

# ALGUNOS ASPECTOS SOBRE BIOINGENIERIA

Prof. Mario Foix León  
Ex-Académ. J. C. Depto. Ing. Mecánica USACH.  
Actualmente Gerente General  
Osteomed Chile Ltda.



## INTRODUCCION

**D**esde tiempos antiguos la Medicina ha estado en estrecha relación con los metales; primero como instrumentos de cirugía y más tarde como tutores externos para ayudar a la reducción en fracturas y luego como implantes, alojados dentro del cuerpo.

En este artículo se desarrollará el tema sobre los implantes metálicos para cirugía ósea, puesto que éstos son los que presentan un mayor desafío a la metalurgia, debido a que tienen que cumplir su cometido en un medio totalmente hostil; sometidos a corrosión química, corrosión galvánica y una gran exigencia mecánica, para competir en parte con la resistencia del sistema óseo que es una pieza viva, autorregenerable y de gran resistencia a las microdeformaciones. Por esto, un implante deberá diseñarse de tal manera que sea biológicamente compatible con el medio interno donde será alojado.

## 1.- MATERIALES.

Los materiales utilizados para implantes generalmente son, en un gran porcentaje, acero inoxidable y en menor escala se utiliza una super aleación base titanio; trataremos solamente los primeros.

### 1.1 Composición química en % del acero inoxidable:

C 0,03 max; Si 1,00 max; Mn 2,00 max; S 0,015 max; P 0,025 max; Cr 16-19; Ni 10-16; Mo 2-3,5 y Fe el resto.

### 1.2 Propiedades mecánicas:

Resistencia a la tracción: 860 N/mm<sup>2</sup>  
Límite de fluencia: 12 N/mm<sup>2</sup>  
Tamaño de grano: delimitado  
Estructura: totalmente austenítica  
Contenido de inclusiones: especificado.

La delimitación de la composición química tiene por objeto obtener una máxima resistencia a la corrosión; Especial atención deberá ponerse en el contenido de cobre como impureza, el cual deberá ser bajísimo, evitando la utilización de chatarra en la producción de la aleación y la acumulación de mayores concentraciones de otros elementos no deseados.

## INCLUSIONES NO METÁLICAS

Es indispensable la pureza de la estructura, asegurando un bajo contenido de sulfuros y óxidos; esto se consigue mediante los procesos de refusión bajo electro escoria; las inclusiones de óxidos no deben sobrepasar el N° 1 1/2 de la designación A.S.T.M. E-45-63, método D. y las inclusiones de sulfuros de Mn. no deben sobrepasar el N°1 de la norma antes citada.

Durante el proceso de producción del acero los óxidos y sulfuros de Mn aparecen como inclusiones longitudinalmente orientados. Investigaciones con microsonda y experimentos de corrosión (in vitro e in vivo en ratas, con implantes en huesos y múscu-

los) indican que estas inclusiones no metálicas provocan la corrosión galvánica.

Las figuras 1a y 1b, muestran una comparación entre un acero austenítico purificado y otro no purificado.

## 2.- UNIFORMIDAD DEL MATERIAL

La estrecha tolerancia exigida en la composición química de la aleación, aseguran una máxima semejanza de todos los implantes usados en una osteosíntesis, esto minimiza la corrosión galvánica.

Esta corrosión puede producirse por el uso simultáneo de aceros de diferente composición, aunque estén dentro de las normas especificadas, por ejemplo, materiales en los máximos y mínimos de tolerancia permitida, presentan diferentes potenciales electromotriz; si tales implantes son usados en contacto directo, es previsible una mayor velocidad de corrosión en el de menor potencial, o en el material de mayor contenido de inclusiones.

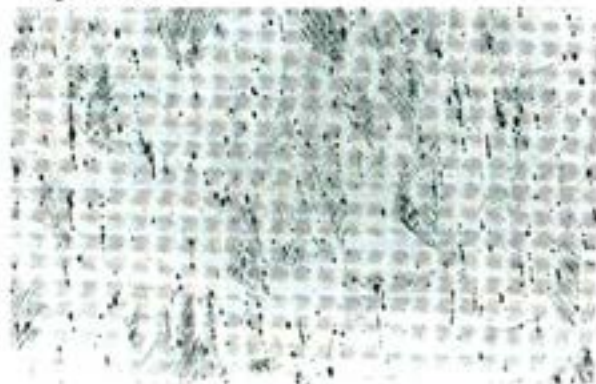
Se presentan dificultades mayores cuando se usan materiales de diferente composición química. Fig. 2.

Una placa fue fijada con tornillos de acero inoxidable tipo AISI 304, que no corresponde a la norma de aceros para implantes, por no contener molibdeno, en la cabeza del tornillo en contacto con la placa, se desarrolló una intensa corrosión galvánica, produciendo canales profundos a través de toda la cabeza del tornillo.

## 3.- HOMOGENEIDAD.

El acero inoxidable para implantes es sugestivamente puro y libre de otras fases como ferrita, carburos o eventualmente de la fase delta.

Acero inoxidable ANSI 316 L no refundido.  
(Se pueden observar las inclusiones longitudinales).  
Fig. 1a 145x



Acero inoxidable 316 L refundido, utilizado en implantes.  
Fig. 1b 145x

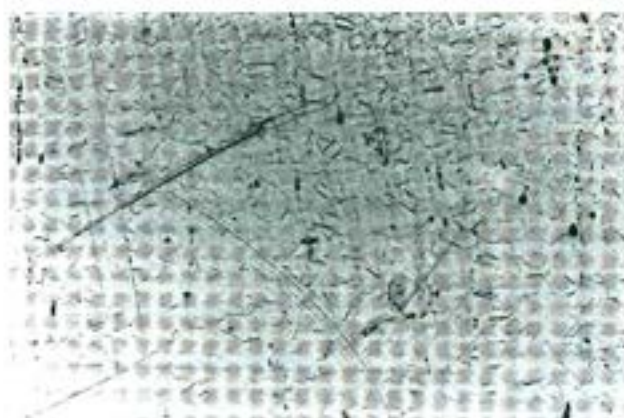




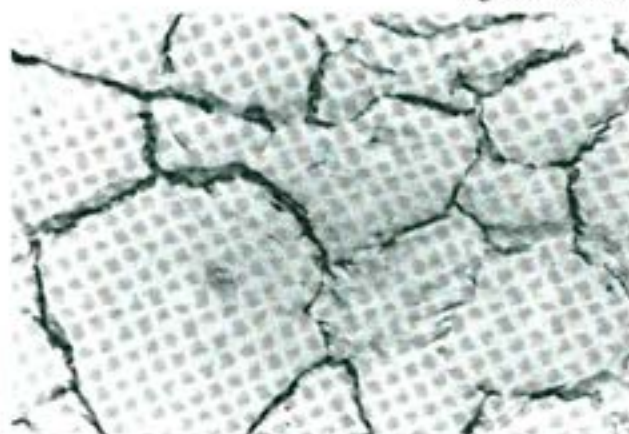
Ejemplo de mezcla de materiales:



Superficie de implante con corrosión general.  
Fig. 3a 210x



Precipitaciones intergranulares de  
carburo que provocan corrosión.  
Fig. 3b 1020x



Precipitaciones intergranulares de carburo  
observadas con el microscopio electrónico.  
fig. 3c 5100x

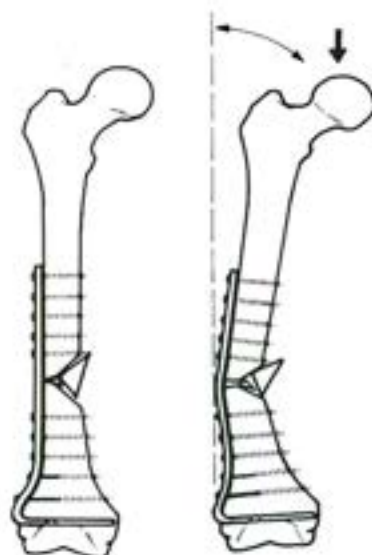
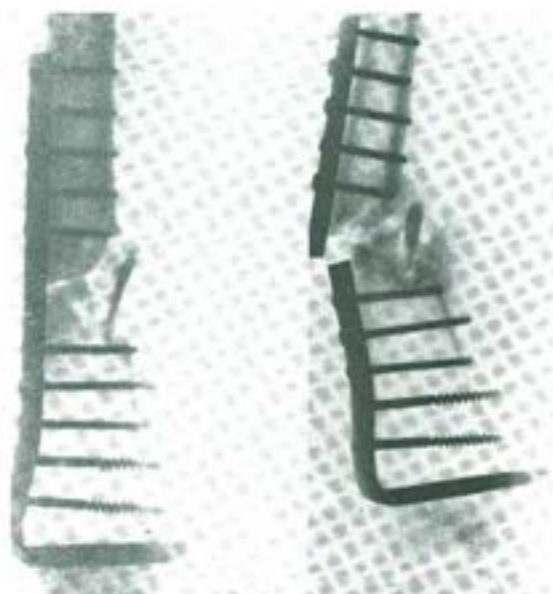
Esta homogeneidad depende del tratamiento térmico y de la composición química. Las heterogeneidades no son deseables, debido al peligro de corrosión y a su influencia en las características mecánicas. La fig. 3 a, 3 b y 3 c indican ejemplos de precipitaciones intergranulares de carburos debido a un tratamiento térmico no apropiado y por consiguiente, corrosión a lo largo de los límites de grano.

## 4.- ROTURA DE IMPLANTES

Los implantes no son prótesis, se diseñan de tal

manera que no sean demasiado rígidos, ni demasiado blandos, ni emplacen demasiado a los tejidos; actúan como puentes de estabilización para mantener la reducción, es decir, la placa fija la reducción de la fractura por compresión interfractamentaria, cuando se ha indicado que es posible; las fuerzas deberán repartirse en toda la sección del hueso y de la placa; si esto no se cumple y el implante se somete por un período prolongado a una carga de flexión, puede producirse la rotura de éste, por fatiga. las imágenes de rayos -X Nº4a y 4b y el croquis 4c muestran un fémur con un implante roto por falta de apoyo en el medio.

Fractura de implante, en fémur, por falta de apoyo en el medio. Con la carga se produce un esfuerzo continuo en la placa sometida a flexión, que conduce a una rotura por fatiga.  
Fig. 4a y 4b



Croquis Fig. 4c

Dibujo esquemático que muestra como una placa incurre en una tensión por flexión, debido a la fijación interna inestable.

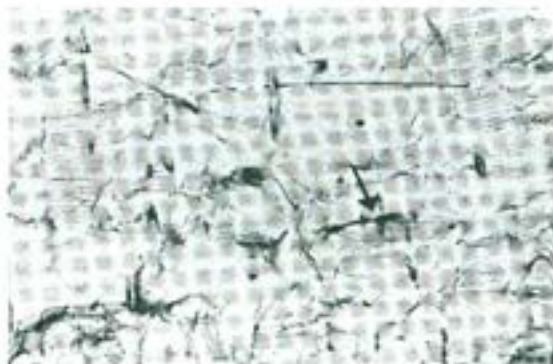


Fig. 5a 150x

Superficie de la placa próxima al sitio de rotura con las líneas de deformación originadas por doblado cíclico. La flecha muestra una fisura producida en un escalón de deslizamiento.



Fig. 5b 850x

Incremento de líneas de deformación abiertas.



Fig. 5c 850x

Las líneas de deformación abiertas formando una fisura.

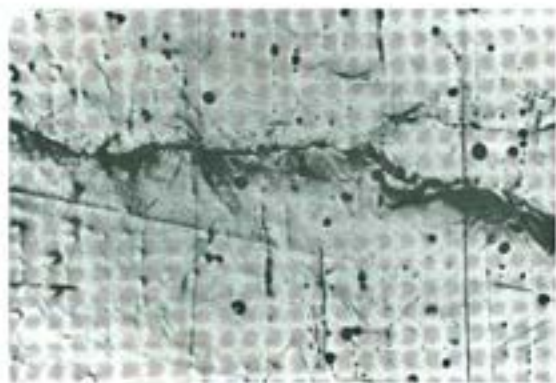


Fig. 5d 190x

Grieta principal producida por fatiga en la superficie de la placa.

Las figuras 5a, 5b, 5c y 5d, muestran micrografías del desarrollo de fisuras por fatiga observadas en diferentes superficies de implantes. Cuando las fuerzas de flexión exceden un cierto límite, aparecen en la superficie del implante líneas de deformación (Fig. 5a) bajo cargas continuas; en distintos granos se originan fisuras iniciales (Fig. 5b) que forman una grieta (Fig. 5c), éstas grietas se desarrollan poco a poco en la superficie (Fig. 5d) y se propagan a velocidad creciente a través del implante.

La Fig. 6 indica la típica apariencia de una fisura por fatiga.

La figura 7 nos muestra una fisura ramificada, producida por corrosión bajo tensión.

## 5.- EJEMPLOS DE UTILIZACION DE IMPLANTES

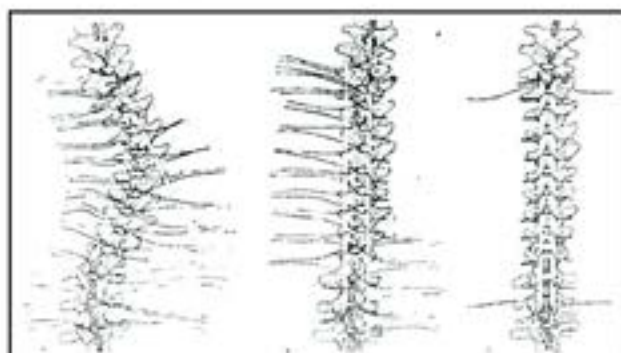


Figura 8

A. Barra inicial y alambres 2, 3 y 1 enroscados.

B. Barra inicial en palanca a la espina y alambres secuencialmente enroscados.

Segunda barra colocada antes de la barra inicial completa y asegurada.

C. Ambas barras aseguradas, alambres atados por ambos extremos.

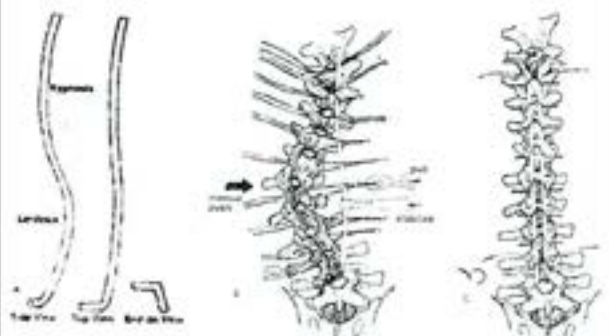


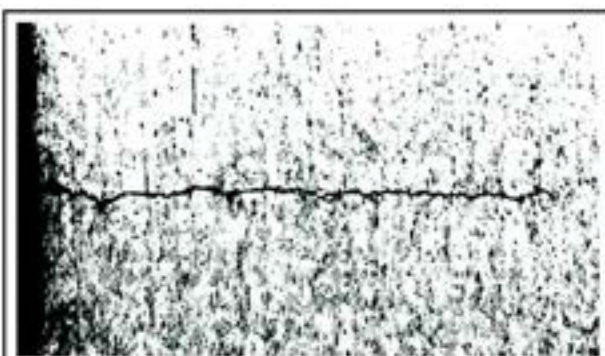
Figura 9

A. Forma en que deberá doblarse la barra.

B. Barra inicial colocada con alambre 1 y 8 empujados para estabilizar la barra, enroscados usados para tirar alambre.

C. Alambre temporal sobre una barra inicial removida; 2ª barra colocada y ambas aseguradas y listas para una doblada final de alambres.

La figura 8 muestra una secuencia de la técnica de corrección de la deformación de columna, utilizando barras y alambres.



Sección longitudinal de una placa con una fisura típica por fatiga perpendicular a la superficie de la placa.

Fig. 6 110x



Típica fisura ramificada producida por corrosión bajo tensiones. Fig. 7.

La figura 9 muestra unas barras en L (Barras de Luque) y como deben adaptarse a la forma de la columna y la técnica de su implantación.

La figura 10a, 10b y 10c muestra dos tipos de elongadores espinales. La fig. 10a muestra un elongador de Harrington que es el modelo tradicional en que toda la corrección debe hacerse en un solo acto quirúrgico, con todas las implicancias conocidas por el estiramiento brusco de la médula espinal, entre otros, mientras que en la figura 10c y 10d se muestra un elongador progresivo, diseñado por el autor y el médico José Grass Pedrals que en el acto quirúrgico solo se implanta, para luego cicatrizada la herida operatoria se comienza la distracción progresiva diariamente, sin peligro de daños neurológicos en el paciente, que permanece despierto mientras se elonga.

**RESULTADO:** Se efectuó una corrección diaria de 1mm. hasta alcanzar los 30 mm. quedando con una escoliosis de 45° y una xifosis de 35°.

## CONCLUSIONES

Es apasionante trabajar en la restauración del cuerpo humano y la ingeniería tiene mucho que hacer y decir en este campo. Nuestro país está recién incorporando tecnologías propias en cuanto al diseño y fabricación de instrumentos de cirugía e implantes, y ésta ha sido una tarea larga y compleja, que ha requerido del concurso de muchos profesio-

nales de distintas especialidades tanto de ingeniería como de medicina; aún falta mucho por hacer. Los metalurgistas tienen un gran desafío en la obtención de aleaciones eficientes y económicas, para la fabricación del instrumental e implantes antes mencionados.



Figura 10c  
Despiece del elongador vertebral progresivo diseñado por M. Foix y J. Grass.

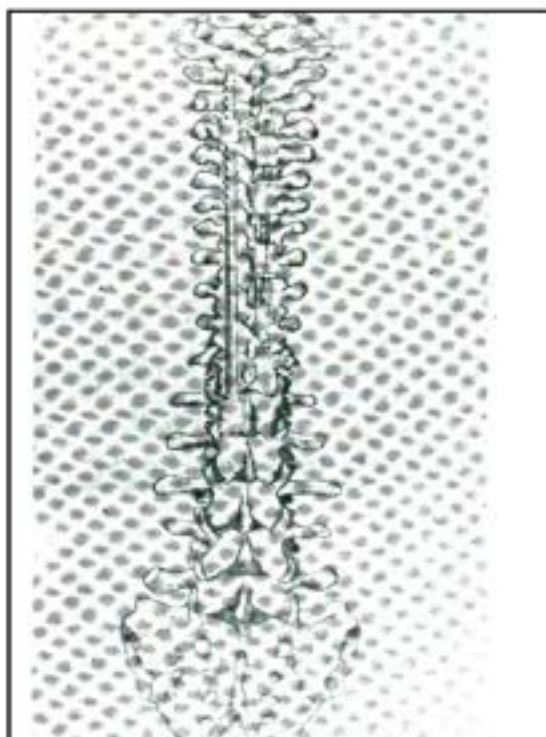
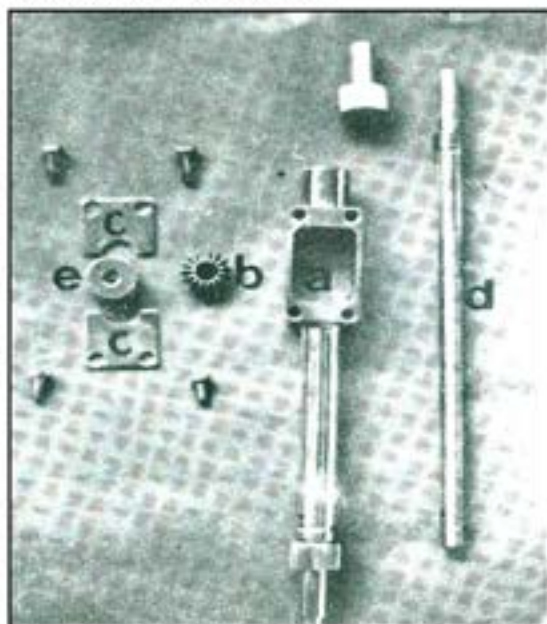
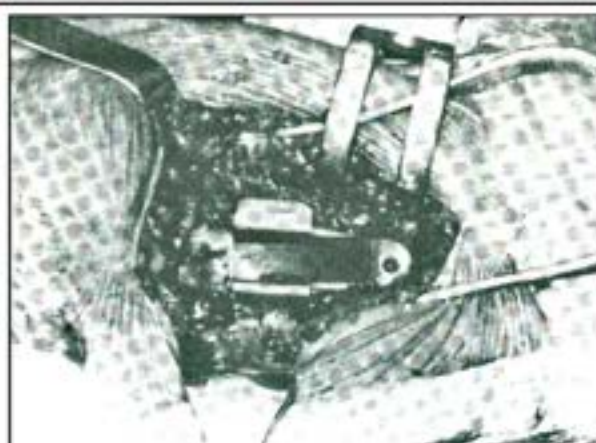
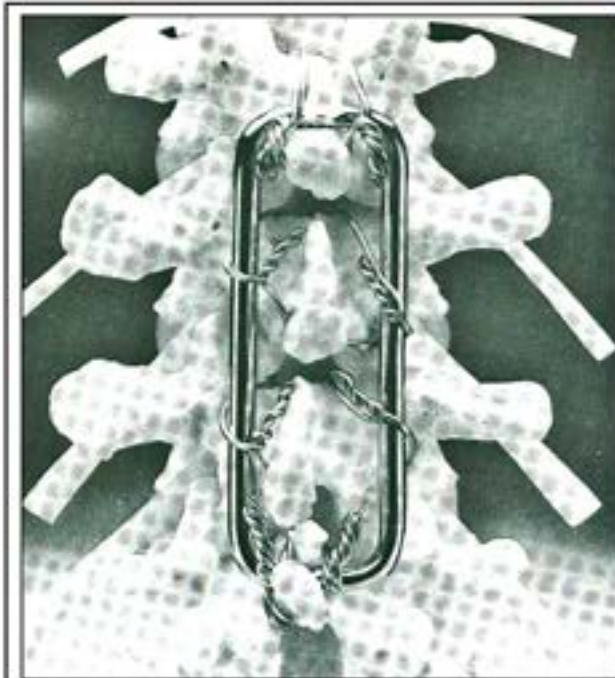


Figura 10b  
Barra de Harrington implantada en una columna.

Figura 10a  
Barra de Harrington tradicional.



Figura 10d  
Implantación del distractor vertebral progresivo en una paciente de 13 años, con una escoliosis torácica derecha grave, con giba costal de 7 cm. Valor angular de la escoliosis 118° asociada a una xifosis de 105° a nivel torácico.



Aparato conductor de clavos Ender diseñado por M. Foix y J. Grass, implantado en un fémur.  
La fotografía corresponde al acto quirúrgico.

Barra cuadra de Luque, colocada en la espina con alambre de cerclaje.

## BIBLIOGRAFIA

- 1.- Baumer Ortopedia S.A. International División -  
Sao Paulo - SP-Brasil.
- 2.- Prof. M. Foix; Drs. J. Grass, I. Dockendorff, V.  
Soto  
Distracción progresiva intermitente.  
Acta ortopédica Latinoamericana Non XIV -  
1987.
- 3.- Prof. m. Foix; Drs. J. Grass y C. Thibault  
Prevención de las complicaciones mecánicas  
del enclavado de Ender. Revista chilena de  
ortopedia y Traumatología - Vol. XXV - 1984.
- 4.- Ben Allen and Ron Ferguson.  
The Galveston Technique for L Rod  
Instrumentation of the Scoliotic Spine.  
University of Texas Medical Branch,  
Galveston, Texas - 1982.
- 5.- Ortrum Pohler, Fritz Strauman  
Características de los implantes de Acero  
Inoxidable.
- 6.- Spinal product Sostems  
Zimmer Waesaw. Indiana U.S.A.
- 7.- S. Steinemann  
Résistance à la corrosion par pigures de  
l'acier inoxydable auténitico Cr - Ni - Mo  
élavoré normalement à haute fréquence et  
refundé sous laitier électro-conducteur.  
Revue de Métallurgie.