

EVALUAREA EXPERIMENTALĂ A REZISTENȚEI LA COROZIUNE A UNOR ALIAJE UTILIZATE ÎN PROTETICA DENTARĂ FIXĂ

Experimental evaluation of corrosion resistance of the alloys used in the fixed dental prosthesis

Drd. Costin Coman¹, Conf. Dr. Raluca Monica Comăneanu¹, Asist. Univ. Dr. Violeta Hâncu¹, Conf. Dr. Horia Mihail Barbu¹, Șef. Lucr. Dr. Ing. Cosmin Cotruț², Prof. Dr. Doina Lucia Ghergić¹

¹Facultatea de Medicină Dentară, Universitatea „Titu Maiorescu“, București

²Facultatea Știința și Ingineria Materialelor, Universitatea Politehnica din București

REZUMAT

Obiective. În studiul de față am evaluat comparativ rezistența la coroziune a trei tipuri de aliaje metalice (două de NiCr și unul de CoCr) utilizate în protetica fixă.

Material și metodă. Eșantioanele (codificate A, B, C) de formă formă circulară, cu dimensiuni 13 x 1,5 mm, șlefuite și lustruite, au fost introduse în salivă artificială Fusayama Meyer, la pH = 5,2, la temperatura de 37 ± 0,5°C, fiind testate din punct de vedere al rezistenței la coroziune cu un Potențiostat/Galvanostat (model PARSTAT 4000, producător Princeton Applied Research).

Rezultate. Potențialul de circuit deschis Eoc [mV] a variat între 21,316 și 5,75. Potențialul de coroziune Ecor [mV] a fost cuprins între -73,536 și -395,662, iar densitatea curentului de coroziune icor [A/cm²] a fost cuprinsă între 1,237 x 10⁻⁶ și 905,13 x 10⁻⁹.

Concluzii. Cea mai bună comportare la coroziune în saliva artificială Fusayama Meyer cu pH = 5,2 la o temperatură de 37 ± 0,5°C este cea a aliajului A, urmat de aliajul C.

Cuvinte cheie: coroziune, aliaje dentare, edentație parțială, salivă artificială, pH

ABSTRACT

Objectives. In this study we evaluated corrosion resistance of three types of metal alloys (two NiCr and one CoCr).

Methods. Samples (coded A, B, C) of circular shape, with dimensions 13 x 1.5 mm, sanded and polished, were introduced in Fusayama Meyer artificial saliva at pH 5.2 and 37 ± 0.5°C and tested in terms of corrosion resistance with a potentiostat/galvanostat (model 4000 PARSTAT, Princeton Applied Research).

Results. Open circuit potential EOC [mV] ranged between 21.316 and 5.75. Corrosion potential Ecor [mV] was between -73.536 and -395.662, and the corrosion current density icor [A/cm²] was between 1.237 x 10⁻⁶ and 905.13 x 10⁻⁹.

Conclusion. The best corrosion behavior in Fusayama Meyer artificial saliva at pH 5.2 and at a temperature of 37 ± 0.5°C is the alloy A, followed by the alloy C.

Keywords: corrosion, dental alloys, partial edentulism, artificial saliva, pH

INTRODUCERE

Edentația parțială redusă poate beneficia de reabilitare prin restaurări protetice fixe fizionomice, cu suport metalic din aliaje de NiCr sau CoCr.

Succesul pe termen lung al materialelor utilizate în protetică pentru înlocuirea dinților absenți de-

pinde de capacitatea lor de a se integra în mediul gazdă, dovedindu-și astfel biocompatibilitatea biologică, mecanică și morfologică față de țesuturile înconjurătoare vitale. (1)

Biocompatibilitatea presupune ca materialul respectiv să nu irite structurile înconjurătoare, să nu ducă la apariția unui răspuns inflamator sau a unei

Autor corespondent:

Conf. Dr. Raluca Monica Comăneanu, Facultatea de Medicină Dentară, Universitatea „Titu Maiorescu“, Str. Gh. Petrașcu nr. 67A, sector 3, București

E-mail: monica_tarcolea@yahoo.co.uk

reacții alergice din partea organismului și să nu elibereze ioni toxici.

Coroziunea este unul dintre parametrii care determină biocompatibilitatea aliajelor dentare. (2)

Comportarea și rezistența unui aliaj metalic cu destinație stomatologică la procesul de coroziune este dictată de factori precum compoziția chimică a aliajului, natura suprafeței acestuia, microstructura (prezența imperfecțiunilor de tipul defectelor structurale sau a fisurilor), pH-ul mediului în care este aplicat, temperatura, conținutul în oxigen. (3-13)

Coroziunea este determinată de procesele de transfer de masă și de procesele de transfer de sarcină. Coroziunea se clasifică, în funcție de mecanismul predominant, în:

- *coroziune chimică*, în care sunt preponderente procesele de transfer de masă, iar procesul de distrugere a metalelor și aliajelor se realizează în urma interacțiunii cu gaze uscate, cu diferite lichide care nu au conductibilitate electrică și cu majoritatea substanțelor organice;
- *coroziune electrochimică*, în care sunt preponderente procesele de transfer de sarcină, iar degradarea metalelor și aliajelor se realizează în soluții de electroliți.

Coroziunea chimică și coroziunea electrochimică sunt procese care se produc la interfața dintre metal și mediu; ele se înscriu în categoria reacțiilor eterogene și sunt guvernate de legile generale ale acestor reacții.

Comportamentul la coroziunea electrochimică al aliajelor dentare pe bază de CoCr și NiCr depinde în principal de procentul de Cr și Mo din aliaj. (14) În aliajele comerciale, procentul de Cr și Mo variază între 11-25%, respectiv între 0 și 10% (fracții masice). (15)

Defectele de turnare ale aliajelor includ în principal porozități datorate contracției, incluziunilor, microfisurilor și structurilor dendritice. (16) Există puține lucrări care să raporteze influența procedurilor de turnare asupra rezistenței la coroziune a aliajelor dentare. (17,18)

OBIECTIVE

Ne-am propus să evaluăm experimental din punct de vedere al rezistenței la coroziune electrochimică trei aliaje utilizate în protetica dentară fixă.

MATERIAL ȘI METODE

Materialele investigate sunt două tipuri de aliaje pe bază de NiCr și un aliaj de CoCr (Tabelul 1).

TABELUL 1. Tipul și codificarea materialelor testate pentru evaluarea rezistenței la coroziune

Aliaj	NiCr		CoCr
Codificare	NiCr-M	NiCr-B	CoCr
Tip	A	B	C

În laboratorul de tehnică dentară au fost realizate eșantioane experimentale din materialele investigate de formă circulară și dimensiuni 13 x 1,5 mm, care au fost șlefuite pe hârtii metalografice cu abrazivitate 600-2.000 microni și apoi lustruite cu ajutorul unei suspensii cu particule de 1 μm de Al₂O₃.

Tehnica aleasă pentru determinarea rezistenței la coroziune a fost cea a *polarizării liniare*. Trasarea curbelor de polarizare s-a efectuat respectând următorii pași:

- S-a măsurat potențialul de circuit deschis (E_{oc}), pe o durată de 12 ore.
- S-au trasat curbele de polarizare potențiodinamice de la -1 V (vs OC) la +1 V (vs SCE), cu o rată de scanare de 0,1 mV/s.

Testele de evaluare a rezistenței la coroziune au fost realizate cu un Potențiostat/Galvanostat (model PARSTAT 4000, producător Princeton Applied Research), iar curbele potențiodinamice au fost achiziționate cu soft-ul VersaStudio.

Pentru realizarea testelor am utilizat o celulă de coroziune compusă dintr-un electrod saturat de calomel (SCE) drept electrod de referință, un electrod din platină cu rol de electrod de înregistrare și un electrod de lucru reprezentat de eșantioanele investigate (respectiv aliajele NiCr și CoCr). Eșantioanele au fost montate pe un suport din teflon, astfel încât suprafața supusă coroziunii să aibă o arie de 1 cm².

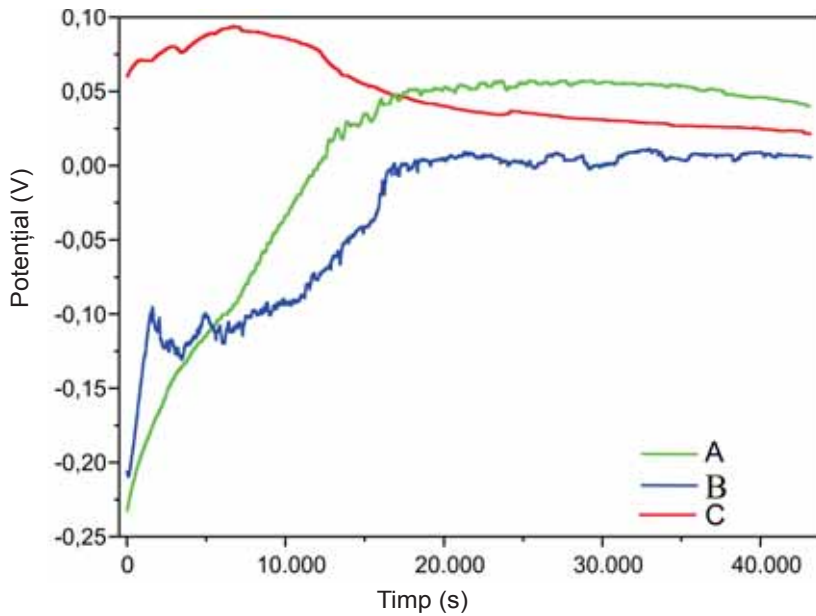
Testul s-a efectuat în mediul de salivă Fusayama Meyer cu compoziția: 0,4 g l⁻¹ NaCl, 0,9 g l⁻¹ KCl, 1 g l⁻¹ uree, 0,69 g l⁻¹ NaH₂PO₄, 0,795 g l⁻¹ CaCl₂·H₂O, la pH = 5,2 și la temperatura 37 ± 0,5°C, conform standardului ASTM G15-97a.

REZULTATE

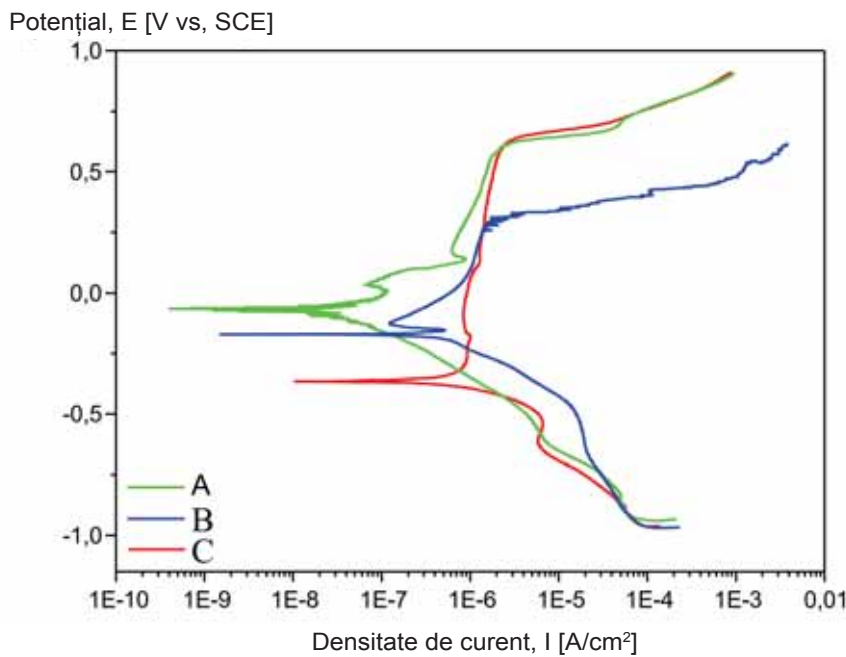
Variațiile potențialului de circuit deschis (E_{oc}) pentru aliajele investigate sunt prezentate în Graficul 1, iar curbele de polarizare sunt prezentate în Graficul 2.

Din curbele de polarizare au fost determinați următorii parametri ce caracterizează rezistența la coroziune a eșantioanelor investigate:

- potențialul de circuit deschis (E_{oc});
- potențialul de coroziune (E_{cor});
- densitatea curentului de coroziune (i_{cor}).



GRAFICUL 1. Evoluția potențialului de circuit deschis (E_{oc}) pentru aliajele investigate



GRAFICUL 2. Curbele potențiodinamice ale aliajelor investigate

În Tabelul 2 sunt prezentați principalii parametri ai procesului de coroziune electrochimică.

TABELUL 2. Principalii parametri ai procesului de coroziune

Aliaj	E_{oc} [mV]	E_{cor} [mV]	i_{cor} [A/cm ²]
	pH = 5,2	pH = 5,2	pH = 5,2
A	40,02	-73,536	225,32 x 10 ⁻⁹
B	5,75	-170,11	1,237 x 10 ⁻⁶
C	21,316	-359,662	905,13 x 10 ⁻⁹

CONCLUZII

Măsurătorile electrochimice au arătat că aliajul A are cea mai electropozitivă valoare a potențialului de circuit deschis (E_{oc}) în saliva artificială, indicând o bună comportare la coroziune prin formarea la suprafața aliajului a unui strat protector și aderent. Următoarea valoare este cea a aliajului C, iar aliajul B prezintă cea mai mică rezistență la coroziune conform acestui criteriu.

Dacă luăm în considerare valoarea potențialului de coroziune (E_{cor}), se estimează că aliajele cu

potențialul E_{cor} mai electropozitiv prezintă o mai bună comportare la coroziune. Conform acestui criteriu, aliajul A prezintă cea mai bună comportare la coroziune în saliva artificială cu $pH = 5,2$.

Este recunoscut că o densitate de curent de coroziune mică (i_{cor}) indică o bună rezistență la coroziune. Astfel, conform acestui criteriu, se observă

că tot aliajul A prezintă cea mai mică intensitate a curentului de coroziune, urmat apoi de aliajul C, cu valori ale curentului în aceeași scală.

Astfel, conform acestor criterii, cea mai bună comportare la coroziune în saliva artificială Fusayama Meyer cu $pH = 5,2$ la o temperatură de $37 \pm 0,5^{\circ}C$ este cea a aliajului A, urmat de aliajul C.

BIBLIOGRAFIE

1. **Shrestha S., Joshi S.** Current Concepts in Biomaterials in Dental Implant. *Science Research*. Vol. 2, No. 1, pp. 7-12. doi: 10.11648/j.sr.20140201.12, 2014.
2. **Al Subari R., Idrissi M., Draoui M., Bellaouchou A., Guenbour A., Merzouk N.** Corrosion behaviour of NiCr dental alloys in artificial saliva with different concentrations of Khat extracts, *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, 7(9): 87-96, 2013.
3. **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.
4. **Baier R.E., Bull. N.Y.** Acad. Med., 48, 257, 1962.
5. **Park J., Lakes R.S.** Biomaterials: An Introduction, 3rd ed. Springer, 2007.
6. **Eliaz N., Mudali U.K.** Corr. Rev. 21, 2003.
7. **Gusev A.I., Andreevich A., Rempel A., Magerl A.J.** Disorder and order in strongly nonstoichiometric compounds: transition metal carbides, nitrides and oxides, Springer Series in Materials Science, New York, 2009.
8. **Oura K., Lifshits V.G., Saranin A.A., Zotov A.V., Katayama M.** Surface Science: An Introduction, Springer, Berlin, 2003.
9. **Schweitzer P.A.** Corrosion engineering Handbook, second edition, CRC Press, New York, 2007.
10. **Shreir L.L., Jarman R.A., Burstein G.T.** Corrosion: Metal/Environment Reactions, eds. Vol.1, Newness-Butterworth, Boston, 2000.
11. **St. John K.R.** ASM Handbook, Vol. 13C, Corrosion: Environments and Industries, ASM International, 820-825, 2006.
12. **Steinemann S.G.** Corrosion of surgical implants-in vivo and in vitro tests, eds. Winter G.D., Leray J.L., de Goot K., Evaluation of biomaterials, advances in biomaterials, vol. 1. Chichester: Wiley, 1-34, 1980.
13. **Zamfir S., Vidu R., Brinzoii V.** Coroziunea materialelor metalice, Ed. Didactică și pedagogică, RA, București, 1994.
14. **Roach M.D., Wolan J.T., Parsell D.E., Bumgardner J.D.** Use of XPS and cyclic polarization to evaluate the corrosion behaviour of six Ni-Cr alloys before and after PFM firing, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84: 623-634, 2000.
15. **Wyllie C.M., Shelton R.M., Fleming G.J., Davenport A.J.** Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dental Materials*, 23: 714-723, 2007.
16. **Fossati A., Borgiolo F., Galvanetto E., Bacci T.** Corrosion resistance properties of plasma nitrided Ti6Al4V10 alloy in nitric acid solutions, *Corrosion Science*, 46: 917-927, 2004.
17. **Kim S.J., Ko Y.M., Choe H.C.** Pitting corrosion of TiNi coated dental cast alloy with casting methods, *Advanced Materials Research*, 15/17: 164-168, 2007.
18. **Mulders C., Darwish M., Holze R.** The influence of alloy composition and casting procedure upon the corrosion behaviour of dental alloys: An in vitro study, *Journal of Oral Rehabilitation*, 23: 825- 831, 1996.