Laufer D. Perturbation of cobalt 60 radiation doses by metal objects implanted during oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42:108-110.
52. Thaler SR, Huang V. Midfacial fractures in the paediatric population. *Ann Plast Surg* 1992;29:348-52.
53. Vuillemin T, Raveh J, Sutter F. Mandibular reconstruction with the titanium hollow screw reconstruction plate (THORP) system: Evaluation on 62 cases. *Plast Reconstr Surg* 1988;82:804-814.
54. Weber WD, Chotkowski GC. Mandibular Fractures. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America* 1997;5(1).
55. Winzenburg SM, Imola MJ. Internal fixation in pediatric maxillofacial fractures. *Facial Plast Surg* 1998;14:45-8.
56. Worrall SF. Avoiding and managing complications in minor oral surgery. En: Ward Booth P, Schendel SA y Hausamen JE (eds.): Maxillofacial Surgery. Churchill-Livingstone, Edinburgh 1999;1608-1609.

need that is argued to indicate the fixation with resorbable systems. The authors who maintain this position generally proceed to its withdrawal at 2-3 months of its application. When the approaches are intraoral, the consequences of a second surgery may be considered to be acceptable, but in extraoral approaches (i.e. coronal or submandibular), these consequences cannot be scorned. On the other hand, some surgeons postulate that the new surgical approach has a repercussion on facial growth in a similar way to the primary treatment of the fracture, so that, considering the recognized biocompatibility of the titanium plates, they recommend their maintenance, above all in patients over 13 years, except if an objective alteration is produced. It must be considered, as we have already said, that the osteosynthesis manifest as biomechanically active until the fracture has consolidated. After this time, they behavior as inert bodies on which, and in the absence of complications, bone remodeling and osteointegration are produced, it being possible to see how the material «accompanies» the mandible in its growth (Fig. 18).

Following the assumptions of Evidence Based Medicine, no contrasted scientific evidence that establishes a direct causal relationship between the presence of titanium implant and a growth alteration on the facial bone is found in the literature. The clinical experience of many surgeons, among them us, speak against this possibility, so that once the pertinent critical assessment is made in terms of validity and utility, we could conclude that this hypothesis does not justify the lack of use of these implants in children when necessary, or the systematic withdrawal of them when it is not necessary (Figs. 19 and 20).

In any event, a prolonged follow-up is essential in these patients on whom the decision will be individualized.