

Затезне карактеристике и биокомпатибилност нерђајућег челика *AISI 302* у различитим физиолошким растворима

Tensile Properties and Biocompatibility of Stainless Steel *AISI 302* in Different Physiological Saline Solutions

Николина Кљештан, Драган Рајновић, *Факултет техничких наука, Нови Сад*

Студијски програм – ПРОИЗВОДНО МАШИНСТВО

Кратак садржај – Нерђајући челици представљају важне биоматеријале у изради ортопедских имплантата због добре комбинације механичких својстава и отпорности на корозију. У биолошком окружењу изложени су физиолошким растворима, што може утицати на њихову дуготрајну стабилност. У раду је анализиран утицај физиолошког, фосфатно - пуферисаног и Рингеровог раствора на механичке и површинске карактеристике челика *AISI 302* након 3 и 21 дана излагања тим растворима. Добијени резултати показују да врста раствора и вријеме излагања утичу на понашање материјала, међутим уочене промјене нису увијек статистички значајне.

Кључне речи: нерђајући челик *AISI 302*, физиолошки раствори, механичке карактеристике, површинска храваност

Abstract – *Stainless steels are important biomaterials used in the production of orthopedic implants due to their favorable combination of mechanical properties and corrosion resistance. In a biological environment, they are exposed to physiological solutions, which may affect their long-term stability. This study analyzes the influence of physiological saline, phosphate-buffered, and Ringer's solution on the mechanical and surface characteristics of *AISI 302* steel after 3 and 21 days of exposure to these solutions. The obtained results show that both the type of solution and exposure time influence the material behavior, however observed changes are not always statistically significant.*

Keywords: *stainless steel *AISI 302*, physiological solutions, mechanical properties, surface roughness*

НАПОМЕНА: Овај рад проистекао је из мастер рада чији ментор је био др Драган Рајновић, ред. проф.

1. УВОД

Биоматеријали представљају материјале намијењене за израду имплантата који замјењују или подржавају функције оштећених ткива, при чему њихова примјена значајно доприноси побољшању и продужењу живота

пацијената. Они морају бити биокомпатибилни, механички поуздани и отпорни на корозију и хабање у сложеним биолошким срединама. Међу различитим класама биоматеријала, метални материјали се најчешће користе, а нерђајући челици су широко заступљени због повољног односа цијене и квалитета, добре обрадивости и задовољавајућих механичких својстава [1].

Корозија представља један од најзначајнијих деградационих процеса металних материјала, који утиче на њихову механичку стабилност, поузданост и вијек трајања. Код металних биоматеријала корозија се може јавити у више облика, укључујући општу (униформну) корозију и локализоване облике корозије, као што су галванска корозија, корозија услед замора, питинг, корозија у зазорима, фретинг корозија и напонска корозија [2].

У условима људског организма, присуство тјелесних течности, протеина, соли и механичких оптерећења додатно убрзава корозионе процесе на површини металних имплантата, што може довести до нарушавања заштитног слоја, ослобађања металних јона и постепеног смањења његове механичке стабилности [1].

Како би се смањило утицај корозије на особине, хируршки имплантати се најчешће израђују од аустенитног нерђајућег челика, кобалт-хром легура и титанијума, при чему је челик *AISI 316L* широко заступљен због повољног односа цијене, доступности и задовољавајућих механичких својстава [1]. Његова аустенитна структура и низак садржај угљеника обезбјеђују добру отпорност на корозију и биокомпатибилност, што га чини погодним за медицинске примјене [3]. Ипак, у контакту са тјелесним течностима може доћи до локализованих облика корозије и ослобађања јона метала, што негативно утиче на стабилност и вијек трајања имплантата [4]. Кључну улогу у заштити има површински оксидни слој који омогућава репасивацију и смањује деградацију материјала [5].

Досадашња истраживања показују да аустенитни нерђајући челици *316L* и *304L* након продуженог излагања у *PBS* раствору испољавају смањење механичких карактеристика, при чему *316L* задржава већу стабилност напона течења, затезне чврстоће и

дуктилности у односу на 304L, што се приписује стабилнијем пасивном слоју [6].

Испитивања у условима сланог спреја потврђују да корозија нема значајан утицај на Јунгов модул еластичности и затезну чврстоћу, али може довести до промјена пластичних својстава у зависности од микроструктуре и порозности материјала [7].

Истраживања у Рингеровом и физиолошком раствору указују да је агресивност медијума, посебно садржај хлорида, кључни фактор у иницирању локализоване корозије и деградације пасивног слоја. Такође је утврђено да синергијско дјеловање корозије и хабања значајно утиче на укупну деградацију материјала и може довести до смањења механичке стабилности имплантата [8].

Како су у условима примјене, имплантати изложени дјеловању физиолошких раствора који могу утицати и на површинске и на механичке карактеристике, што је од кључног значаја за њихову дуготрајну поузданост, у овом раду је извршено испитивање челика AISI 302, као једног из фамилије нерђајућих аустенитних челика, са циљем оцијене његове примјењивост у датим условима у медицинској пракси.

2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РАД

2.1. Испитивани материјал

За потребе експерименталног испитивања коришћен је аустенитни нерђајући челик AISI 302 према ASTM A276-04, који је приближно еквивалентан EN X10CrNi18-8 (1.4310) према EN 10088-2:2005.

2.2. Излагање узорка физиолошким растворима

За потребе истраживања коришћена су три различита раствора:

1. **Физиолошки раствор (ознака - F)** – састав 0,9 g NaCl у 1 l дестилованој води (0,9% раствор).
2. **Фосфатно пуферирани раствор (ознака - P)** – састав: 8 g NaCl, 0,2 g KCl, 1,44 g Na₂HPO₄, 8,1 g KH₂PO₄ у 1 l дестиловане воде.
3. **Рингеров раствор (ознака - R)** – састав: 8,6 g NaCl, 0,3 g KCl, 0,5 g CaCl₂, у 1 l дестиловане воде.

Узорци су били изложени наведеним растворима током 3 и 21 дана, ради испитивања утицаја времена излагања на њихове механичке и површинске карактеристике.

2.3. Механичко испитивање

Испитивање механичких особина нерђајућег челика обухватало је одређивање затезне чврстоће (R_m), конвенционалног напона течења ($R_{p0.2}$), процентуалног издужења (A) и сужења (Z). Испитивања су изведена на собној температури у складу са стандардом SRPS EN ISO 6892-1:2020, на универзалној машини за испитивање затезањем „ZDM 5/91“ (WEB, Leipzig).

Током испитивања, епрувете су биле постављене у PET цијев напуњену испитном течносту, чиме су симулирани услови корозионог окружења, уз обезбјеђивање стабилних услова мјерења. Испитане су најмање три епрувете за сваки услов средине (суво и течности).

2.4. Испитивање храпавости површине – R_a параметар

Мјерење параметра храпавости R_a извршено је помоћу уређаја Mitutoyo Surftest SJ-210, који омогућава прецизно одређивање средње аритметичке храпавости профила, на основу превлаћења стилусног сензора преко површине узорка.

2.5. Испитивање морфологије површине и хемијског састава продуката корозије

Испитивање морфологије површине и хемијског састава продуката корозије на површини извршено је скенирајућим електронским микроскопом (SEM) типа JEOL JSM-6460LV при радном напону од 25 kV, опремљеним са енергетски дисперзивним спектро-скопом (EDS) INCA Oxford Instruments.

3. РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА

3.1. Механичке карактеристике

У циљу анализе утицаја корозионог окружења на механичке карактеристике аустенитног нерђајућег челика AISI 302, извршена су испитивања затезањем на сувим узорцима, као и након излагања у различитим физиолошким растворима, након 3 и 21 дана.

Криве затезања показују да узорци нерђајућег челика AISI 302 задржавају типично дуктилно понашање и након излагања у различитим растворима. Након 21 дана долази до благих промјена механичког понашања у односу на 3 дана, што се огледа у благом смањењу напона течења и затезне чврстоће, као и повећања укупног издужења. Међутим, облик криве остаје сличан, што указује на то да није дошло до значајне деградације механичких особина.

Квантитативни подаци добијени приликом затезања су сумирани у табели 1, тј. дате су средње вриједности напона течења ($R_{p0.2}$), затезне чврстоће (R_m), процентуалног издужења (A) и сужења (Z) за различите услове.

Из приказаних резултата може се уочити да излагање корозивним срединама доводи до благих промјена механичких карактеристика у односу на суво стање, при чему се најизраженије промјене односе на параметар издужења (A), који показује тенденцију повећања након излагања.

Табела 1. Средње вриједности механичких карактеристика

стање	$R_{p0.2}$ [MPa]	R_m [MPa]	A [%]	Z [%]
Суво	763,36	881,04	34,36	71,29
F-3 дана	731,30	895,20	42,08*	68,87
P-3 дана	743,43	895,72	41,51*	68,34
R-3 дана	763,73	905,54	40,96*	68,07
F-21 дана	727,06	894,15	42,98*	67,46
P-21 дана	740,69	893,12	42,24*	67,04
R-21 дана	735,28	894,40	42,59*	68,20

* значајна разлика ($p < 0,05$) у односу на суво стање

С друге стране, напон течења ($R_{p0.2}$), затезна чврстоћа (R_m) и сужење (Z) су релативно стабилни са мањим варијацијама у зависности од врсте раствора и времена излагања.

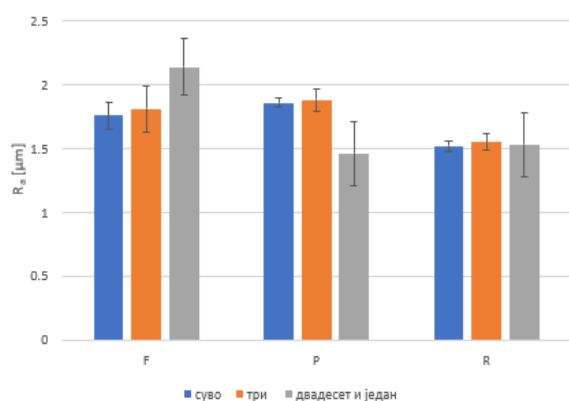
Процјена статистичке значајности уочених разлика између испитиваних услова, извршена је једнофакторном анализа варијансе (АНОВА). Резултати анализе показали су да за параметре $R_{p0.2}$, R_m и Z није уочена статистички значајна разлика између различитих раствора и времена излагања ($p > 0,05$) у односу на суво стање.

Насупрот томе, код параметра издужења (A) уочена је статистички значајна разлика ($p < 0,05$), и након 3 дана, и након 21 дана излагања, што указује на изражен утицај течног окружења на дуктилна својства материјала. Шта више, дошло је до повећања дуктилности, без сигнификантног губитка чврстоће.

3.2. Мјерење површинске храпавости

У циљу процјене утицаја корозионог окружења на површинске карактеристике испитиваног материјала, извршено је мјерење средње аритметичке храпавости површине (R_a) након излагања у различитим растворима, након 3 и 21 дана излагања, док је суво стање узето као референтно.

На слици 1 приказани су резултати у графичком облику.



Слика 1. Средње вриједности R_a параметра храпавости површине након 3 и 21 дана излагања у различитим растворима

На приказаном дијаграму представљене су средње вриједности параметра R_a за узорке у сувом стању и након излагања у физиолошком (F), фосфатно-пуферисаном (P) и Рингеровом (R) раствору током 3 и 21 дана. Уочава се да се у физиолошком раствору (F) биљежи благи пораст храпавости након 21 дана у односу на 3 дана, док у фосфатно-пуферисаном раствору (P) долази до смањења R_a вриједности након дужег времена излагања. У Рингеровом раствора (R) промјене храпавости су минималне и уједначене током посматраног периода.

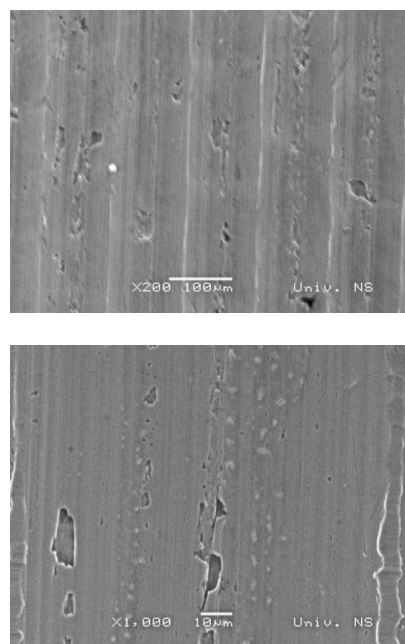
Резултати статистичке анализе (АНОВА) показали су да је уочена статистички значајна разлика само код узорка изложених фосфатно-пуферисаном раствору ($p < 0,05$), док код физиолошког и Рингеровог раствора није уочена статистички значајна промјена храпавости површине ($p > 0,05$).

3.3. Морфологија површине - SEM и EDS анализа

Извршена је SEM/EDS анализа површине узорка након излагања у различитим растворима.

У циљу јасније и концизније презентације резултата, у даљем приказу биће детаљно приказани и анализирани резултати за узорке изложене фосфатно-пуферисаном раствору, као репрезентативном медијуму, а који је имао и значајну разлику у храпавости површине између сувог стања и након 21 дана излагања. Резултати за преостале растворе су такође анализирани и показују сличне морфолошке карактеристике без значајних одступања.

На слици 2 приказане су SEM микрографије површине узорка након 21 дана излагања физиолошко-пуферисаном раствору, при увећањима од $200\times$ и $1000\times$.

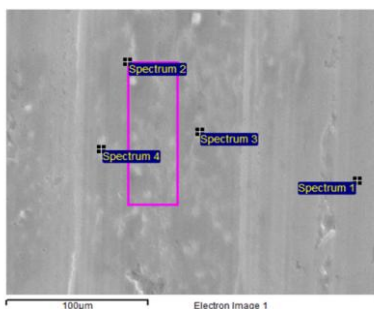


Слика 2. Површина узорка који су изложени фосфатно – пуферисаном раствору у периоду од 21 дан при различитом увећању

На слици 2 (увећање $200\times$) уочљиви су трагови обраде стругањем у виду паралелних линија које доминирају површином. Између линија присутна су плитка неправилна удубљена настала као посљедица процеса обраде. Површина је генерално хомогена, без изражених знакова корозионих оштећења. Плитке удубине престављају зоне где је дошло до интензивног лепљења материјала за стругарски нож, интензивне пластичне деформације и коначног неправилног цепања материјала, после чега је остало удубљење.

На слици 2 (увећање $1000\times$) приказан је детаљнији приказ локалне површине узорка. Уочава се појава појединачних кристала сферног облика, што указује на њихово формирање услед вероватног таложења соли NaCl и KCl из раствора. У поређењу са узорцима у сувом стању, нису уочене промјене које би указивале на израженије корозино оштећење површине.

Испитивање хемијског састава површине и уочених кристала извршено је на области приказаној на слици 3, а резултати анализе дати су у табели 2.



Слика 3. Мјесто EDS анализе на површини узорка изложеног фосфатно - пуферисаном раствору

Табела 2. Резултати EDS анализе за означених мјеста на слици 3

Spectrum	Na	Si	Cl	K	Cr	Mn	Fe	Ni
Spectrum 1		0.47			17.64	2.17	70.99	8.74
Spectrum 2	0.67	0.37	0.25	0.04	17.42	1.78	70.67	8.80
Spectrum 3	4.68	0.39	2.11	0.36	16.77	1.66	65.83	8.19
Spectrum 4	1.64		0.82	0.09	17.42	2.01	69.44	8.58

EDS анализа потврђује присуство елемената карактеристичних за насlage соли, пре свега натријума (Na) и хлора (Cl), као и калијума (K), што је у складу са кристалима уоченим на SEM снимцима и указује на таложeње соли из раствора на површини.

На основу SEM и EDS резултата може се констатовати да излагање челика 302 у фосфатно-пуферисаном раствору у трајању од 21 дана није довело до значајне појаве оштећења површине у виду нових јамица, заобљења ивица плитких удубина, или настанка прелина које се шире од ивица удубина. Односно није дошло до уочљивог корозионог оштећења површине.

4. ЗАКЉУЧАК

На основу истраживања може се закључити да излагање аустенитног нерђајућег челика AISI 302 различитим физиолошким растворима (чисто физиолошком, фосфатно-пуферисаном и Рингеровом), у трајању од 3 и 21 дана, доводи до ограничених и углавном незнатних промјена његових механичких и површинских карактеристика.

Резултати механичких испитивања показују да напон течења, затезна чврстоћа и сужење задржавају стабилне вриједности, без статистички значајних разлика, док је за параметар издужења уочен одређени утицај течног окружења, односно долази до пораста вриједности издужења у свим случајевима.

Анализа храпавости указује на благе промјене параметра Ra у зависности од врсте раствора и времена излагања, при чему је статистички значајна разлика уочена само код узорка у фосфатно-пуферисаном раствору, где долази до смањења храпавости.

SEM и EDS анализа потврђују присуство површинских наслага соли (Na, Cl, K), насталих услед таложeња из раствора, док нису уочени знаци изражене површинске деградације или корозионог оштећења.

На основу свих добијених резултата може се закључити да испитивани услови излагања не доводе до смањења механичких особина, значајне корозије, нити до нарушавања структурног интегритета челика AISI 302 у посматраном периоду.

5. ЛИТЕРАТУРА

- [1] G. Manivasagam, D. Dhinasekaran, and A. Rajamanickam, "Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention -A Review," *Recent Patents on Corrosion Science*, pp. 40–54, Jun. 2010.
- [2] P. S. Mileend, "Corrosion of bio-materials," *International Journal of Metallurgical & Materials Science and Engineering (IJMMSE)*, vol. 10, no. 1, pp. 21-28, 2020.
- [3] J. B. Park, "Biomaterials science and engineering," *Plenum*, pp. 193–233, 1984.
- [4] K. M. Ismail, A. Jayaraman, T. K. Wood, and J. C. Earthman, "The influence of bacteria on the passive film stability of 304 stainless steel," *Electrochim. Acta*, vol. 44, pp. 4685–4692, 1999.
- [5] A. Sadaqat, A.-R. Ahmad-Majdi, A. Syed Waqar, and H. Ghulam, "Biocompatibility and corrosion resistance of metallic biomaterial," *Corrosion Reviews*, vol. 38, no. 5, pp. 381-402, 2020.
- [6] M. Ali, N. K. F. Al-Asadi, and J. H. Mohammed, "Corrosion-induced mechanical properties deterioration in 304L and 316L stainless steels under simulated physiological conditions: A comparative study," *Advances in Science and Technology Research Journal*, vol. 19, no. 12, pp. 91–99, 2025.
- [7] C. Barile, C. Casavola, and C. Pappalettere, "Corrosion effects on mechanical properties of sintered stainless steel," *Procedia Structural Integrity*, vol. 5, pp. 195-201, 2017.
- [8] R. Alessandro and D. S. Marco, "Experimental investigation on the bio-tribocorrosive behavior of Ti6Al4V alloy and 316 L stainless steel in two biological solutions," *Tribol. Int.*, vol. 10, 109033, pp. 1-13, 2023.

Кратка биографија:



Николина Кљештан, рођена 2001. г. у Зворнику. Дипломирала 2024. на Факултету техничких наука, смјер Производно машинство, и уписала мастер студије из Савремених технологија обликовања материјала.

Контакт:
nikolinakljestan01@gmail.com



Др Драган Рајновић, ред. проф. ради на Факултету техничких наука од 2000.г., у уно: Материјали и технологије спајања, А специфична област интересовања му је микроскопија и испитивање материјала

Контакт: draganr@uns.ac.rs