

Determinación de la resistencia a la corrosión mediante el cálculo de la resistencia de polarización de diferentes metales utilizados en odontología.

Gil FJ*, Rodríguez D*, Planell JA*, Cortada M**, Giner LL**, Costa S**

RESUMEN

Se ha determinado para seis materiales metálicos usualmente utilizados en Odontología, la resistencia a la corrosión en el medio salivar, mediante la determinación de la resistencia a la polarización de cada uno de ellos. Se ha calculado la intensidad de corrosión (icorr) y se ha observado el efecto de protección que ejerce la capa de pasivación que se forma en la superficie del metal.

Palabras Clave: Corrosión, potencial electroquímico, polarización.

SUMMARY

For six metallic materials generally used in clinical dentistry, the corrosion resistance has been determined by means the determination of the polarization resistance in saliva environment. The corrosion intensity (icorr) has been calculated and the effect of the protection behaviour by means the passive film on the metal surface has been observed.

Key Words: Corrosion, electrochemical potential, polarization.

Aceptado para publicación: Noviembre 1996.

* Depto. de Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica. Universidad Politécnica de Barcelona.

** Depto. de Ciencias Morfológicas y Odontoestomatología. Facultad de Odontología. Universidad de Barcelona.

Gil FJ, Rodríguez D, Planell JA, Cortada M, Giner LL, Costa S. Determinación de la resistencia a la corrosión mediante el cálculo de la resistencia de polarización de diferentes metales utilizados en odontología. Av Odontoestomatol 1998; 14: 557-62.

INTRODUCCIÓN

Cada aleación dental está sujeta a procesos de corrosión en la cavidad oral como consecuencia del medio corrosivo que lo envuelve y la propia naturaleza del metal. El

alcance de los productos de corrosión y/o de la liberación de iones metálicos al medio causados por la corrosión, depende sustancialmente de la composición química y de la microestructura de la aleación y de la elaboración y condiciones de conformado. Sin embargo,

estos procesos son también dependientes de las características específicas de los diferentes medios orales (saliva, placa dental, bacterias, presencia de ácidos gástricos, etc.) (1-4).

La aparición de nuevas aleaciones que mejoran las características mecánicas o facilitan los procesos de colada o que reducen el precio del material, deben ser estudiadas rigurosamente sus comportamientos ante la corrosión (5-7).

En este trabajo se ha estudiado la resistencia a la corrosión, mediante las variaciones de potencial eléctrico que afectan a la intensidad de corriente y permite caracterizar la resistencia de polarización y por tanto el proceso de corrosión.

MATERIALES Y MÉTODO EXPERIMENTAL.

El estudio de la evolución del potencial natural de corrosión con el tiempo se ha realizado con seis materiales metálicos ampliamente utilizados en odontología. En la Tabla I se muestran los materiales objeto del presente estudio con las composiciones químicas determinadas mediante microanálisis de energía dispersiva de Rayos X.

Las muestras han sido pulidas, para eliminar posibles rebabas o defectos superficiales. Este pulido se ha realizado utilizando pulidoras automáticas con suspensiones de alumina desde 5 a 0.1 μm . de tamaño. Mediante

microscopía electrónica de barrido se ha asegurado que la calidad superficial para todos los materiales era espectral.

Tras el pulido, las muestras han sido limpiadas con agua destilada, y posteriormente con metanol. Finalmente, se utilizó el baño de ultrasonidos durante 20 minutos en un baño de acetona con el fin de eliminar los restos de grasa o partículas adheridas a la superficie. Las muestras fueron secadas con flujo de aire caliente.

Los diferentes materiales fueron introducidos en la cuba electrolítica, utilizando de disolución saliva artificial, de composición indicada en la Tabla II. La disolución estaba durante el ensayo a temperatura constante de 37°C.

La realización de la medición de la corriente creada se ha realizado siguiendo la norma ASTM G71-81 que especifica los requisitos necesarios para la realización de ensayos, para caracterizar el comportamiento a corrosión de materiales metálicos sumergidos en un electrolito.

Para la realización del ensayo de la determinación de la evolución del potencial natural de corrosión, se han utilizado los siguientes equipos. Una célula electrolítica que comprende portamuestras, un electrodo de referencia de cloruro de plata y un termómetro. Un dispositivo termostático, para mantener el electrolito (saliva) a una temperatura constante de 37°C en la célula electrolítica. Un milivoltímetro de precisión, para medir el potencial existente entre el electrodo de referencia y la muestra

Tabla I. Composición química en porcentajes de peso de las aleaciones estudiadas.

<i>Material</i>	<i>Composición química</i>
Titanio electropulido	Comercialmente puro grado 1. (>99.9% Ti)
Titanio colado	Comercialmente puro grado 1 (>99.9% Ti)
Titanio mecanizado	Comercialmente puro grado 1 (>99.9% Ti)
Aleación de paladio	73.74% Pd, 14.87% Cu, 11.39% Ga
Aleación cromo-níquel	76.49% Ni, 14.33% Cr, 5.59% Al, 2.34% Mo, 0.75% Si y 0.50% Fe
Aleación de oro	50.01% Au, 31.54% Cu, 13.04% Ag, 5.41% Zn.

TABLA II.- Composición química de la saliva artificial.

Producto químico	Composición (g/dm ³)
K ₂ HPO ₄	0.20
KCl	1.20
KSCN	0.33
Na ₂ HPO ₄	0.26
NaCl	0.70
NaHCO ₃	1.50
Urea	1.50
Ácido láctico	hasta pH=6.7

estudiada. Parte del equipo experimental para la detección de la resistencia a la corrosión puede observarse en la Figura 1.

El ensayo obedece en su preparación y realización a la norma ASTM G31-90. El tiempo de ensayo es variable, depende del tiempo necesario para alcanzar un estado

TABLA III.- Valores de resistencia de polarización.

Material	R (Ω/cm^2)	r*
Titanio electropulido	6.71 10 ⁶	0.936
Titanio mecanizado	1.45 10 ⁶	0.990
Titanio colado	1.54 10 ⁶	0.974
Aleación de paladio	1.58 10 ⁶	0.991
Aleación cromo-níquel	2.30 10 ⁶	0.982
Aleación de oro	3.50 10 ⁶	0.993

(*) r es el coeficiente de correlación.

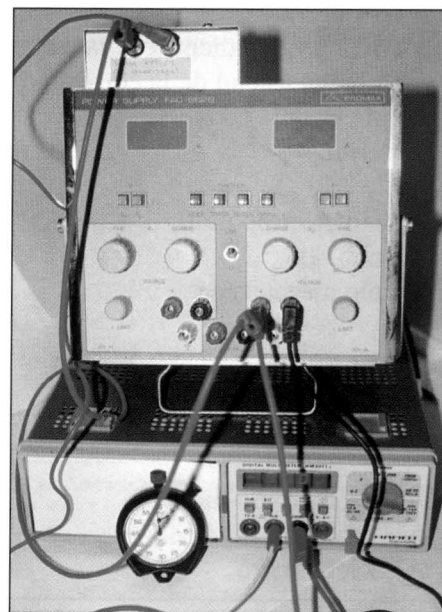


Fig. 1.- Dispositivo experimental para la medición de la intensidad de corriente..

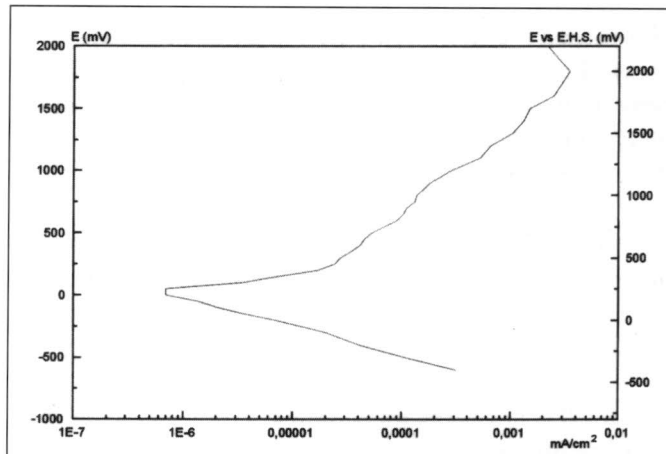


Fig. 2.- Curva del potencial en función de la intensidad de corriente para el titanio electropulido.

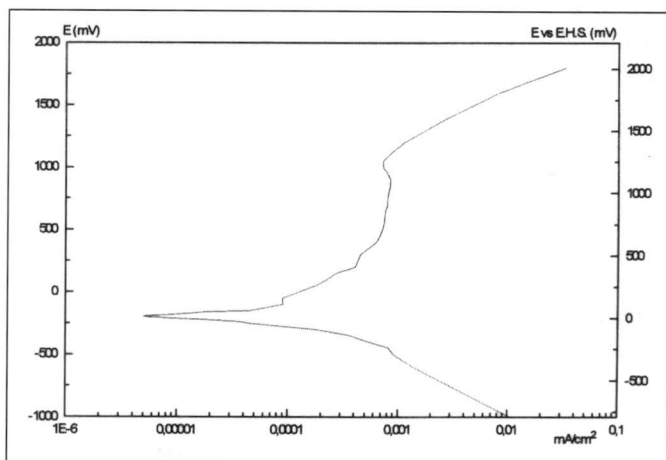


Fig. 3.- Curva del potencial en función de la intensidad de corriente para el titanio mecanizado.

TABLA IV. Pendientes de la recta anódica (b_a) y de la recta catódica (b_c), B es la resistencia a la polarización e i_{corr} la intensidad de la corrosión.

Material	b_a (mV/dec)	b_c (mV/dec)	B (mV)	R (Ω/cm^2)	i_{corr} ($\mu A/cm^2$)
Titanio electropulido	520	170	55.63	$6.71 \cdot 10^6$	0.0083
Titanio mecanizado	420	180	54.71	$1.45 \cdot 10^6$	0.0380
Titanio colado	195	55	18.63	$1.54 \cdot 10^6$	0.0120
Aleación de Paladio	283	81	27.35	$1.58 \cdot 10^6$	0.0140
Aleación cromo-niquel	150	145	32.01	$23.0 \cdot 10^3$	1.3900
Aleación de oro	373	150	46.45	$635.1 \cdot 10^3$	1.3300

estacionario de la evolución del potencial, entre 2 y 12 horas. La medición del potencial se realiza tomando como referencia el electrodo de cloruro de plata, el cual tiene un potencial de + 0.210 V y respecto al electrodo de referencia de hidrógeno a 37°C.

La condición establecida para acabar el ensayo ha sido que el potencial registrado de la muestra, respecto a un electrodo de referencia de cloruro de plata, no variara más de 2 mV en 30 minutos.

La resistencia de polarización se define como la pendiente entre potencial de polarización e intensidad de corriente. El ensayo potencioestático se ha realizado variando el potencial de la muestra (30 mV respecto al potencial de corrosión) y midiendo la intensidad que circula por el circuito. La realización de este ensayo ha seguido la norma ASTM G-59 (8-10).

RESULTADOS EXPERIMENTALES Y DISCUSIÓN

Las curvas de polarización (potencial versus intensidad de corriente) se muestran en la Figura 2 a 7 para los diferentes metales y aleaciones estudiadas.

Como se puede observar de las Figuras anteriores, la relación entre el potencial y la intensidad de corriente es una ecuación lineal en la que las pendientes de la recta resulta ser la Resistencia de Polarización. En la Tabla III

se muestran estos resultados, con el coeficiente de correlación.

Cabe destacar de los resultados de la Tabla III, los elevados valores de resistencia a la polarización del titanio. Este metal forma una capa de óxido muy estable al substrato que impide la corrosión. De entre los tres tipos de titanio estudiados, el electropulido es el que más resistencia de polarización presenta, debido a que el proceso de electropulido forma una capa de 2 ó 3 μm de espesor que desde el primer momento protege del ataque agresivo (9-11).

Una vez conocida la resistencia de polarización R y la constante de Stern-Geary de un material, se puede hallar su intensidad de corriente i_{corr} .

R ha sido determinada y a partir de los valores de las pendientes de Tafel, se puede calcular la constante Stern-Geary a partir de la ecuación

$$B = \frac{b_a b_c}{2.303 (b_a + b_c)}$$

Para determinar las pendientes de la zona anódica b_a y de la zona catódica b_{ac} se han determinado las curvas de polarización para cada material, determinándose para los diferentes potenciales aplicados la intensidad de corriente que pasa por cada material estudiado. Los diagramas presentan una zona lineal anódica y otra catódi-

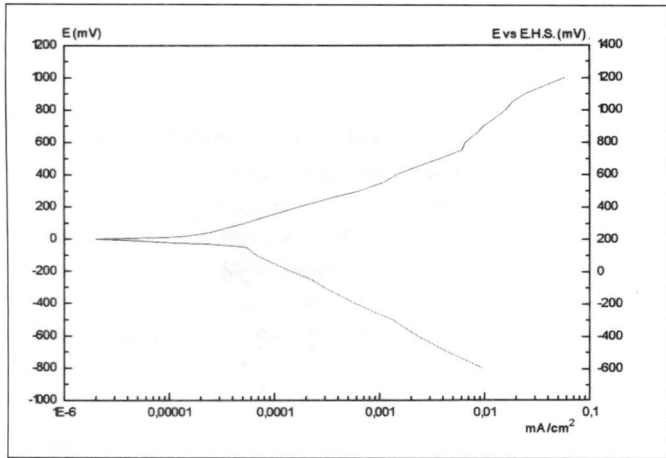


Fig. 4.- Curva del potencial en función de la intensidad de corriente para el titanio colado.

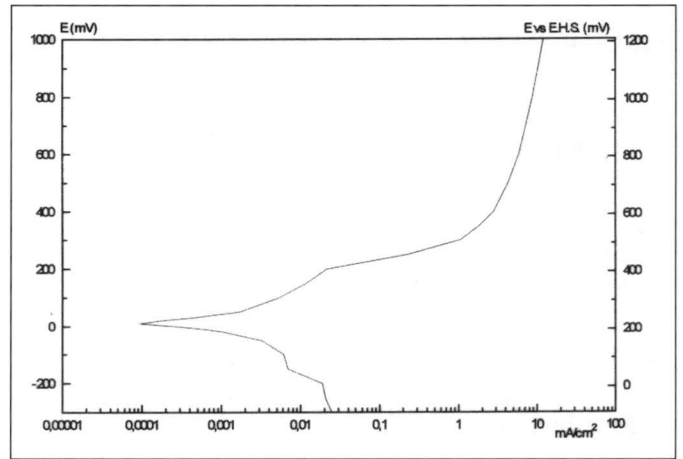


Fig. 6.- Curva del potencial en función de la intensidad de corriente para la aleación de cromo-níquel

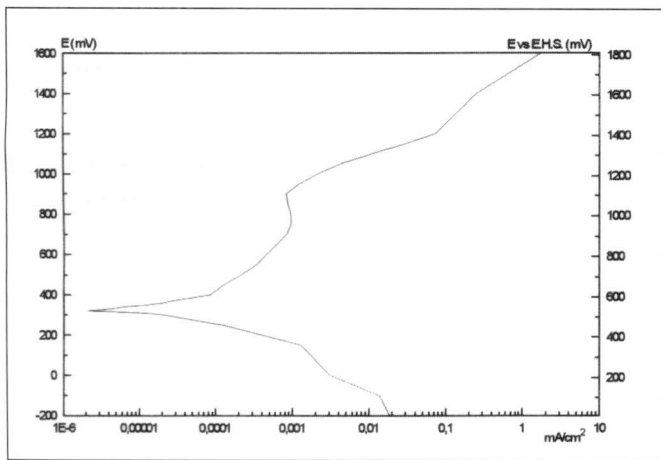


Fig. 5.- Curva del potencial en función de la intensidad de corriente para la aleación base paladio.

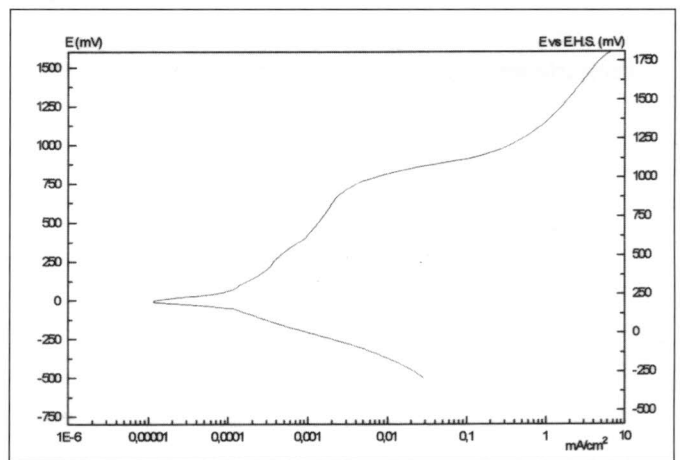


Fig. 7.- Curva del potencial en función de la intensidad de corriente para la aleación de base oro.

ca. Las pendientes de estas zonas se expresan en la Tabla IV.

Se puede observar que los materiales de titanio son los que mejor resistencia a la corrosión presentan. Este metal es el más idóneo cuando se deben hacer supraestructuras metálicas con implantes dentales de titanio, ya que por su naturaleza química presentan una muy buena resistencia a la corrosión y además al ser utilizado en implantología, en donde habrá dos metales disimilares en contacto, se minimiza el efecto del par galvánico.

Es más conveniente la utilización del titanio colado o electropulido, que el mecanizado, ya que como se aprecia en la Tabla IV tiene una menor intensidad de corriente, ya que para el metal mecanizado presenta zonas con tensiones residuales que actúan como ánodo

frente a las zonas no deformadas. La presencia de tensiones, incluso provenientes de soldadura o deformación plástica, tiene gran importancia en las estructuras y componentes metálicos en ambientes corrosivos, ya que pueden formarse pilas de tensión que aceleran la corrosión.

La peor resistencia para la corrosión resulta ser para la aleación de cromo-níquel, ya que la película de pasivación del óxido de cromo es menos estable que la del óxido de titanio. Otro factor que afecta de una manera muy importante en la resistencia a la corrosión son las diferentes fases presentes en la microestructura, que tiene diferentes composiciones químicas y forman pilas de composición que aceleran la corrosión.

BIBLIOGRAFÍA

1. Reclaru L, Meyer JM. Study of corrosion between titanium implant and dental alloys. *J. Dent.* 1994; 22: 159-68.
2. Geis-Gesoarfer J. In vitro corrosion measurement of dental alloys. *J. Dent.* 1994; 22: 247-51.
3. Chern Lin JH, Lo SJ, Lo CP Ju. Biocorrosion study of titanium-cobalt alloys. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1995; 22: 331-5.
4. Canay S, Oktemer M. In vitro corrosion behaviour of 13 prosthodontic alloys. *Dental Research. Quintessence International.* 1992; 23(4): 279-87.
5. Waterhouse RB. *Fretting Corrosion.* Pergamon Press. Nueva York. 1973.
6. Tomashow ND. *Theory of corrosion and Protection of Metals.* Mc. Millan. Nueva York. 1966.
7. Evans UR. *The corrosion and Oxidation of Metals.* Arnold. Londres. 1968.
8. Fontana MG, Greene ND. *Corrosion Engineering.* Mc. Graw Hill. Nueva York. 1978.
9. Olvdek VR. *Design and Corrosion Control.* Wiley and Sons. Nueva York. 1977.
10. Syrett L, Acharga C. *Corrosion and degradation of Implant Materials.* ASTM. ATP 1989; 684. Ohio.
11. Pourbaix M. *Lectures on Electrochemical corrosion.* Plenum Press. Nueva York. 1973.