

# REZISTENȚA LA COROZIUNE A UNUI IMPLANT DENTAR DIN ALIAJ DE TITAN

## *The corrosion resistance of a titanium alloy dental implant*

Drd. Dr. Sabina David<sup>1</sup>, Prof. Dr. Ioan Sârbu<sup>1</sup>, Conf. Dr. Ing. Mihai Cosmin Cotruț<sup>2</sup>,  
Conf. Dr. Raluca Monica Comăneanu<sup>3</sup>, Conf. Dr. Dan Nicolae Pătroi<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Facultatea de Medicină Dentară, Universitatea de Medicină și Farmacie „Carol Davila”, București

<sup>2</sup>Facultatea Știința și Ingineria Materialelor, Universitatea Politehnică, București

<sup>3</sup>Facultatea de Medicină Dentară, Universitatea „Titu Maiorescu”, București

### REZUMAT

După introducerea lor în corpul uman, biomaterialele dentare sunt expuse unui mediu coroziv. În studiul nostru am evaluat experimental rezistența la coroziune a unui implant dentar din aliaj de titan, imersat în salivă artificială la temperatura corpului uman și la un pH = 5,2. Analiza principalilor parametri ai procesului de coroziune ne-au confirmat buna rezistență a aliajului din titan supus coroziunii.

**Cuvinte cheie:** coroziune electrochimică, salivă artificială, aliaj dentar, implant dentar, titan

### ABSTRACT

After their introduction into the human body, the dental biomaterials are exposed to the corrosive environment. In our study, we evaluated the experimental corrosion resistance of a dental implant made by titanium alloy, immersed in artificial saliva at body temperature at pH = 5.2. The analysis of the main parameters of the corrosion process confirmed the good resistance of the titanium alloy subjected to corrosion.

**Keywords:** electrochemical corrosion, artificial saliva, dental alloy, dental implant, titanium

### INTRODUCERE

Coroziunea aliajelor dentare este urmată de eliberarea ionilor metalici în celule și țesuturi, cu apariția unor eventuale alergii sau reacții toxice. Pentru majoritatea aliajelor care se utilizează în aplicațiile medicale sub formă de implanturi, viteza de coroziune este dependentă, în principal, de proprietățile și de stabilitatea filmului pasiv care se formează la suprafața materialelor (1).

Nivelul de protecție asigurat de filmul pasiv depinde de rezistența la degradarea chimică, determinată de legăturile ionice, moleculare și celulare prezente, precum și de capacitatea de re-pasivare cu viteză suficient de mare pentru a evita inițierea atacului coroziv pe substratul metalic (2).

Biomaterialele pot suferi 4 tipuri de coroziune:

- Coroziunea fisurantă, ce se produce în zonele înguste de interfață, prin efect de micro-pilă galvanică.
- Coroziunea pitting, ce apare la nivelul zonelor de contact cu mediul biologic și duce la deteriorarea suprafeței aliajului
- Coroziunea galvanică produsă de diferențele dintre gradientii biochimici
- Coroziunea electro-chimică produsă la interfața metal-soluție, atunci când metalele vin în contact cu soluții de electroliți. Eventualele diferențe de potențial sunt create în cazul în care sunt prezente două aliaje metalice diferite sau în cazul în care un aliaj conține impurități. Acest tip de coroziune poate fi pre-

Autor corespondent:

Conf. Dr. Raluca Monica Comăneanu, Str. Ghe. Petrașcu nr. 67A, sector 3, București

E-mail: monica\_tarcolea@yahoo.co.uk

venit prin prezența stratului de oxid pasiv pe suprafața metalică (1).

## MATERIAL ȘI METODĂ

Am luat în studiu, pentru determinarea rezistenței la coroziune prin tehnica polarizării liniare, un implant dentar din aliaj de titan.

Tehnica polarizării liniare presupune trasarea curbelor de polarizare liniară prin evaluarea pentru 12 ore a potențialului de circuit deschis =  $E_{oc}$  și trasarea curbelor Tafel cu o rată de scanare de 1mV/s, de la -250 mV (vs OCP) la +250 mV (vs OCP).

Experimentul s-a desfășurat în cadrul Universității Politehnice din București, Facultatea de Știința și Ingineria Materialelor.

Testarea s-a realizat utilizând un potențostat/galvanostat produs de Princeton Applied Research, USA, la care a fost cuplat un modul de curenți scăzuți (VersaSTAT LC, de la același producător, Princeton Applied Research), iar curbele potențiodinamice (Tafel) au fost înregistrate cu VersaStudio v.2.50.3.

Celula de coroziune (Fig. 1) folosită în experiment a fost alcătuită dintr-un electrod de referință (electrod saturat de calomel), un electrod de înregistrare (din platină) și un electrod de lucru (implantul dentar studiat).

Testele de coroziune s-au desfășurat la  $37 \pm 0,5^\circ\text{C}$ , temperatură obținută și menținută cu ajutorul unei băi cu încălzire și recirculare, model CW-05G, produsă de Jeio Tech.

Electrolitul utilizat pentru testare a fost saliva artificială (SA) Fusayama Meyer (cu compoziția  $0,4 \text{ g l}^{-1}\text{NaCl}$ ,  $0,9 \text{ g l}^{-1}\text{KCl}$ ,  $1 \text{ g l}^{-1}\text{uree}$ ,  $0,69 \text{ g l}^{-1}\text{NaH}_2\text{PO}_4$  și  $0,795 \text{ g l}^{-1}\text{CaCl} \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ), la pH 5.2.



FIGURA 1. Celula electrochimică utilizată în cadrul testelor

Pentru asigurarea unui contact electric între implantul dentar și potențostat, s-a utilizat un conductor electric (Fig. 2). Anterior testelor electrochimice, implantul a fost ultrasonat timp de 20 de minute în alcool izopropilic pentru a fi degresat și curățat de eventuale impurități și ulterior clătit cu apă ultrapură (tip ASTM I).



FIGURA 2. Imagine a implantului dentar pregătit pentru testele electrochimice

## REZULTATE OBȚINUTE

În Fig. 3 și 4 sunt ilustrate variația potențialului de circuit deschis ( $E_{oc}$ ), precum și curbele Tafel corespunzătoare.

Din testele de coroziune efectuate în salivă artificială Fusayama Meyer la pH 5,2 au fost determinați o serie de parametri ce caracterizează rezistența la coroziune a probelor investigate:

$E_{oc}$  = potențialul de circuit deschis;

$E_{cor}$  = potențialul de coroziune;

$i_{cor}$  = densitatea curentului de coroziune;

$\beta_c$  = panta curbei catodice;

$\beta_a$  = panta curbei anodice.

Pe baza parametrilor determinați din curbele Tafel s-a calculat CR = Rata de coroziune și  $R_p$  = rezistența la polarizare, cu ajutorul cărora poate fi apreciată rezistența la coroziune a probelor studiate.

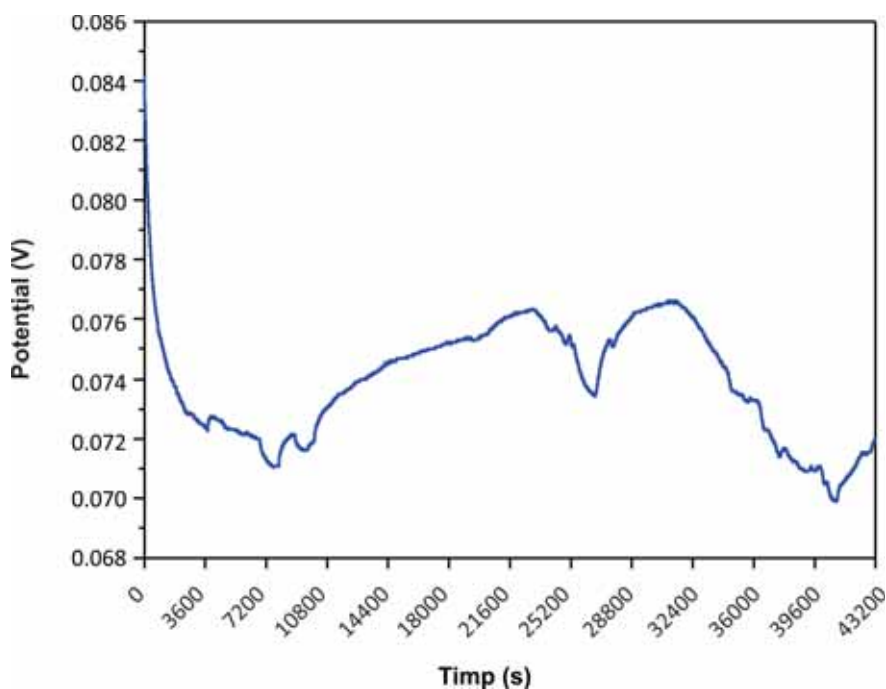


FIGURA 3. Evoluția potențialului de circuit deschis ( $E_{oc}$ ) a implantului în SA

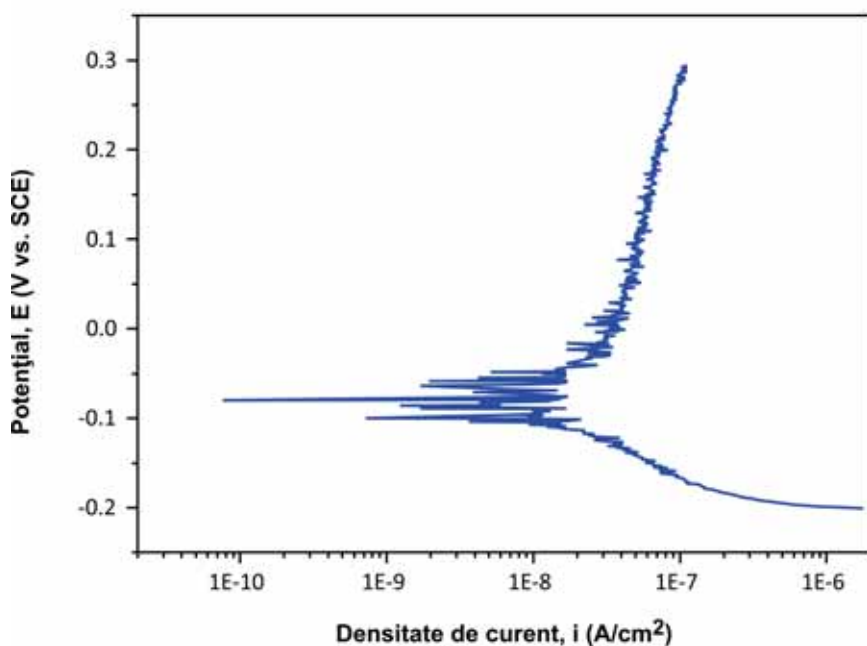


FIGURA 4. Curba Tafel a implantului investigat în SA

În Tabelul 1 sunt centralizați principalii parametri ai coroziunii electrochimice produsă în saliva artificială.

### DISCUȚII

Biocompatibilitatea reprezintă proprietatea biomaterialelor de a fi acceptate în corpul uman fără

deteriorare chimică sau mecanică (3). Dacă un material nu produce reacții toxice sau nu produce efecte negative secundare sistemice, poate fi considerat biocompatibil (4).

Rezistența la coroziune a biomaterialelor dentare este o caracteristică esențială a acestora, având în vedere că sunt expuse unui mediu coroziv după introducerea lor în corpul uman (5).

TABELUL 1. Principalii parametri ai procesului de coroziune în SA a probei investigate

Nr. crt.	Proba	$E_{oc}$ (mV)	$E_{cor}$ (mV)	$i_{cor}$ (nA/cm <sup>2</sup> )	CR (μm/an)	$\beta_c$ (mV)	$\beta_a$ (mV)	Rp (kΩxcm <sup>2</sup> )
1	Implant	71,99	-94,26	22,54	0,205	91,31	570,46	1518,34

Comportamentul la coroziune și rezistența la coroziune a unui aliaj metalic cu destinație dentară depinde de (6-15):

- compoziția chimică a aliajului;
- natura suprafeței aliajului;
- microstructura aliajului (eventuale imperfecțiuni);
- pH-ul mediului;
- temperatura mediului;
- saturația în oxigen.

Datorită combinației favorabile dintre biocompatibilitate, rezistență mecanică, stabilitate chimică și raportul preț-calitate, titanul reprezintă la ora actuală materialul principal utilizat pentru confecționarea implanturilor dentare.

Aliajele dentare utilizate în stomatologie conțin cel puțin 4 metale diferite, iar în compoziția acesto-

ra se pot regăsi aproximativ 25 elemente chimice din tabelul periodic (16). Analiza proprietăților electrochimice ale aliajelor dentare este foarte utilă, deoarece materialele inadecvate ca structură și proprietăți pot produce hipersensibilitate prin eliberarea ionilor metalici și a produșilor de coroziune (17).

## CONCLUZIE

Analiza experimentală efectuată asupra unui implant din aliaj de titan imersat în salivă artificială la pH 5,2 și temperatură de  $37\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ , confirmă buna rezistență la coroziune a probei.

## BIBLIOGRAFIE

1. **Geantă V., Voiculescu I.** Tratat de obținere a materialelor metalice biocompatibile. Ed Printech, 2018.
2. **Baier R.E.** Surface behavior of biomaterials: The theta surface for biocompatibility. *Journal of material science: Materials in medicine*, 17(11), 2006, p. 1057-1062.
3. **Tarcolea M., Hancu V., Miculescu F., Smatrea O., Coman C., Comaneanu R.M., Ormenisan A.** Research on microstructural and chemical inhomogeneity in cast metal crowns made of CoCrMoW alloy. *Rev. Chim. (Bucharest)*, 66, no. 8, p. 2015, p., 1143.
4. **Comaneanu R.M., Hancu V., Barbu H.M., Comanc, Cotrut C.M., Tarcolea M., Holicov A.M., Ormenisan A.** Comparative assessment of biocompatibility of NiCr and CoCr alloys used in metal-fused-to-ceramic technology. *Rev. Chim. (Bucharest)*, 66, no. 3, 2015, p. 312.
5. **Hancu V., Comaneanu R.M., Coman C., Filipescu A.G., Ghergic, D.L., Cotrut M.C.** In vitro study regarding the corrosion resistance of NiCr and CoCr types dental alloys. *Rev. Chim. (Bucharest)*, 65, no. 6, 2014, 2014, p. 706.
6. **Anderson J.M., Scoen F.J., Brown S.A., Merritt K.** Implant Retrieval and Evaluation in Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine, 2nd Edition, Elsevier Academic Press, 2004.
7. **Baier R.E.** Advances in Biomedical Engineering. *Bull. N.Y. Acad. Med.*, 48, 257, 1962.
8. **T.M. Sridhar, Noam Eliaz, U.K. Mudali, B. Raj.** Electrophoretic deposition of hydroxyapatite coatings and corrosion aspects of metallic implants. *Corrosion Reviews* 20 (4-5), 255-294, 2002.
9. **Oura K., Lifshits V.G., Saranin A.A., Zotov A.V., Katayama M.** Surface Science: An Introduction, Springer, Berlin, 2003.
10. **Park J., Lakes R.S.** Biomaterials: An Introduction, 3rd ed. Springer, 2007.
11. **Schweitzer P.A.** Corrosion engineering Handbook, second edition. CRC Press, New York, 2007.
12. **Shreir L.L., Jarman R.A., Burstein G.T.** Corrosion: Metal/Environment Reactions, eds. Vol.1, Newness-Butterworth, Boston, 2000.
13. **S.T. John K.R.** ASM Handbook, Vol. 13C, Corrosion: Environments and Industries. *ASM International*, 820-825, 2006.
14. **Steinemann S.G.,** Corrosion of surgical implants-in vivo and in vitro tests, eds. GD. Winter, JL. Leray, K. de Goot. Evaluation of biomaterials, advances in biomaterials, vol. 1. Chichester: Wiley, 1 34, 1980.
15. **Zamfir S., Vidu R., Brinzoi V.** Coroziunea materialelor metalice. Ed. Didactica si pedagogică, RA, Bucuresti, 1994.
16. **Hancu V., Comăneanu R.M., Coman C., Târcolea M., Barbu H.M., Bechir A., Miculescu F., Lorean A.** Microstructure and Chemical Homogeneity of cast dental crowns made from CoCrMoW alloy and ceramic mass. *Revista de Chimie*, ISSN: 0034-7752, vol. 66(9): 1327-1330, 2015.
17. **Dinu M., Tarcolea M., Cojocaru M., Gherghilescu A.I., Cotrut C.M.** Influence of pH value and NaF addition on the corrosion behaviour of Ni-Cr and Co-Cr dental alloys. *U.P.B. Sci. Bull., Series B*, Vol. 77, Iss. 2, 149-158, 2015.