

# ALEACIONES METÁLICAS USADAS EN IMPLANTES QUIRÚRGICOS

## METAL ALLOYS USED IN SURGICAL IMPLANTS

*J.E. Grau<sup>1</sup>, R.W. Gregorutti<sup>1</sup>, C.I. Elsner<sup>2</sup>*

*1.- Personal de Apoyo CIC-LEMIT*

*2.- Investigador CIC-LEMIT. [metalurgia@lemit.gov.ar](mailto:metalurgia@lemit.gov.ar)*

*3.- Investigadora Independiente CONICET-CIDEPINT-ULNP*

### RESUMEN

Los implantes quirúrgicos se utilizan para sustituir y restaurar tejidos óseos. Los materiales metálicos habitualmente usados para confeccionar dispositivos implantables son los aceros inoxidables ASTM F138 y ASTM F745, la aleación de cobalto ASTM F75, la aleación Ti-Al-V y el Ti Grado 4. En el presente trabajo se analizan las propiedades mecánicas, electroquímicas y magnéticas de estos materiales, a fin de establecer una comparación entre los mismos. Los resultados indicaron que el Ti-Al-V y el Ti Grado 4 presentan las mejores propiedades como biomateriales, con resistencias mecánicas entre 550 y 895 MPa y módulos de elasticidad entre 100 y 120 GPa. Los estudios electroquímicos mostraron que estos materiales poseen una mayor estabilidad en su condición pasiva, seguido por el ASTM F75. Al mismo tiempo, las aleaciones de Ti experimentan una menor magnetización ante campos magnéticos externos.

*Palabras clave: Biomateriales, propiedades mecánicas, electroquímicas y magnéticas.*

### ABSTRACT

Surgical implants are used to replace and restore bone tissue. The metallic materials commonly used to elaborate implantable devices are stainless steels ASTM F138 and ASTM F745, the ASTM F75 cobalt alloy, the alloy Ti-Al-V and Ti Grade 4. In this work it was analyzed the mechanical, electrochemical and magnetic properties of these materials, in order to establish a comparison between them. The results indicated that the Ti-Al-V and Ti Grade 4 have the best properties as biomaterials, with mechanical strength between 550 and 895 MPa and elastic moduli between 100 and 120 GPa. Electrochemical studies have shown that these materials have a greater stability in its passive condition, followed by the ASTM F75. At the same time, Ti alloys have a lower magnetization to external magnetic fields.

*Keywords: Biomaterials, mechanical, electrochemical and magnetical properties.*

## INTRODUCCIÓN

Las prótesis biomédicas son dispositivos usados con el fin de sustituir tejidos óseos y restaurar funciones en el cuerpo humano. Si bien existen evidencias de su uso desde hace varios siglos [1], el factor que impulsó su desarrollo en nuestros tiempos fue la necesidad de rehabilitar a millones de inválidos de guerra. Por este motivo, a partir de la década del 50 se ha impulsado el desarrollo de nuevas disciplinas en Ciencia e Ingeniería de materiales, las que a partir de procedimientos empíricos pretenden adaptar materiales convencionales a aplicaciones biomédicas.

El requisito primordial de un material a ser implantado en el cuerpo humano es que sea biocompatible, de modo tal que no cause ninguna reacción adversa en el organismo. Se puede definir a la biocompatibilidad, como la capacidad de un material para no interferir ni degradar el medio biológico en el cual se encuentra. Los biomateriales existentes hoy en día, que muestran una performance clínica aceptable, son el resultado de la aplicación del método de prueba y error clínico, y no del diseño para el logro de una interacción preestablecida con el medio biológico. Esto se debe a que los mismos no fueron diseñados originalmente para el uso médico.

Los materiales más empleados en esta disciplina son las aleaciones metálicas, polímeros y cerámicos. Las aleaciones metálicas son las que han sido usadas históricamente para elaborar piezas tales como, prótesis de cadera y de rodilla, placas de fijación óseas e implantes dentales. Entre ellas se destacan los aceros inoxidable austeníticos ASTM F138 y ASTM F745, las aleaciones base cobalto tipo ASTM F75, la aleación de titanio Ti-6Al-4V y el Ti Grado 4. Estos materiales deben satisfacer propiedades intrínsecamente relacionadas, como biocompatibilidad, resistencia mecánica y principalmente, resistencia a la corrosión. El posible deterioro de una prótesis implantada puede ser originado por mecanismos electroquímicos, mecánicos o por combinación de

ambos. Desde el punto de vista electroquímico, las prótesis están sometidas al entorno biológico consistente en fluidos oxigenados con presencia de iones cloruros, proteínas, encimas, bacterias y suero, los que eventualmente pueden causar la corrosión del material. Al mismo tiempo, los movimientos propios del cuerpo generan cargas dinámicas que pueden ocasionar el fallo de la pieza por fatiga mecánica. Estas cargas dinámicas varían en distintos puntos del cuerpo, ya que una prótesis de cadera durante una caminata puede llegar a sufrir picos equivalentes a 4 veces el peso del cuerpo, mientras que una de rodilla hasta 3 veces [2]. La conjunción de los efectos electroquímicos y mecánicos generan a su vez, fallas por el mecanismo conocido como corrosión-fatiga [3].

En este marco, el presente trabajo presenta valores de propiedades mecánicas, electroquímicas y magnéticas de las aleaciones usadas como biomateriales, obtenidos en experiencias propias y recopiladas de la bibliografía.

## MATERIALES Y TÉCNICAS EXPERIMENTALES

El acero inoxidable ASTM F745 y la aleación de cobalto ASTM F75 fueron obtenidos por colada mediante horno de inducción. Posteriormente a la colada, el acero ASTM F745 fue sometido a un tratamiento térmico de solubilizado a 1050°C, con enfriamiento en agua, para disolver los carburos y la ferrita delta formada durante la solidificación. Las muestras de Titanio Grado 4 y Ti-6Al-4V y las de acero inoxidable ASTM F138 fueron obtenidas de barras laminadas. En el presente trabajo se evaluaron las propiedades mecánicas del acero inoxidable ASTM F745 mediante ensayos de tracción, determinándose la resistencia y el alargamiento porcentual. Los datos correspondientes al resto de los materiales se obtuvieron de la bibliografía “La susceptibilidad a la corrosión localizada fue evaluada mediante ensayos de polarización cíclica”. Los mismos se realizaron con barridos entre un potencial inicial de -0,1V respecto al potencial de circuito abierto

en sentido anódico y un potencial de inversión del barrido acotado por una densidad de corriente máxima permitida, en función de las áreas expuestas de las muestras analizadas, que estuvieron en el rango de 3,5 a 4 cm<sup>2</sup>. La velocidad de barrido fue de 0,167 mV/s. La celda se conformó con el material a estudiar como electrodo de trabajo, el electrodo de calomel saturado como referencia y contraelectrodo de platino. Para simular las condiciones del entorno humano, se trabajó con una solución acuosa 0,9 % de NaCl a 37°C y pH entre 7,1 y 7,4.

Las propiedades magnéticas fueron evaluadas mediante curvas de histéresis magnéticas obtenidas mediante un magnetómetro Lake Shore 7404, con campos entre -10.000 y 10.000 Gauss. Las composiciones químicas de los biomateriales se detallan en la Tabla 1 [4].

### PROPIEDADES MECÁNICAS

Los valores de resistencia a la tracción, tensión de fluencia y módulo de elasticidad de los materiales habitualmente usados para confeccionar implantes quirúrgicos se ilustran en la Tabla 2, así como también las propiedades del hueso cortical [4].

La aleación Ti-Al-V es la que presenta la mayor

resistencia mecánica y menor módulo elástico, respecto de los aceros inoxidable y la aleación de cobalto. En la actualidad se considera que el valor del módulo elástico debe ser lo más próximo posible al del hueso, de modo reducir la carga fisiológica que ejerce el implante sobre el mismo. Una alta carga fisiológica puede conducir a un proceso de osteopenia, esto es, la pérdida de masa ósea, también llamada reabsorción ósea. La consecuencia final es la pérdida de la interfase hueso-implante. Por este motivo, se están desarrollando materiales porosos con el objetivo de disminuir el módulo elástico, al tiempo que mejoraría la osteointegración del implante, a través de la penetración de tejido óseo a través de los poros de la pieza implantada [5-7].

### SUSCEPTIBILIDAD A LA CORROSIÓN LOCALIZADA

Los materiales implantables deben su pasividad a una capa superficial, que en el caso de los aceros inoxidable y de la aleación ASTM F75 es de Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, mientras que en el Ti Grado 4 y la aleación Ti-Al-V dicha capa es de TiO<sub>2</sub>.

La susceptibilidad a la corrosión localizada fue evaluada a través de un ensayo de polarización cíclica, mediante el cual se determina el potencial

**Tabla 1.** Composición química de los materiales usados en implantes quirúrgicos.

	C	Cr	Ni	Mo	Fe	Co	Ti	Otros
ASTM F745	< 0,06	17,0-19,0	11,0-14,0	2,0-3,0	resto	---	---	Si < 1,0, Mn < 2,0
ASTM F138	< 0,03	17,0-19,0	13,0-15,0	2,25-3,0	resto	---	---	Si < 0,75, Mn < 2,0
ASTM F75	< 0,35	27,0-30,0	< 1	5,0-7,0	< 0,75	resto	---	Si < 1,0, Mn < 1
Ti Grado 4	0,003	---	---	---	0,05	---	resto	0,34O, 0,0015H, 0,006N
Ti-Al-V	0,08	---	---	---	0,25	---	resto	6,0Al, 4,0V, 0,13O, 0,0125H

de corrosión ( $E_{Corr}$ ), el potencial de ruptura de la película pasiva ( $E_{Rupt}$ ) y el potencial de protección o repasivación ( $E_{Repas}$ ). El  $E_{Corr}$  revela la tendencia a la corrosión del material y queda determinado por el punto al cual la densidad de corriente tiende a cero. El  $E_{Rupt}$  es el potencial a partir del cual, el proceso de picado se desarrolla progresivamente y se pone de manifiesto cuando la densidad de corriente anódica se incrementa considerablemente, indicando que el material deja de estar pasivo. Por otro lado, el  $E_{Repas}$  es el potencial al que se completa el lazo de histéresis, denotando la repasivación del material. La Figura 1 ilustra una curva obtenida en el ensayo de polarización cíclica, donde se muestran los potenciales mencionados.

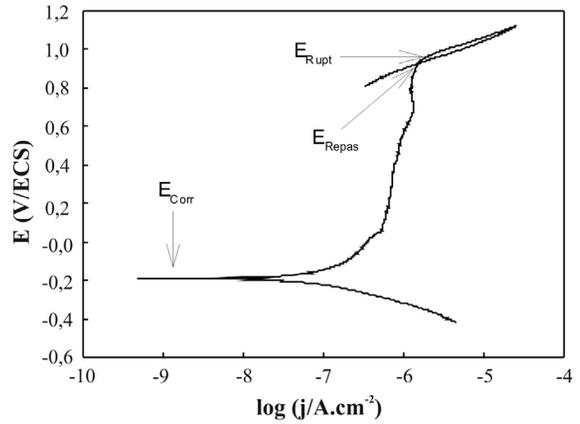


Figura 1. Ilustración de los potenciales  $E_{Corr}$ ,  $E_{Rupt}$  y  $E_{Repas}$ .

Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales usados en implantes quirúrgicos.

	$\sigma_f$ (MPa)	$\sigma_{tracc}$ (MPa)	E (GPa)	$\sigma$ (%)
ASTM F745 (*)	221	483	200	12
ASTM F138	190	490	200	40
ASTM F75	450	655	248	8
Ti Grado 4	485	550	110	15
Ti-Al-V recocido	830	895	124	10
Hueso cortical	-	50-150	7-30	-

Cuanto mayor sea la diferencia ( $E_{Corr} - E_{Rupt}$ ) menor será la tendencia del material a desarrollar un proceso de picado, a la vez que cuanto menor sea la diferencia ( $E_{Rupt} - E_{Repas}$ ) mayor será su capacidad de repasivación.

Las curvas obtenidas para cada uno de los biomateriales analizados se muestran en la Figura 2, donde se observa que si bien el Ti Grado 4 y la aleación Ti-Al-V presentan menores  $E_{Corr}$ , lo que indica una mayor tendencia a la corrosión, sus respectivos potenciales  $E_{Rupt}$  son significativamente mayores, denotando una menor tendencia al picado respecto de la aleación de cobalto y de los aceros inoxidable. Al mismo tiempo, se ha notado en ambos materiales que la densidad de corriente vuelve a estabilizarse hacia potenciales mayores,

lo que indicaría una tendencia a una segunda pasivación.

En el caso de la aleación de cobalto ASTM F75, se han observado valores intermedios de  $E_{Rupt}$ , siendo la característica más significativa de este material, el estrecho lazo de histéresis que presenta, lo que revela su alta capacidad de repasivación. En cuanto a los aceros inoxidable, sus potenciales  $E_{Rupt}$  y  $E_{Repas}$  son más bajos respecto de los biomateriales previamente analizados y también es más amplio su lazo de histéresis, lo que indica que presentan una mayor tendencia a sufrir un evento de corrosión localizada y una menor capacidad de repasivación. Las Normas internacionales que tratan los aspectos relativos a la resistencia a la corrosión de los biomateriales, sólo establecen los ensayos

que se deben realizar y no especifican valores de potenciales que se deben alcanzar. De modo que, estos resultados son comparativos y establecen una escala relativa sobre el posible desempeño de estos materiales en el cuerpo humano.

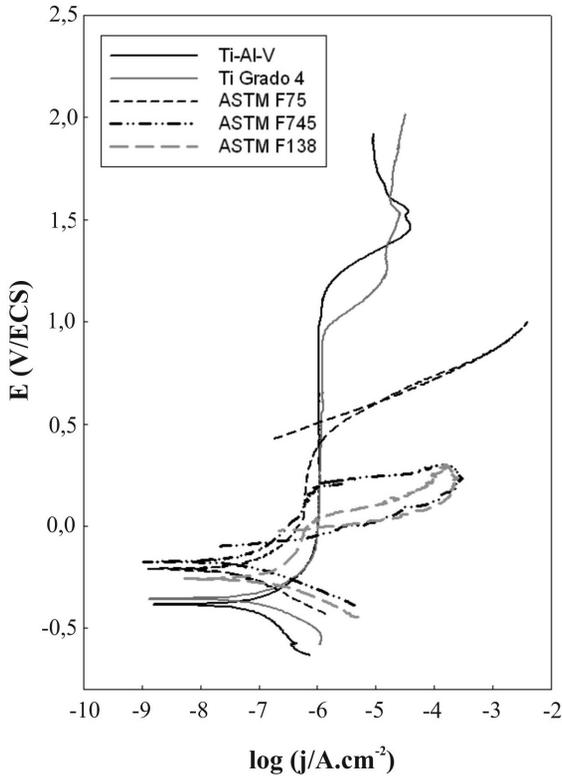


Figura 2. Curvas potenciodinámicas de los biomateriales analizados.

**PROPIEDADES MAGNÉTICAS**

Además de las propiedades mecánicas y de la resistencia a la corrosión, los biomateriales deben satisfacer la condición de no ser magnéticos, ya que de lo contrario podrían ocasionar efectos nocivos en el cuerpo ante la exposición de campos magnéticos importantes como en el caso de los estudios por Resonancia Magnética Nuclear [8,9]. El análisis de las propiedades magnéticas se realizó mediante las curvas de histéresis ilustradas en la Figura 3, las que permiten evaluar la respuesta de un material cuando es expuesto a un campo

magnético externo. Los estudios se centraron en el acero inoxidable ASTM F745, la aleación de cobalto y el Ti Grado 4.

El acero inoxidable es el biomaterial que experimenta la mayor magnetización de saturación ante los campos magnéticos aplicados. Este comportamiento puede ser atribuido a que al ser obtenido por colada, este material puede contener pequeñas cantidades de ferrita delta precipitada, fase que le otorga cierto carácter magnético. La aleación ASTM F75 presenta una magnetización intermedia, mientras que el Ti Grado 4 muestra el mejor comportamiento al observarse la menor magnetización.

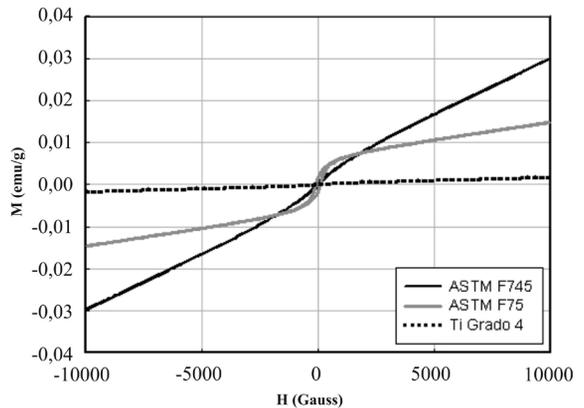


Figura 3. Curvas de histéresis magnética.

**CONCLUSIONES**

De los estudios realizados, se deduce que el Ti Grado 4 y la aleación Ti-Al-V presentan el mejor comportamiento como biomaterial, teniendo en cuenta sus altas resistencias mecánicas, bajos módulos elásticos y a la menor susceptibilidad a la corrosión localizada. Al mismo tiempo, estos materiales experimentan menor magnetización, ante la presencia de campos magnéticos.

La aleación de cobalto ASTM F75 presenta una buena resistencia mecánica y un comportamiento

satisfactorio ante la corrosión localizada, con una alta capacidad de repasivación.

En cuanto a los aceros inoxidable, si bien poseen una aceptable resistencia mecánica, su respuesta ante eventos de corrosión localizada es inferior a la de los otros materiales analizados.

## REFERENCIAS

- 1.-ASM Metals Handbook, Vol 13, Corrosion, (1987), 3313-3339.
- 2.- Sudhakar V., Engineering Failure Analysis, 12, (2005), 249–256.
- 3.- Altobelli Antunes R., Lopes de Oliveira M. C., Acta Materialia, 8, (2012), 937-962.
- 4.- Handbook of Materials for Medical Devices, Ed. J. R. Davis, ASM International, (2003).
- 5.- Unger A. S., Lewis R. J. and Gruen T., The Journal of Arthroplasty, Vol. 20, 8 (2005), 1002-1009.
- 6.- X. Flecher, S. Sporer and W. Paprosky, The Journal of Arthroplasty, Vol. 23, 7, (2008), 949-955.
- 7.- Y. J. Chen, B. Feng, Y. P. Zhu, J. Weng, J. X. Wang, X. Lu, Materials Letters, 63, (2009), 2659-2661.
- 8.- Mansura H., Inoue T., Konno H., Sasaki N., Ogasawara K. And Ogawa A., J. Neurosurg., 97, (2002), 1472–1475.
- 9.- Sawyer-Glover M. and Shellock, F. G., J. Magn. Reson. Imaging, 12, (2000), 92–106.