

Universitatea TITU MAIORESCU
Școala Doctorală - Domeniul Medicină Dentară

**STUDII COMPARATIVE DE REZISTENȚĂ LA
SOLICITĂRI MECANICE, BIOCOMPATIBILITATE ȘI
COROZIUNE A UNOR ALIAJE UTILIZATE ÎN
CONFEȚIONAREA RESTAURĂRILOR PROTETICE
FIXE METALO-CERAMICE**
- *REZUMAT* -

Doctorand: DRĂGUȘ Laurențiu

Conducător științific:

Prof. Univ. Dr. Doina Lucia GHERGIC

București

2019

CUPRINS

Introducere	3
<i>Stadiul actual al cunoașterii</i>	
Capitolul I	Aspecte privind edentația parțială 3
Capitolul II	Caracteristici ale restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice 4
Capitolul III	Tipuri de aliaje utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice 4
<i>Cercetare științifică personală</i>	
Capitolul IV	Studiu prin metoda elementelor finite asupra rezistenței la solicitări mecanice a unor restaurări metalo-ceramice confectionate din aliaje de Co-Cr și Ni-Cr 4
4.1	Introducere 4
4.2	Material și metodă 4
4.3	Rezultate obținute 5
4.3.1	Restaurarea protetică din Co-Cr și ceramică dentară 5
4.3.2	Restaurarea protetică din Ni-Cr și ceramică dentară 10
4.4	Discuții 14
4.5	Concluzii 14
Capitolul V	Studiu comparativ privind biocompatibilitatea unor tipuri de aliaje de Co-Cr și Ni-Cr utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice 15
5.1	Introducere 15
5.2	Material și metodă 15
5.3	Rezultate obținute 16
5.4	Discuții 22
5.5	Concluzii 23
Capitolul VI	Evaluarea rezistenței la coroziune în diverse medii a unor tipuri de aliaje de Co-Cr și Ni-Cr utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice 23
6.1	Introducere 23
6.2	Material și metodă 23

6.3 Rezultate obținute	25
6.4 Discuții	36
6.5 Concluzii	36
Capitolul VII Concluzii generale, elemente de originalitate și direcții de cercetare ulterioară	37
Bibliografie	38

Introducere

Deși în ultimii ani restaurările protetice fixe din zirconie și ceramică presată au început să fie din ce în ce mai utilizate, protezele metalo-ceramice rămân în continuare „standardul de aur” în terapia edentației datorită îmbinării armonioase între rezistența dată de scheletul metalic, aspectul estetic conferit de placajul ceramic, biocompatibilitatea materialelor și nu în ultimul rând datorită probei timpului.

În prezenta teză de doctorat am efectuat studii experimentale comparative asupra unor aliaje pe bază de Cobalt-Crom și Nichel-Crom utilizate în tehnologia metalo-ceramică, pentru a stabili ce tip de aliaj este mai indicat pentru confecționarea protezelor dentare fixe.

Rezistența mecanică a aliajelor studiate a fost analizată în cadrul centrului de cercetare BIOMAT al Universității Politehnica din București, testele de biocomatibilitate *in vitro* s-au desfășurat la Institutul de Biologie și Patologie Celulară „Nicolae Simionescu”, iar testele de coroziune în diferite medii s-au desfășurat în cadrul Laboratorului de Electrochimie și Funcționalizarea suprafețelor din Facultatea Știința și Ingineria Materialelor, Universitatea Politehnica din București.

Capitolul I

Aspecte privind edentația parțială

În etiologia edentației parțiale regăsim cauze congenitale sau cauze dobândite. Cauzele congenitale sunt reprezentate de lipsa dezvoltării mugurilor dentari, izolat sau în cadrul unor afecțiuni genetice [1] precum displazia ectodermală [2].

Cauzele dobândite cele mai frecvente ale edentației sunt complicațiile cariei dentare și afecțiunile parodontale, urmate de tumori sau procese infecțioase ale oaselor maxilare, traumatisme dento-alveolare sau ale oaselor maxilare, precum și tratamente stomatologice incorecte.

Capitolul II

Caracteristici ale restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice

Reabilitarea funcției orale folosind protezele dentare fixe se face din ce în ce mai frecvent în ultimii treizeci de ani [18]. Tratamentul protetic fix presupune înlocuirea dinților naturali pierduți pentru a restabili funcțiile, estetica și confortul [19] la nivelul aparatului dento-maxilar. Deși prepararea dinților sănătoși pentru a fi acoperiți cu elemente de agregare este mai puțin dorită [20], protezele dentare fixe sunt încă preferate din cauza rezistenței lor, esteticii, costurilor mai mici, retenției satisfăcătoare și lipsei de efectuare a unei manopere chirurgicale [21].

Capitolul III

Tipuri de aliaje utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice

De la începutul anilor 1900, o gamă largă de metale și aliajele lor au fost utilizate pentru confecționarea dispozitivelor medicale, a protezelor dentare și a implanturilor dentare, oferind proprietăți fizice și chimice îmbunătățite, cum ar fi rezistența mecanică, durabilitatea și rezistența la coroziune [51, 52, 53].

Clasele de metale utilizate cel mai frecvent în confecționarea dispozitivelor medicale și protezelor dentare includ oțelurile inoxidabile, aliajele de cobalt-crom, titan (ca aliaj și nealiat) [55] sau aliaje de nichel-crom.

Capitolul IV

Studiu prin metoda elementelor finite asupra rezistenței la solicitări mecanice a unei restaurări metalo-ceramice

4.1 Introducere

Una din metodele de analiză a rezistenței la forțele masticatorii a restaurărilor dentare este metoda elementelor finite [95-97], cu aplicații din ce în ce mai numeroase în domeniul medicinei dentare [98-106].

4.2 Material și metodă

Am luat în studiu două restaurări protetice fixe de 3 elemente, confecționate din biomateriale metalice pe bază de Co-Cr și ceramică dentară, respectiv Ni-Cr și ceramică dentară, realizate pentru protezarea unei edentații unidentare de 36.

Macheta tridimensională a viitoarei piese protetice în format STL a fost discretizată cu soft-ul 3-matic© Materialise N.V. în cadrul centrului de cercetare BIOMAT al Universității Politehnica din București [94].

Analizele numerice s-au efectuat cu soft-ul ANSYS © SAS IP, Inc (Fig. 4.1). Simulările efectuate au fost de tip Structural Static, ce au presupus solicitări pe cele 3 elemente componente ale piesei protetice [94].

Pentru efectuarea analizelor numerice a fost necesară introducerea în soft-ul mai sus amintit a anumitor proprietăți ale materialelor utilizate pentru confecționarea restaurărilor, datele fiind preluate de pe site-ul MatWeb (www.matweb.com) [108]. Respectivale proprietăți ale materialelor dentare sunt consemnate în tabelul 4.1.

Tabelul 4.1 – Proprietățile materialelor utilizate la confecționarea restaurării [108]

	Modul Young (MPa)	Coefficient Poisson (-)
Aliaj metalic Co-Cr	$2,0 \times 10^5$	0.3
Aliaj metalic Ni-Cr	$1,7 \times 10^5$	0.35
Ceramică	$3,4 \times 10^5$	0.22

În cadrul experimentului am aplicat pe fiecare element al restaurării protetice fixe o forță de 100N pe axa OY și de 250N pe axa OZ, astfel încât au rezultat, indiferent de tipul de material utilizat, forțe înclinate de următoarele valori:

- Pe coroana 35 o forță de 223.61 N
- Pe corpul de punte și pe coroana de pe 37 câte o forță în valoare de 269.26 N (Fig. 4.2).

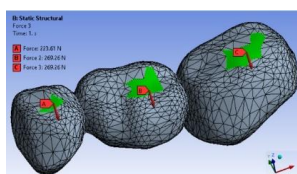


Fig. 4.2 - Suprafețele de contact și forțele aplicate [94]

4.3 Rezultate obținute

4.3.1 Restaurarea protetică din Co-Cr și ceramică dentară

Tensiunile echivalente von Mises au variat între un minim de 1.4×10^4 Pa (înregistrat la nivelul coletului coroanei 47) și un maxim de 1.1×10^8 Pa (la nivelul punctului de contact dintre 46 și 47) la aplicarea forțelor experimentale asupra restaurării.

Aceste tensiuni sunt de întindere, iar în ansamblu cele mai mari valori sunt localizate pe fața ocluzală a restaurării, în zonele în care s-au aplicat forțele, precum și la nivelul punctelor de contact dintre coroane.

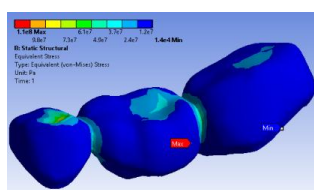


Fig. 4.4 - Tensiunile echivalente (von Mises) pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică [94]

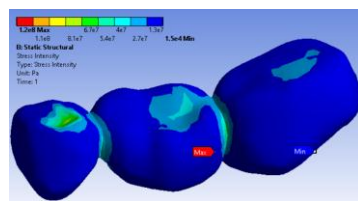


Fig. 4.6 – Intensitatea tensiunilor pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică

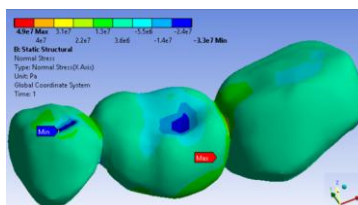


Fig. 4.8 – Tensiunea normală în suprafață din Co-Cr și ceramică [94]

Intensitatea tensiunilor a variat în cadrul experimentului între 1.5×10^4 Pa și 1.2×10^8 Pa; acestea au fost de asemenea tensiuni de întindere, cu cele mai mari valori localizate în zonele de contact dintre coroane și în punctele de aplicare a forțelor.

Tensiunile normale (perpendiculare pe suprafață de contact) au variat între -3.3×10^7 Pa și 4.9×10^7 Pa (Fig. 4.8). Pe suprafața restaurării au fost tensiuni de comprimare, dar în secțiunea coroanei își schimbă semnul, devenind de întindere, cea mai mare valoare fiind localizată între molarul 1 și molarul 2, la colet, unde efectul de îndoire este maxim (Fig. 4.9).

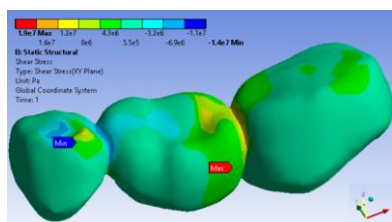


Fig. 4.10 – Tensiunea de forfecare pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică în planul XY

Tensiunile de forfecare în plan orizontal (XY) au variat între -1.4×10^7 Pa și 1.9×10^7 Pa. În zona de aplicare a forțelor tensiunile au fost de comprimare și au devenit tensiuni de întindere spre zona punctului de contact dintre molarul 1 și molarul 2, precum și spre colet unde au valoarea maximă.

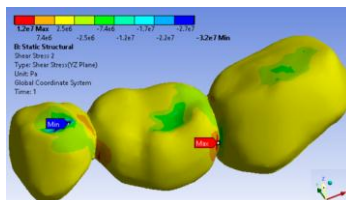


Fig. 4.12 – Tensiunea de forfecare la nivelul suprafeței restaurării din Co-Cr și ceramică în planul YZ

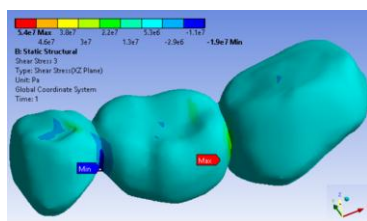


Fig. 4.14 – Tensiunea de forfecare la nivelul suprafeței restaurării din Co-Cr și ceramică în planul XZ [94]

Tensiunile de forfecare în planul YZ au variat între -3.2×10^7 Pa și 1.2×10^7 Pa (Fig. 4.12). Tensiunile de forfecare au fost de întindere în zonele îmbinărilor dintre elementele restaurării, mai ales către vestibular, iar în zonele de aplicare a forțelor experimentale și în imediata lor vecinătate tensiunile respective sunt de comprimare.

Tensiunile de forfecare în planul XZ au variat între -1.9×10^7 Pa și 5.4×10^7 Pa (Fig. 4.14). Tensiuni de comprimare, cu valori mai ridicate, apar la îmbinarea dintre premolarul 2 și molarul 1. În restul restaurării tensiunile sunt de întindere, cu maxime la contactul dintre primul și al doilea molar, la colet [94].

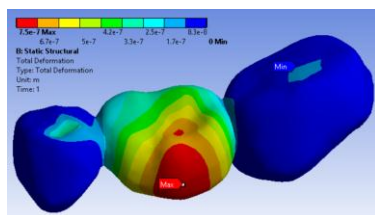


Fig. 4.16 – Deformația absolută totală pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică [94]

Deformația absolută totală a variat între 0 m și 7.5×10^{-7} m. Valorile sunt pozitive (alungiri), iar cele maxime sunt semnalate în corpul de punte, cu precădere către vestibular [94] (Fig. 4.16).

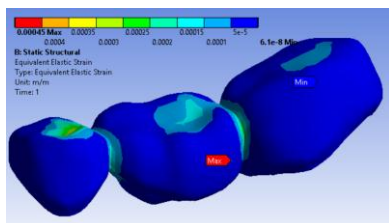


Fig. 4.18 - Deformația relativă elastică echivalentă pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică

Deformația relativă elastică echivalentă a variat între 6.1×10^{-8} m/m și 0.00045 m/m. Valorile sunt pozitive (alungiri), moderate spre mici, dar dintre acestea cele mai mari sunt localizate în zonele de aplicare a forței și pe suprafețele de contact dintre elementele restaurării (Fig. 4.18). Deformația absolută pe direcția axei Z a variat între -7.4×10^{-7} m și 4×10^{-8} m. Pe axa Z apar deformații atât de alungire, cu valori maxime în elementele de

agregare (premolar și molarul 2), cât și de compresie dinspre lingual către vestibular, în corpul de punte (primul molar) (Fig. 4.20).

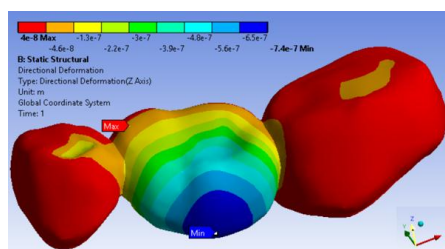


Fig. 4.20 - Deformația absolută pe direcția axei Z pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică

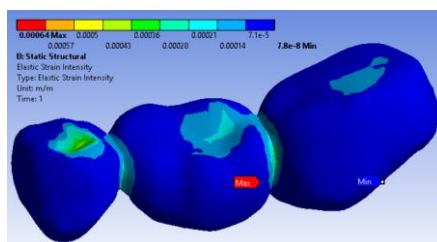


Fig. 4.22 – Intensitatea deformației relative pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică

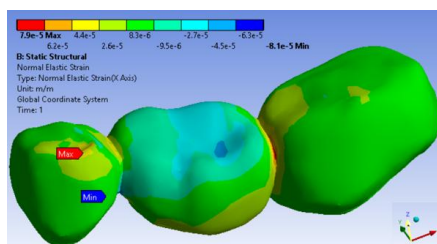


Fig. 4.24 - Deformația relativă elastică normală pe direcția X pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică

În general, intensitatea deformației relative are valori mici, cele mai ridicate dintre ele (0.00064 m/m) fiind înregistrate în zonele de aplicare a forțelor și la nivelul punctelor de contact dintre elementele componente ale restaurării (Fig. 4.22).

Deformația relativă elastică normală pe direcția X este de alungire, cu valori maxime, de $7.9 \times 10^{-5} \text{ m/m}$, pe fața internă a coroanei de acoperire de pe premolar și la nivelul punctului de contact dintre cei doi molari [94] (Fig. 4.24).

Deformația relativă elastică normală pe direcția Y a variat între -0.00012612 m/m și $9.3862 \times 10^{-5} \text{ m/m}$ [94]. Au fost înregistrate alungiri pe coroanele 35 și 36, având valori maxime în regiunile în care s-au aplicat forțele. La nivelul punctelor de contact dintre elementele componente ale restaurării și pe fața mucozală a corpului de punte, deformația relativă elastică devine de semn contrar (compresiune) (Fig. 4.26). Deformația relativă elastică normală pe direcția Z a variat între -0.00023298 m/m și 0.00022318 m/m . Apar compresii în punctele de aplicare a forțelor experimentale și întinderi cu valori foarte mici în restul punții dentare (Fig. 4.28).

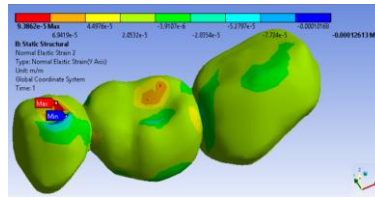


Fig. 4.26 – Deformația relativă elastică normală pe direcția Y pe suprafața restaurării din Co-Cr și ceramică [94]

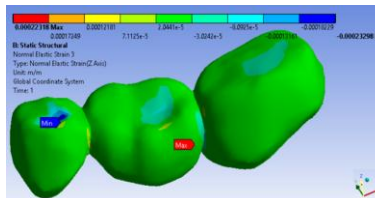


Fig. 4.28 - Deformația relativă elastică normală pe direcția Z la nivelul suprafeței restaurării din Co-Cr și ceramică [94]

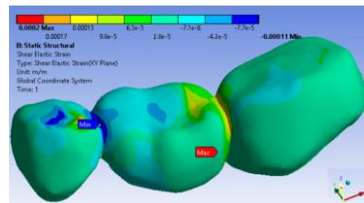


Fig. 4.30 - Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul XY la nivelul suprafeței restaurării din Co-Cr și ceramică [94]

Deformația relativă tangențială în planul XY a variat între -0.00011 m/m și 0.0002 m/m. Apare compresie la nivelul zonelor de aplicare a forțelor experimentale pe PM și M1, ca și la nivelul punctului de contact dintre 35 și 36, în timp ce la nivelul punctului de contact 36-37 apar alungiri [94] (Fig. 4.30).

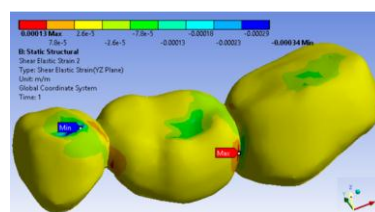


Fig. 4.32 - Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul YZ la nivelul suprafeței restaurării din Co-Cr și ceramică

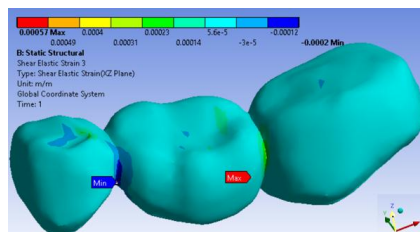


Fig. 4.34 - Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul XZ la nivelul suprafeței restaurării din Co-Cr și ceramică

Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul YZ a variat între -0.00034 m/m și 0.00013 m/m. În general, valoarea deformației respective a fost de 7.8×10^{-5} m/m, având zone izolate de comprimări și întinderi în regiunea punctelor de contact dintre elementele componente ale punții (Fig. 4.32).

Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul XZ a variat între -0.0002 m/m și 0.00057 m/m. În general, la nivelul restaurării valoarea deformației de forfecare în planul XZ a fost de 5.6×10^{-5} m/m, apărând mici comprimări la nivelul zonelor de aplicare a forțelor experimentale și mai ales la îmbinarea dintre PM2 și M1 (Fig. 4.34).

4.3.2 Restaurarea protetică din Ni-Cr și ceramică dentară

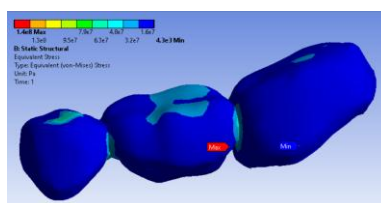


Fig. 4.36 – Tensiunile echivalente (von Mises) pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

Tensiunile echivalente von Mises au variat în acest caz între un minim de 4.3×10^3 Pa (înregistrat în zona coletului coroanei 47) și un maxim de 1.4×10^8 Pa (sub punctul de contact dintre 46 și 47) la aplicarea forțelor experimentale asupra restaurării.

Tensiunile sunt, ca și în cazul restaurării cu substrat din Co-Cr, de întindere, iar în ansamblu cele mai mari valori sunt localizate pe fața ocluzală a restaurării, în zonele în care s-au aplicat forțele, precum și la nivelul punctelor de contact dintre coroane (Fig. 4.36).

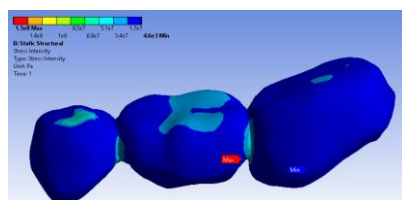


Fig. 4.38 – Intensitatea tensiunilor pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

Intensitatea tensiunilor (Fig. 4.38) a variat în cadrul experimentului între 4.6×10^3 Pa și 1.5×10^8 Pa; acestea au fost de asemenea tensiuni de întindere, cu cele mai mari valori localizate în zonele de contact dintre coroane și în punctele de aplicare a forțelor.

Tensiunile normale (perpendiculare pe suprafață de contact) au variat între -3.9×10^7 Pa și 5.5×10^7 Pa (Fig. 4.40). Pe suprafața restaurării au fost tensiuni de comprimare, dar în secțiunea coroanei își schimbă semnul, devenind de întindere, cea mai mare valoare fiind localizată între molarul 1 și molarul 2, sub punctul de contact, unde efectul de îndoire este maxim.

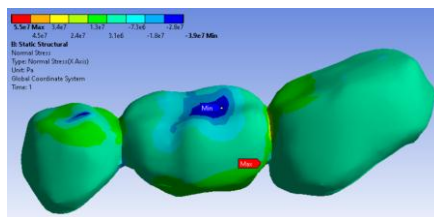


Fig. 4.40 – Tensiunea normală în suprafață din Ni-Cr și ceramică

Tensiunile de forfecare în plan orizontal (XY) au variat între -1.4×10^7 Pa și 2.2×10^7 Pa. În zona de aplicare a forțelor tensiunile au fost de comprimare și au devenit tensiuni de întindere spre zona punctului de contact dintre molarul 1 și molarul 2 (Fig. 4.42-3.43). Atât valoarea maximă, cât și valoarea minimă a tensiunii de forfecare s-a înregistrat sub punctul de contact distal al lui 36.

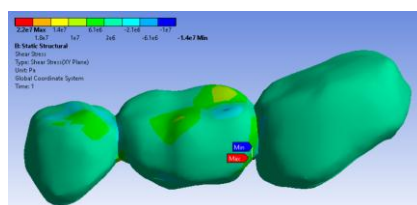


Fig. 4.42 – Tensiunea de forfecare pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică în plan XY

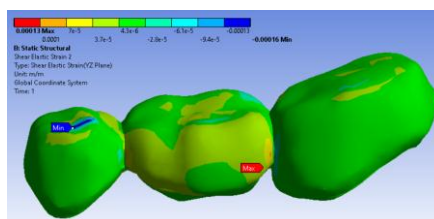


Fig. 4.44 – Tensiunea de forfecare la nivelul suprafeței restaurării din Ni-Cr și ceramică în planul YZ

Tensiunile de forfecare în planul YZ au variat între -0.16×10^3 Pa și 0.13×10^3 Pa (Fig. 4.44). Tensiunea de forfecare maximă s-a înregistrat sub punctul de contact distal al lui 36, iar cea minimă pe suprafața ocluzală a lui 35.

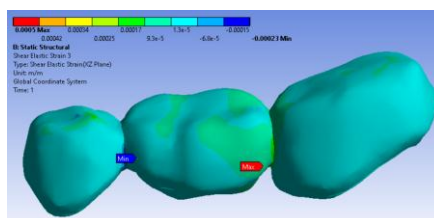


Fig. 4.46 – Tensiunea de forfecare la nivelul suprafeței restaurării din Ni-Cr și ceramică în planul XZ

Tensiunile de forfecare în planul XZ au variat între -2.3×10^4 Pa și 5×10^4 Pa (Fig. 4.46). Tensiuni de comprimare, cu valori mai ridicate, apar la îmbinarea dintre premolarul 2 și

molarul 1. În restul restaurării tensiunile sunt de întindere, cu maxime sub punctul de contact dintre primul și al doilea molar.

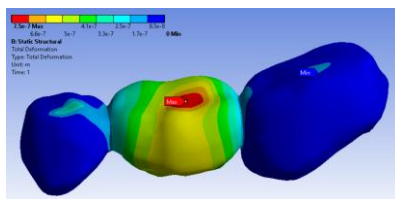


Fig. 4.48 – Deformația absolută totală pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația absolută totală a variat între 0 m și 7.5×10^{-7} m. Valorile sunt pozitive (alungiri), iar cele maxime sunt semnalate în corpul de punte, cu precădere în jumătatea distală a feței ocluzale (Fig. 4.48).

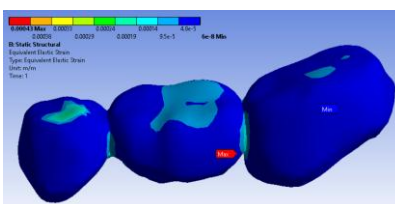


Fig. 4.50 - Deformația relativă elastică echivalentă pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația relativă elastică echivalentă a variat între 6×10^{-8} m/m și 0.00043 m/m. Valorile sunt pozitive (alungiri), moderate spre mici, dar dintre acestea cele mai mari sunt localizate în zonele de aplicare a forței și pe suprafețele de contact dintre elementele restaurării.

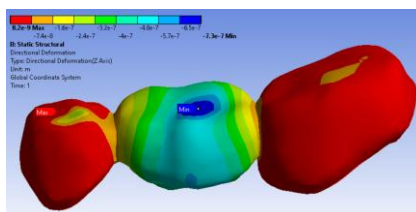


Fig. 4.52 - Deformația absolută pe direcția axei Z pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația absolută pe direcția axei Z a variat între -7.3×10^{-7} m și 8.2×10^{-9} m. Pe axa Z apar deformații atât de alungire, cu valori maxime în elementele de agregare (premolar și molarul 2), cât și de compresie în corpul de punte (primul molar) dinspre lingual către vestibular.

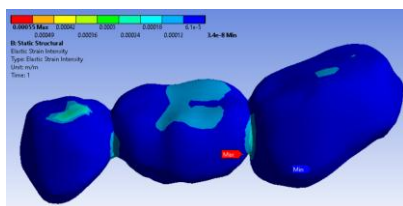


Fig. 4.54 – Intensitatea deformației relative pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

În general, intensitatea deformației relative are valori mici, cele mai ridicate dintre ele (0.00055 m/m) fiind înregistrate în zonele de aplicare a forțelor și la nivelul punctelor de contact dintre elementele componente ale restaurării.

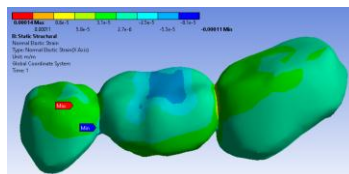


Fig. 4.56 - Deformația relativă elastică normală pe direcția X pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația relativă elastică normală pe direcția X este de alungire, cu valori maxime, de $1.4 \times 10^{-5} \text{ m/m}$, pe fața internă a coroanei de acoperire de pe premolar și cu valoarea minimă la nivelul punctului de contact mezial al primului molar (Fig. 4.56).

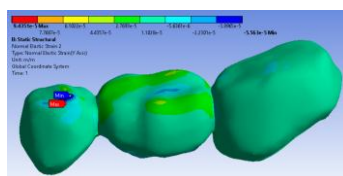


Fig. 4.58 – Deformația relativă elastică normală pe direcția Y pe suprafața restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația relativă elastică normală pe direcția Y a variat între $-5.563 \times 10^{-5} \text{ m/m}$ și $9.4351 \times 10^{-5} \text{ m/m}$. Pe fața ocluzală a coroanei de înveliș de pe 35 s-a înregistrat valoarea minimă a deformației spre exteriorul coroanei și valoarea maximă a deformației pe interiorul coroanei.

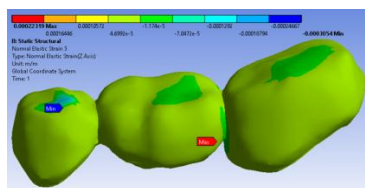


Fig. 4.60 - Deformația relativă elastică normală pe direcția Z la nivelul suprafeței restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația relativă elastică normală pe direcția Z a variat între $-2.467 \times 10^{-5} \text{ m/m}$ și $2.232 \times 10^{-4} \text{ m/m}$ (Fig. 4.60).

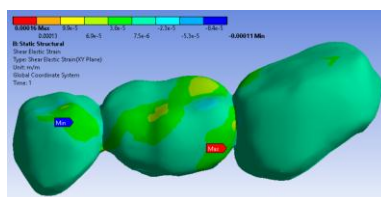


Fig. 4.62 - Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul XY la nivelul suprafeței restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația relativă tangențială în planul XY a variat între -0.00011 m/m și 0.00016 m/m. Apare compresie la nivelul feței interne a coroanei de acoperire de pe 35, în timp ce sub punctul de contact 36-37 apar alungiri (Fig. 4.62).

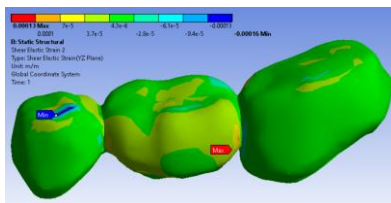


Fig. 4.64 - Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul YZ la nivelul suprafeței restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul YZ a variat între -0.00016 m/m și 0.00013 m/m. În general, valoarea deformației respective a fost de 4.3×10^{-6} m/m, cu maxim la nivelul punctului de contact dintre 36 și 37 și cu o valoare minimă pe fața ocluzală a lui 35.

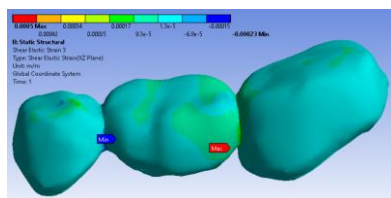


Fig. 4.66 - Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul XZ la nivelul suprafeței restaurării din Ni-Cr și ceramică

Deformația relativă tangențială (de forfecare) în planul XZ a variat între -0.00023 m/m și 0.0005 m/m. În general, la nivelul restaurării valoarea deformației de forfecare în planul XZ a fost de -6.8×10^{-5} m/m, apărând mici comprimări la nivelul zonelor de aplicare a forțelor experimentale și mai ales la îmbinarea dintre PM2 și M1 (Fig. 4.66).

4.4 Discuții

Rezultatele obținute în urma analizelor cu elemente finite depind de valoarea forței experimentale aplicate pe dinte [114], de distribuția forțelor ocluzale pe pantele dentare și de direcția de aplicare [94, 104, 115] a forțelor. Studiile efectuate prin metoda elementelor finite [117-122] permit configurarea optimă a restaurărilor dentare din punct de vedere biomecanic precum și transferul direct al rezultatelor obținute experimental asupra viitoarelor reabilitări protetice [94].

4.5 Concluzii

1) Conform analizelor efectuate în condițiile extreme la care ar putea fi supusă restaurarea protetică, regiunile vulnerabile, în care se înregistrează tensiuni maxime, sunt localizate în general în zonele de colet sau în vecinătatea punctelor de contact dintre componentele punții dentare.

2) Totuși, aceste valori ale tensiunilor nu au atins în cadrul studiului nostru praguri critice care ar putea periclita rezistența pe termen lung a restaurării din punct de vedere biomecanic.

3) Dintre cele două materiale studiate, aliajul Ni-Cr acoperit de ceramică are o rezistență mecanică (limită de rupere) mai ridicată și, din punct de vedere mecanic, ar fi de preferat față de aliajul de Co-Cr acoperit de ceramică.

Capitolul V

Studiu comparativ privind biocompatibilitatea unor tipuri de aliaje de Co-Cr și Ni-Cr utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice

5.1 Introducere

Aliajele dentare pe bază de cobalt sau nichel sunt utilizate în medicina dentară pentru confecționarea protezelor dentare ca o alternativă economică la aliaje pe bază de aur și argint, precum și datorită proprietăților lor mecanice și biocompatibilității [135].

5.2 Material și metodă

În prezentul studiu am evaluat biocompatibilitatea a 4 tipuri de aliaje comerciale (două aliaje pe bază de Co-Cr și două aliaje pe bază de Ni-Cr) a căror codificare este prezentată în tabelul 5.1, utilizate pentru confecționarea restaurărilor protetice fixe.

Tabel 5.1. Codificarea probelor utilizate în testele de biocompatibilitate [145]

Nr.crt.	Material / Denumire comercială	Codificare
1	Aliaj Co-Cr/Heraenium CE	CCH
2	Aliaj Co-Cr / Solibond C	CCS
3	Aliaj Ni-Cr / Kera N	NCK
4	Aliaj Ni-Cr / Solibond N	NCS

Pentru evaluarea comparativă a biocompatibilității am folosit eșantioane obținute prin turnare în laboratorul de tehnică dentară sub forma unor discuri standardizate cu diametrul de 14mm și grosimea de 2mm. Respectiv probele au fost prelucrate ulterior pentru a avea suprafețe netede, fără asperități sau oxizi proveniți din procesul de turnare.

Am utilizat pentru testele efectuate o linie celulară de tip osteosarcom uman MG63 (American Type Culture Collection). Eșantioanele prelucrate au fost sterilizate în etanol 70% v/v timp de 24 h și ulterior au fost spălate/clătite cu apă distilată sterilizată. Probele au fost ulterior imersate pentru 24h în mediul de cultură.

După aducerea la temperatura dorită, celulele au fost cultivate timp de 6 zile în mediu Dulbecco Eagle's Modified (DMEM) cu 1% glucoză, suplimentat cu 10% ser fetal bovin și antibiotice conținând 50 U/L neomicină și 100 U/L streptomycină [145].

Probele pregătite cu celule au fost menținute în condiții sterile (respectând normele ISO 10993) într-un incubator la temperatura de 37°C, într-un mediu cu 5% CO₂ și o umiditate relativă ridicată (> 95%) [145]. Testele au fost realizate având ca probă de control un aliaj Ti6Al4V, iar valorile obținute pe cele 4 aliaje investigate au fost raportate la rezultatele obținute pe proba de control (valorile *p*).

Cu ajutorul microscopiei cu fluorescență a putut fi monitorizată capacitatea de colonizare a celulelor pe suprafețele eșantioanelor experimentale. Protocolul de marcarea a fost reprezentat de spălarea cu soluție izotonică tampon fosfat (PBS), după care au fost fixate în 2% formaldehidă și permeabilizate cu 0.2 % Triton™ X-100 în PBS timp de 5 minute la 4°C [145].

Ulterior, eșantioanele experimentale au fost spălate cu PBS timp de 10 minute și marcate cu Hoechst 33342 (0.2 μg/ml) timp de 15 min pentru a putea evidenția nucleii și cu soluție de faliodină conjugată cu izotiocianat de fluoresceină (FITC) pentru evidențierea filamentelor de actină, implicate în răspândirea celulară [145].

Examinarea specimenelor tratate s-a realizat cu un microscop Zeiss Axio Observer (Zeiss, Germania) echipat cu filtru adecvat, iar imaginile au fost achiziționate cu o cameră cuplată la microscop, de tip AxioCam MRc 5 (Zeiss, Germania). Eșantioanele experimentale au fost colonizate cu culturi celulare având o densitate celulară de 5×10^3 celule/cm².

5.3 Rezultate obținute

Figurile 5.1-5.5 reprezintă imagini de microscopie de fluorescență achiziționate de pe eșantioanele experimentale după 3 zile de creștere celulară, iar figurile 5.6-5.10 sunt imagini de microscopie de fluorescență de pe suprafața eșantioanelor experimentale după 6 zile de creștere celulară.

În toate cele 10 imagini putem observa că activitatea celulară crește o dată cu timpul indiferent de compoziția chimică a eșantionului, ceea ce sugerează că toate materialele investigate sunt biocompatibile, sprijinind creșterea și adeziunea celulară.

De asemenea, remarcăm prezența celulelor de tip MG63 ce sunt aderente la eșantioanele metalice, realizând un aspect de confluență după 6 zile. Totodată, la 6 zile se observă că celulele prezintă un aspect fuziform, au devenit mai dense și remarcăm prezența contactului celulă-celulă ce sugerează un efect de adeziune celulară, demonstrând contacte puternice cu suprafața.

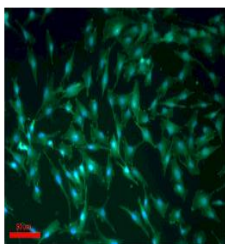


Fig. 5.1 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 3 zile pe eșantionul de control (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră)

[145]

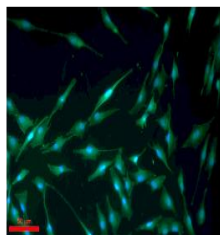


Fig. 5.2 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 3 zile pe eşantionul CCS (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

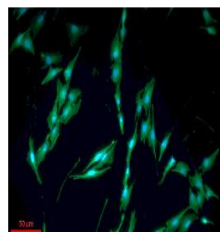


Fig. 5.3 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 3 zile pe eşantionul CCH (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

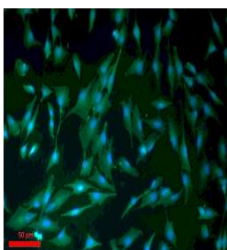


Fig. 5.4 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 3 zile pe eşantionul NCS (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

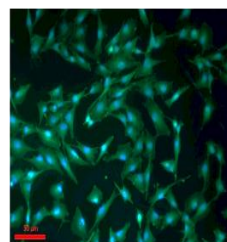


Fig. 5.5 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 3 zile pe eşantionul NKC (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

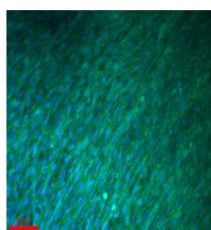


Fig. 5.6 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 6 zile pe eşantionul de control (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

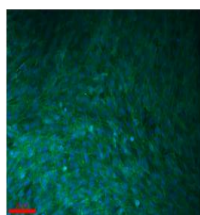


Fig. 5.7 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 6 zile pe eşantionul CCS (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

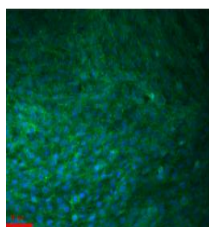


Fig. 5.8 – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 6 zile pe eşantionul CCH (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

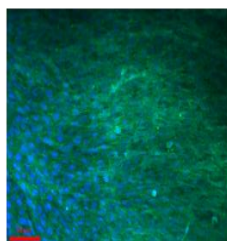


Fig. 5.9 – – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 6 zile pe eşantionul NCS (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

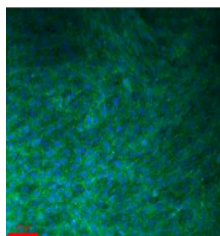
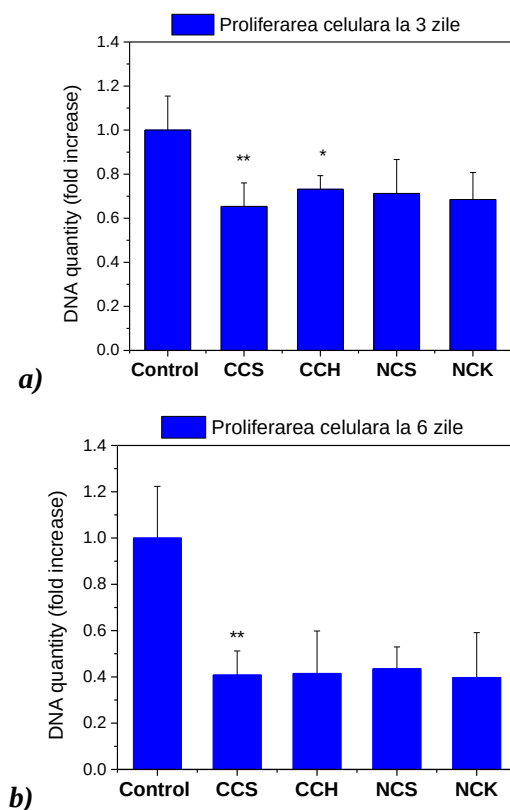


Fig. 5.10 – – Proliferarea celulelor MG63 cultivate timp de 6 zile pe eşantionul NKC (citoschelet actină – coloratie verde; nucleii (substanta de contrast Hoechst) – colorație albastră) [145]

În graficul 5.1 sunt prezentate centralizat rezultatele privind cuantificarea acidului dezoxiribonucleic (ADN) din celulele cultivate.

Putem observa că probele codificate CCH prezintă cea mai bună proliferare celulară la 3 zile, urmate de NCS, NCK și CCS [145]. Totodată, putem observa că proliferarea celulară la 6 zile este mai mică comparativ cu proliferarea celulară înregistrată la 3 zile, iar în acest caz se evidențiază probele NCS, urmate de CCH, CCS și NCK. Cele mai bune rezultate din punct de vedere al proliferării celulare au fost înregistrate de probele CCH și NCS, ce au înregistrat valori foarte apropiate atât la 3 zile, cât și la 6 zile.



Grafic 5.1 - Cuantificarea ADN-ului în urma testelor de proliferare celulară pentru (a) 3 zile și (b) 6 zile (* $p \leq 0.05$; ** $p \leq 0.01$) [145]

Testarea citotoxicității sau a viabilității celulare presupune examinarea populării cu celule a unui eșantion și colorarea celulelor în scopul observării comportamentului celular [145].

La colorarea cu produși specifici de contrast (reactivi) putem evalua corect la microscop comportamentul celular. Reactivii induc reacții chimice la contactul cu membrana celulară. Măsurarea viabilității celulare presupune cuantificarea numărului de celule vii/moarte dintr-un eșantion și se poate utiliza pentru evaluarea viabilității celulare sau lizei celulare.

În figurile 5.11-5.15 sunt prezentate imagini achiziționate în urma examinării la 3 zile a eșantioanelor pe care s-au desfășurat testele de citotoxicitate celulară a celulelor MG63, iar în figurile 5.16-5.20 sunt imagini obținute în urma examinării la 6 zile.



Fig. 5.11 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 3 zile pe eșantionul de control (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

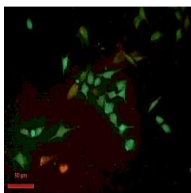


Fig. 5.12 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 3 zile pe eșantionul CCS (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

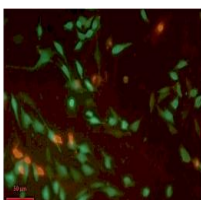


Fig. 5.13 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 3 zile pe eșantionul CCH (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

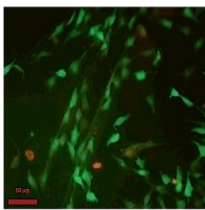


Fig. 5.14 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 3 zile pe eșantionul NCS (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

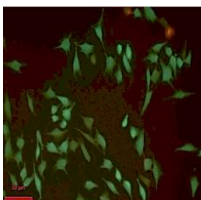


Fig. 5.15 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 3 zile pe eșantionul NCK (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

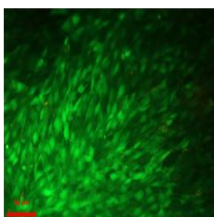


Fig. 5.16 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 6 zile pe eșantionul de control (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

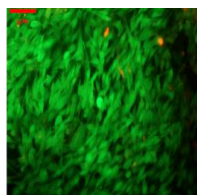


Fig. 5.17 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 6 zile pe eșantionul CCS (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

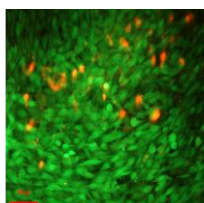


Fig. 5.18 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 6 zile pe eșantionul CCH (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

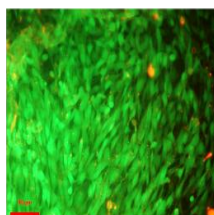


Fig. 5.19 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 6 zile pe eșantionul NCS (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

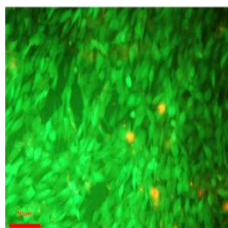
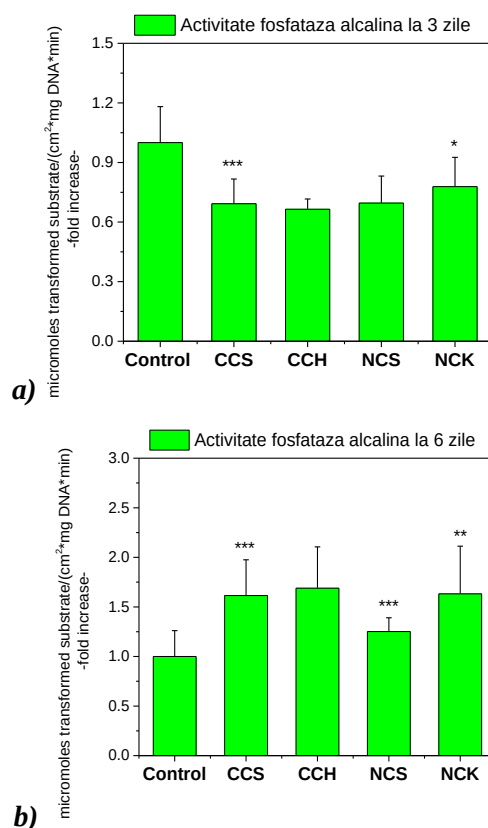


Fig. 5.20 - Imagini de microscopie cu fluorescență obținute în urma testelor de citotoxicitate a celulelor MG63 efectuate la 6 zile pe eșantionul NCK (celule moarte – colorație în roșu; celule viabile – colorație în verde) [145]

La 3 și 6 zile de la cultivarea cu celulele MG63 a materialelor investigate a fost examinată activitatea fosfatazei alcaline (ALP).

După cum poate fi observat în graficul 5.2, activitatea ALP crește odată cu creșterea timpului de testare, iar la 6 zile se poate observa că activitatea ALP este de aproximativ două ori mai mare decât la 3 zile pentru toate materialele investigate [145]. Cea mai bună activitate a ALP a fost identificată pentru probele CCH, urmate de NCK, CCS și NCS [145].



Grafic 5.2 - Activitatea ALP a materialelor investigate la (a) 3 și (b) 6 zile

(* $p \leq 0.05$; ** $p \leq 0.01$; *** $p \leq 0.001$) [145]

5.4 Discuții

Aliajele dentare sunt utilizate pe scară largă în producerea restaurărilor dentare care vin în contact cu țesuturile orale pentru perioade îndelungate de timp, iar medicii trebuie să aleagă între sute de compoziții de aliaj, de multe ori fără a se ține cont de proprietățile lor biologice [156, 157].

În studiul nostru au fost observate mici diferențe între cele 4 tipuri de aliaje investigate. Imaginile de proliferare celulară la 3 zile în cazul aliajelor pe bază de CoCr indică o mai bună densitate celulară în cazul probelor de CCH față de CCS, fiind identificate multe celule pe suprafață [145]. După 6 zile, probele CCS și CCH prezintă o confluență celulară bună, fiind acoperite de celule pe întreaga lor suprafață. În cazul aliajelor pe bază de NiCr, probele NCS și NCK prezintă după 3 zile o densitate celulară similară, cu celule care tind deja să prezinte un contact direct între ele indicând o bună aderență [145]. Și în cazul acestor probe la 6 zile întreaga suprafață a materialului este uniform acoperită cu un strat de celule. Proliferarea celulară după 3 zile indică faptul că aliajele NiCr prezintă o mai bună proliferare comparativ cu aliajele CoCr, iar după 6 zile toate materialele investigate prezintă rezultate similare din punct de vedere al densității celulare. [145]

După cum poate fi observat în Fig. 5.11-4.20, aliajele investigate nu sunt toxice pentru celulele MG63. Comparativ cu restul eșantioanelor experimentale, în cazul probelor CCH a fost evidențiată o suferință celulară moderată [145].

Deși probele CCH influențează într-o foarte mică măsură viabilitatea celulară, aliajul investigat nu este toxic pentru celulele MG63.

5.5 Concluzii

În urma studierii rezultatelor testelor *in vitro* comparative efectuate putem afirma că:

- din punct de vedere al proliferării celulare, cele mai bune rezultate au fost obținute, în ordine descrescătoare, pentru aliajul NCS, urmat îndeaproape de CCH și apoi de CCS și NCK;
- din punct de vedere al viabilității celulare, aliajul CCH prezintă cea mai bună biocompatibilitate, fiind urmat de NCK, CCS și NCS.

Capitolul VI

Evaluarea rezistenței la coroziune în diverse medii a unor tipuri de aliaje de Co-Cr și Ni-Cr utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice

6.1 Introducere

De-a lungul timpului au fost publicate numeroase cercetări privind procesele de coroziune la care sunt supuse diferitele aliaje metalice introduse în corpul uman pentru diferite perioade de timp [162-166].

Temperatura și pH-ul mediului sunt factori importanți care influențează comportamentul la coroziune al biomaterialelor. Coroziunea este procesul format din reacții electrochimice și chimice care se produc între un metal (aliaj metalic) și mediul în care acesta se află, ceea ce are ca efect deteriorarea aliajului din punct de vedere al proprietăților și compoziției sale.

6.2 Material și metodă

Am luat în studiu, în vederea testării rezistenței la coroziune, cele 4 tipuri comerciale de aliaje dentare utilizate pentru confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice, analizate în capitolul anterior din punct de vedere al biocompatibilității.

Pentru a facilita prelucrarea datelor și interpretarea rezultatelor, cele 4 tipuri de aliaje au fost codificate cu aceleași denumiri ca și în capitolul anterior (tabel 5.1).

Tabel 6.1 - Codificarea probelor utilizate în testele electrochimice [171]

Nr.crt.	Material / Denumire comercială	Codificare
1	Aliaj Co-Cr/Heraenium CE	CCH
2	Aliaj Co-Cr / Solibond C	CCS
3	Aliaj Ni-Cr / Kera N	NCK
4	Aliaj Ni-Cr / Solibond N	NCS

În laboratorul de tehnică dentară au fost confecționate prin turnare probe circulare, cu grosimea de 4 mm și diametrul de 14 mm, din fiecare dintre cele 4 tipuri de aliaje luate în studiu. Probele au fost ulterior prelucrate și supuse procesului de coroziune în diferite medii în cadrul Laboratorului de Electrochimie și Funcționalizarea suprafețelor din Facultatea Știința și Ingineria Materialelor, Universitatea Politehnica București [171].

Pregătirea probelor a constat în șlefuirea succesivă pe hârtii metalografice abrazive cu granulații diferite (de la 220 microni la 1200 microni), urmată de lustruirea cu o suspensie apoasă pe bază de particule de alumină (Al_2O_3) cu diametrul de $1\mu\text{m}$. Ulterior acestei pregătiri, probele au fost spălate cu apă distilată, au fost ultrasonate în alcool izopropilic timp de 20 minute și în final degresate cu acetonă.

Eșantioanele obținute au fost montate într-un suport din teflon, pentru ca suprafața probelor care vor fi supuse coroziunii în diverse medii să nu aibă o arie mai mare de 1 cm^2 .

După pregătirea probelor conform pașilor menționați mai sus, acestea au fost investigate din punct de vedere al compoziției elementale și morfologiei suprafeței cu ajutorul unui microscop electronic de baleiaj (SEM) dotat cu un spectrometru cu dispersie după energie (EDS) (model Phenom ProX, producător PhenomWorld, Olanda) (Fig.1).

Prin tehnica polarizării liniare am determinat rezistența la coroziune a probelor. Această tehnică constă în trasarea curbelor de polarizare liniară urmând etapele:

- măsurarea pe o durată de 4 ore a potențialului de circuit deschis (E_{OC});
- trasarea curbelor Tafel de la -250 mV (vs OCP = potențialul de circuit deschis) la $+250\text{ mV}$ (vs OCP), cu o rată de scanare de 1 mV/s ;
- trasarea curbelor de polarizare potențiodinamice de la -1V (vs OCP) la $+1\text{V}$ (vs E_{ref}) cu o rată de scanare de 1 mV/s [171].

Am realizat evaluarea rezistenței la coroziune cu un Potențiostat/ Galvanostat (model PARSTAT 4000, producător Princeton Applied Research, USA), utilizat și în cadrul altor teste [172-174]. Cu soft-ul VersaStudio v.2.50.3 au fost achiziționate curbele potențiodinamice.

Testele s-au realizat utilizând o celulă de coroziune, formată din electron de referință, electrod de înregistrare și electrod de lucru. Electrocul de referință a fost un electrod saturat de calomel, cel de înregistrare a fost un electrod de platină, iar electrocul de lucru a fost reprezentat de probele supuse investigațiilor.

Testele de coroziune s-au desfășurat la temperatura corpului uman ($37\pm0.5^\circ\text{C}$) cu ajutorul unei băi cu încălzire și recirculare, model CW-05G (Jeio Tech) [171].

Electrolitiții utilizați pentru testare au fost reprezentați de:

- A. **SA** = Salivă artificială Fusayama Meyer (cu compoziția: $0.4 \text{ gl}^{-1} \text{NaCl}$, $0.9 \text{ gl}^{-1} \text{KCl}$, 1 gl^{-1} uree, $0.69 \text{ gl}^{-1} \text{NaH}_2\text{PO}_4$, $0.795 \text{ gl}^{-1} \text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) la o valoare de $\text{pH}=5.2$ [171].
- B. **SA+CC** = Amestec de salivă artificială (30%) și suc carbogazos, Coca-Cola® (70%), având un $\text{pH}=2.8$.

Ulterior efectuării testelor de coroziune, morfologia probelor a fost de asemenea investigată, în vederea identificării unor produși sau forme de coroziune pe suprafața eșantioanelor testate.

5.3 Rezultate obținute

Compoziția elementală obținută cu ajutorul EDS a aliajelor din care au fost confecționate probele utilizate în cadrul prezentului studiu se regăsește în tabelul 6.2. Față de compoziția elementală indicată de fișa producătorului, pentru aliajul de Co-Cr Solibond C remarcăm o diferență în ceea ce privește raportul masic de Wolfram, respectiv $25.25 \text{ wt\% W}$ în realitate, față de $8.1 \text{ wt\% W}$ indicat de producător.

Tabel 6.2 – Compoziția elementală a aliajelor investigate

Aliaj/Codificare Element	Co-Cr, Heraenium CE CCH		Co-Cr, Solibond C CCS		Ni-Cr, Kera N NCK		Ni-Cr, Solibond N NCS	
	at%	wt%	at%	wt%	at%	wt%	at%	wt%
Co	61.81	62.72	55.06	47.68	-	-	-	-
Ni	-	-	-	-	59.04	58.99	60.29	60.21
Cr	30.28	27.11	25.56	19.52	27.87	24.67	25.90	22.92
Mo	5.42	8.96	-	-	8.72	14.25	8.22	13.42
Si	2.49	1.21	6.57	2.71	4.37	2.09	3.91	1.87
W	-	-	9.35	25.25	-	-	-	-
Fe	-	-	-	-	-	-	1.67	1.58
Nb	-	-	0.68	0.92	-	-	-	-

Morfologia suprafețelor probelor înaintea efectuării testelor de coroziune se regăsește în figurile 6.11-6.22 sub forma unor imagini SEM.

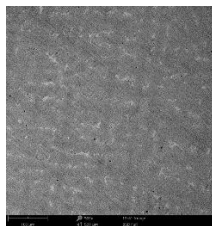


Fig. 6.11 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei CCH anterior efectuării testelor de coroziune

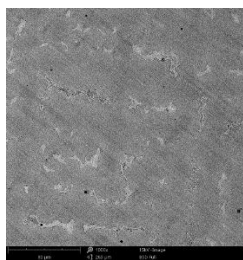


Fig. 6.12 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei CCH anterior efectuării testelor de coroziune

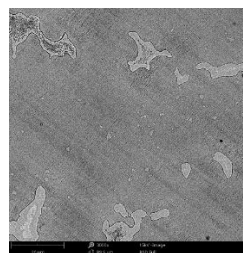


Fig. 6.13 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei CCH anterior efectuării testelor de coroziune

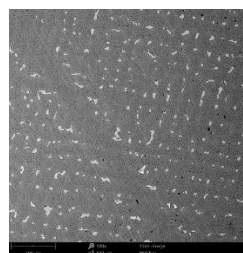


Fig. 6.14 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei CCS anterior efectuării testelor de coroziune

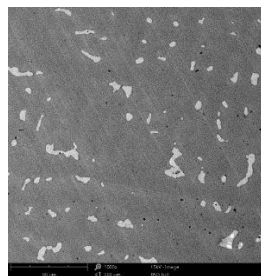


Fig. 6.15 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei CCS anterior efectuării testelor de coroziune

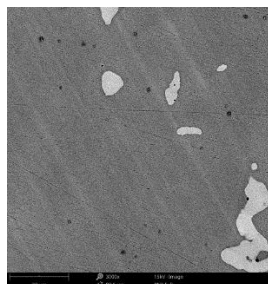


Fig. 6.16 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei CCS anterior efectuării testelor de coroziune

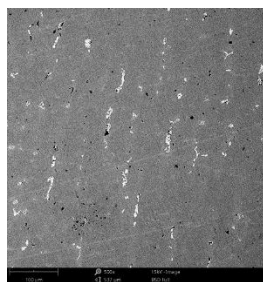


Fig. 6.17 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei NCK anterior efectuării testelor de coroziune

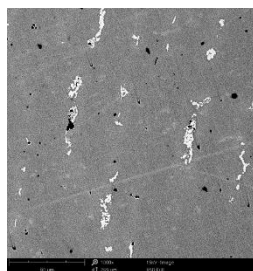


Fig. 6.18 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei NCK anterior efectuării testelor de coroziune

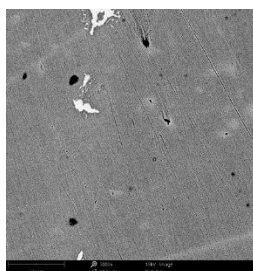


Fig. 6.19 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei NCK anterior efectuării testelor de coroziune

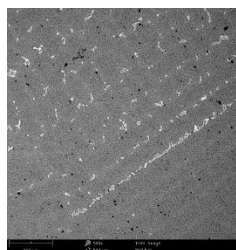


Fig. 6.20 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei NCS anterior efectuării testelor de coroziune

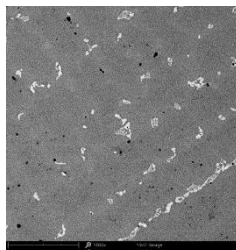


Fig. 6.21 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei NCS anterior efectuării testelor de coroziune

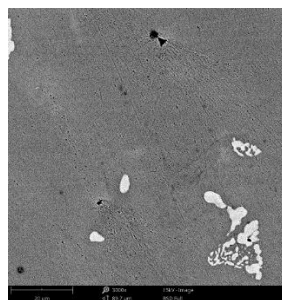


Fig. 6.22 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei NCS anterior efectuării testelor de coroziune

În imaginile SEM din Fig. 6.11-6.22 se poate observa o morfologie tipică de turnare pentru toate aliajele studiate, dar și formațiunii de culoare închisă, de aspect neregulat, ce reprezintă incluziuni nemetalice, porozități sau microrețășuri rezultate în urma procesului de turnare și ulterior de solidificare.

Variațiile potențialului de circuit deschis (E_{oc}) corespunzătoare probelor testate, înregistrate în SA, sunt prezentate în Fig. 6.23, iar curbele Tafel și curbele potențiodinamice sunt prezentate în Fig. 6.24 - 6.25 [171].

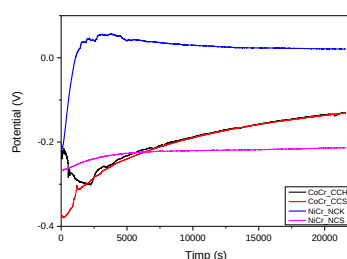


Fig. 6.23 – Evoluția potențialului de circuit deschis (E_{oc}) pentru probele investigate [171]

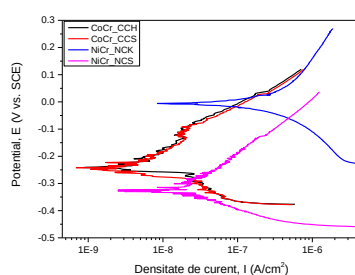


Fig. 6.24 – Curbele Tafel ale probelor investigate [171]

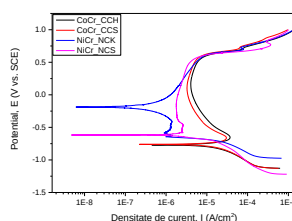


Fig. 6.25 – Curbele potențiodinamice ale probelor investigate [171]

Suprafața probelor după testarea acestora la coroziune în salivă artificială este evidențiată în imaginile SEM din Fig. 6.26-6.37.

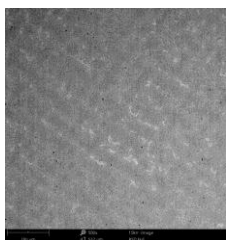


Fig. 6.26 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei CCH după efectuarea testelor de coroziune în SA

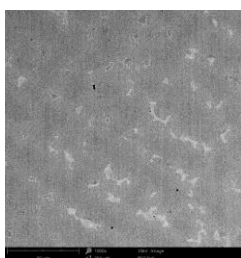


Fig. 6.27 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei CCH după efectuarea testelor de coroziune în SA

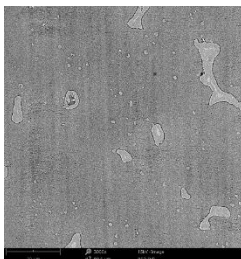


Fig. 6.28 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei CCH după efectuarea testelor de coroziune în SA

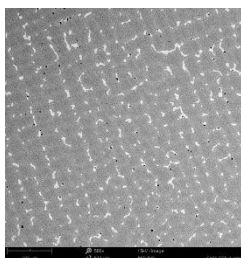


Fig. 6.29 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei CCS după efectuarea testelor de coroziune în SA

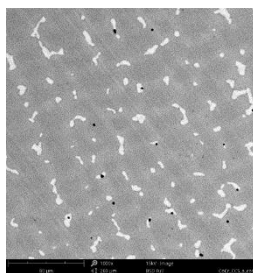


Fig. 6.30 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei CCS după efectuarea testelor de coroziune în SA

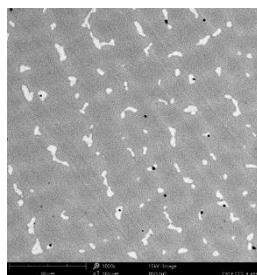


Fig. 6.31 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei CCS după efectuarea testelor de coroziune în SA

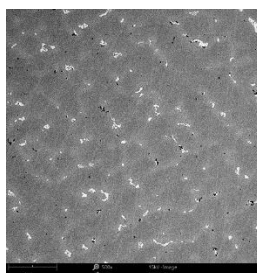


Fig. 6.32 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei NCK după efectuarea testelor de coroziune în SA

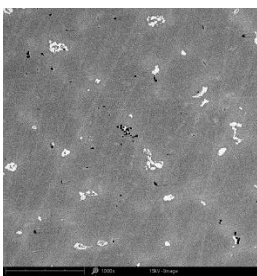


Fig. 6.33 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei NCK după efectuarea testelor de coroziune în SA

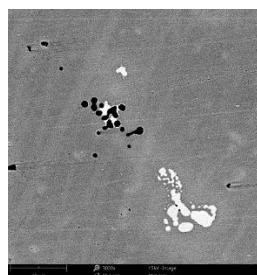


Fig. 6.34 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei NCK după efectuarea testelor de coroziune în SA

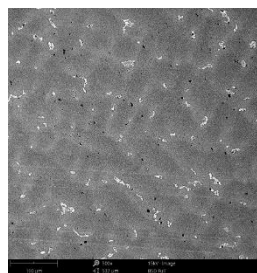


Fig. 6.35 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei NCS după efectuarea testelor de coroziune în SA

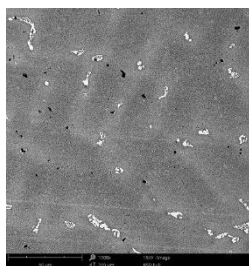


Fig. 6.36 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei NCS după efectuarea testelor de coroziune în SA

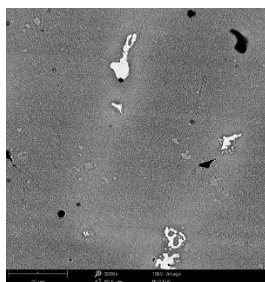


Fig. 6.37 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei NCS după efectuarea testelor de coroziune în SA

Variațiile potențialului de circuit deschis (E_{oc}), curbele Tafel și curbele potențiodinamice corespunzătoare aliajelor testate, înregistrate în SA+CC, sunt prezentate în Fig. 6.38-6.40.

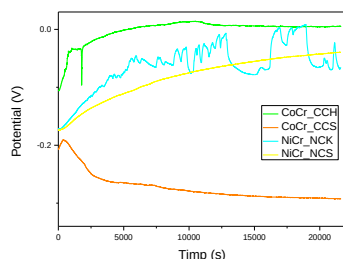


Fig. 6.38 – Evoluția potențialului de circuit deschis (E_{oc}) pentru probele investigate în SA+CC

În Fig. 6.41-6.43 sunt ilustrate comparativ variațiile potențialului de circuit deschis (E_{oc}), curbele Tafel și curbele potențiodinamice corespunzătoare aliajelor testate, înregistrate atât în SA cât și în amestec de SA+CC.

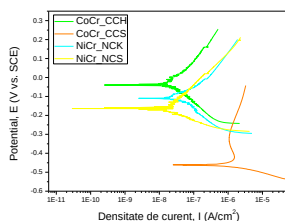


Fig. 6.39 – Curbele Tafel ale probelor investigate în SA+CC

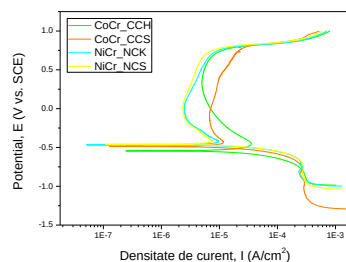


Fig. 6.40 – Curbele potentiodynamice ale probelor investigate în SA+CC

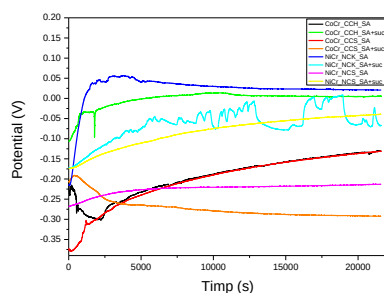


Fig. 6.41 - Evoluția comparativă a potențialului de circuit deschis (E_{oc}) pentru probele investigate în cele două medii

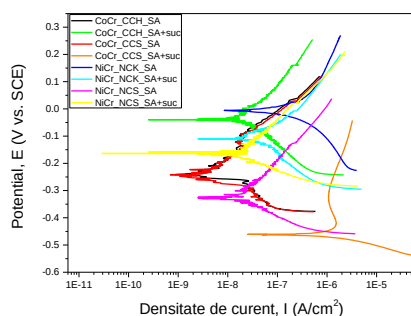


Fig. 6.42 – Prezentarea comparativă a curbelor Tafel ale probelor investigate în cele două medii

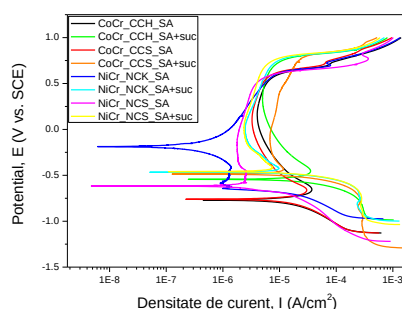


Fig. 6.43 – Prezentarea comparativă a curbelor potentiodynamice ale probelor investigate în cele două medii

Suprafața probelor după testarea acestora la coroziune în amestec de salivă artificială (30%) și Coca Cola® (70%) este evidențiată în imaginile SEM din Fig. 6.44-6.55.

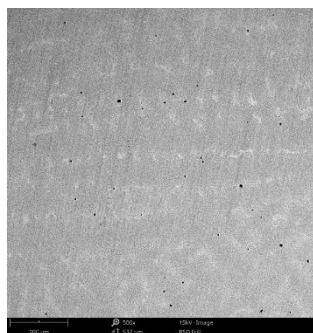


Fig. 6.44 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei CCH după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

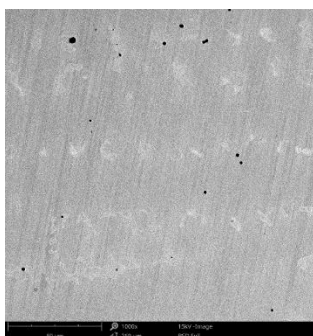


Fig. 6.45 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei CCH după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

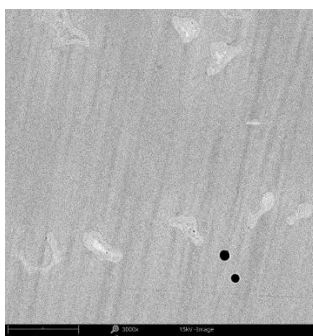


Fig. 6.46 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei CCH după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

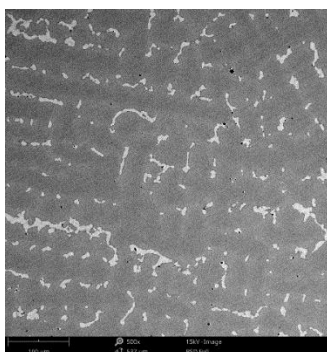


Fig. 6.47 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei CCS după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

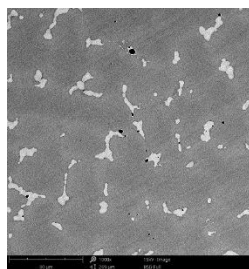


Fig. 6.48 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei CCS după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

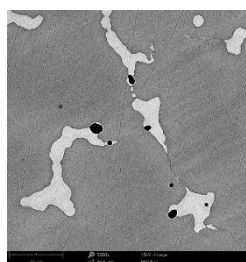


Fig. 6.49 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei CCS după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

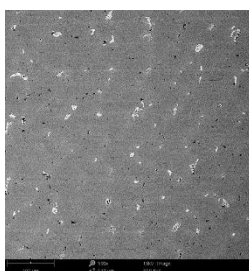


Fig. 6.50 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei NCK după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

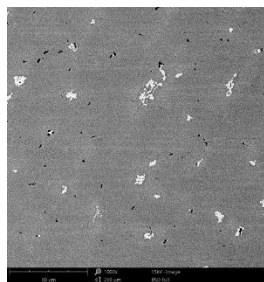


Fig. 6.51 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei NCK după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

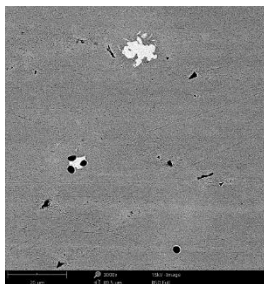


Fig. 6.52 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei NCK după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

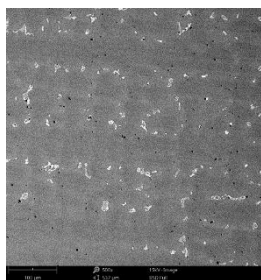


Fig. 6.53 – Imagine SEM la o mărire 500X a probei NCS după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

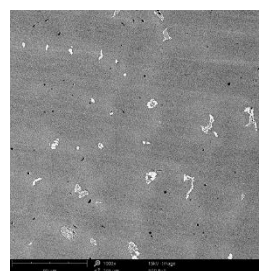


Fig. 6.54 – Imagine SEM la o mărire 1000X a probei NCS după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

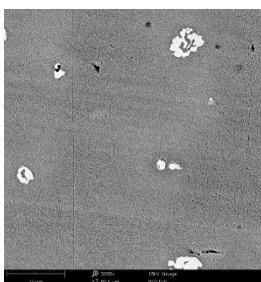


Fig. 6.55 – Imagine SEM la o mărire 3000X a probei NCS după efectuarea testelor de coroziune în amestec SA+CC

Conform testelor de coroziune efectuate în cele două medii, la valori diferite de pH, s-au determinat o serie de parametri ce caracterizează rezistența la coroziune a aliajelor studiate.

Acești parametri sunt reprezentați de:

- potențialul de circuit deschis (E_{oc}),
- potențialul de coroziune (E_{cor}),
- densitatea curentului de coroziune (i_{cor}),
- panta curbei catodice (β_c)
- panta curbei anodice (β_a) [171].

Pe baza curbelor Tafel a fost posibilă calcularea ratei de coroziune (CR) și rezistența la polarizare (R_p).

În tabelul 6.3 sunt prezentați sintetic principalii parametri ai coroziunii electrochimice realizate în salivă artificială, iar în tabelul 6.4 sunt prezentați aceiași parametri rezultați în urma procesului de coroziune desfășurat în amestec de salivă artificială și Coca-Cola®.

Tabel 6.3 – Principalii parametri ai procesului de coroziune în SA

Nr.crt.	Proba	E _{oc} (mV)	E _{cor} (mV)	i _{cor} (nA/cm ²)	CR (μm/an)	β _c (mV)	β _a (mV)	R _p (kΩxcm ²)
1	CCH	-130	-220	5.027	0.0527	120.25	163.70	5719.53
2	CCS	-131	-232	5.564	0.0549	107.77	182.26	5358.17
3	NCK	21	-6	756.074	8.1226	346.23	707.43	133.67
4	NCS	-213	-330	20.027	2.1349	83.202	198.84	1273.45

Tabel 6.4 – Principalii parametri ai procesului de coroziune în anestec SA+Coca-Cola®

Nr.crt.	Proba	E _{oc} (mV)	E _{cor} (mV)	i _{cor} (nA/cm ²)	CR (μm/an)	β _c (mV)	β _a (mV)	R _p (kΩxcm ²)
1	CCH	5	-36	31.940	0.3349	167.01	237.00	1333.63
2	CCS	-292	-461	941.529	9.2992	41.08	930.50	18.16
3	NCK	-66	-109	76.649	0.8238	190.39	214.56	572.22
4	NCS	-39	-172	17.777	0.1894	65.20	175.27	1162.75

6.4 Discuții

Coroziunea metalelor *in vivo* poate fi considerată un proces electrochimic [167].

Caracterul “nobil” al metalelor supuse coroziunii *in vivo* diferă de coroziunea *in vitro* deoarece:

- biomaterialul este mai degrabă un aliaj decât un metal pur;
- condițiile de presiune-concentrație-temperatură nu sunt standard;
- implanturile sunt înconjurate de ioni serici, proteine și celule, care pot afecta procesele locale de coroziune [167].

S-au efectuat până în prezent numeroase studii în care s-a comparat rezistența la coroziune a diferitelor metale și aliaje în salivă artificială [171, 175-184].

pH-ul salivar este variabil în mediul oral în funcție de calitatea alimentelor și a lichidelor ingerate [185].

Aliajele de Ni-Cr sunt o clasă de aliaje dentare cu bună rezistență la coroziune, prin formarea unui strat de oxid protector la suprafața sa în mediul oral [186].

În studiul nostru, rezistența la coroziune a probelor a fost examinată și evaluată pentru fiecare mediu pe baza mai multor criterii: potențialul de circuit deschis, potențialul de coroziune, densitatea curentului de coroziune, rata de coroziune și rezistența la polarizare.

6.5 Concluzii

1) În urma efectuării testelor de evaluare a rezistenței la coroziune în salivă artificială, la 37±0.5°C și la pH = 5.2, remarcăm că dintre toate aliajele evaluate, proba CCH prezintă o valoare minimă a densității curentului de coroziune, cea mai redusă valoare a ratei de coroziune și cea mai mare rezistență la polarizare.

2) În urma efectuării testelor de evaluare a rezistenței la coroziune în amestecul de salivă artificială și Coca-Cola®, la $37\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ și la $\text{pH} = 2.8$, se poate concluziona ca dintre toate eșantioanele, proba NCS prezintă cea mai bună comportare la coroziune, înregistrând cea mai mică densitate de curent de coroziune și cea mai mică rată de coroziune, urmată îndeaproape de proba CCH cu cele mai electropozitive valori ale potențialului de circuit deschis și ale potențialului de coroziune, dar și cu cea mai mare valoare a rezistenței la polarizare.

3) Din punct de vedere al comportamentului individual al aliajelor studiate în cele două medii, se poate observa că probele din aliaje Ni-Cr au avut o comportare la coroziune mai bună în amestecul SA+CC în comparație cu rezultatele obținute la testele efectuate în SA. O situație diferită s-a înregistrat în cazul probelor din aliaje Co-Cr, care au prezentat un comportament mai puțin bun în amestecul SA+CC comparativ cu cel în SA.

4) La examinarea SEM efectuată, probele care au avut o comportare mai puțin bună la coroziune prezintă un număr mai mare de forme de coroziune de tip *pitting* sau prezintă *pit-uri* cu un diametru mai mare (probele NCK și NCS după efectuarea testelor de coroziune în SA, respectiv probele CCS după efectuarea testelor de coroziune în SA+CC).

Capitolul VII

Concluzii generale, elemente de originalitate și direcții de cercetare ulterioară

1) În urma efectuării studiului prin metoda elementelor finite asupra rezistenței la solicitări mecanice a unor restaurări metalo-ceramice din Co-Cr și Ni-Cr putem concluziona că la presiuni identice, aliajul Ni-Cr acoperit de ceramică are o rezistență mecanică mai bună decât aliajul de Co-Cr acoperit de ceramică. Astfel, la pacienții care au parafuncții de tipul bruxismului sau la cei care dezvoltă forțe masticatorii importante vom recomanda utilizarea aliajelor de Ni-Cr ca substrat al protezelor fixe metalo-ceramice.

2) Analizând comparativ biocompatibilitatea aliajelor de Co-Cr și Ni-Cr studiate, aliajul de Co-Cr codificat CCH se situează pe primul loc în ceea ce privește viabilitatea celulară și pe locul secund în ceea ce privește proliferarea celulară. Aliajul de Ni-Cr codificat NCS este situat pe primul loc din punct de vedere al proliferării celulare și totodată pe ultimul loc în ceea ce privește viabilitatea celulară.

3) Deoarece aliajele de Ni-Cr au avut în ansamblu o comportare la coroziune mai bună în amestecul SA+CC în comparație cu rezultatele obținute la testele efectuate în SA, iar aliaje de Co-Cr au prezentat în ansamblu o comportare la coroziune mai bună în SA în comparație cu rezultatele obținute la testele efectuate în amestecul SA+CC, la pacienții cu pH mai puțin

acid vom recomanda confecționarea restaurărilor protetice fixe din aliaje de Co-Cr, iar la pacienții cu pH mai acid vom recomanda confecționarea restaurărilor protetice fixe din aliaje de Ni-Cr.

Elemente de originalitate

În cadrul studiilor doctorale am abordat trei direcții de cercetare asupra unor aliaje utilizate în confecționarea restaurărilor protetice fixe metalo-ceramice, aducând contribuții personale privind:

- analiza rezistenței la solicitări mecanice a restaurărilor metalo-ceramice cu substrat din Co-Cr sau Ni-Cr
- studierea biocompatibilității unor aliaje de Co-Cr și Ni-Cr
- studierea coroziunii unor aliaje de Co-Cr și Ni-Cr.

Direcții de cercetare ulterioară

Pe viitor este necesară aprofundarea prezentelor direcții de cercetare pe un număr mai mare de aliaje dentare, precum și în condiții diferite de mediu, pentru validarea rezultatelor obținute și pentru a oferi soluții individualizate de îmbunătățire a performanței în protetica dentară.

Bibliografie selectivă

1. Ye, X.; Attaie, A.B. genetic basis of nonsyndromic and syndromic tooth agenesis. *J. Pediatr. Genet.* **2016**, 5, 198–208.
2. Bleda I, Totolici I, Puscasu CG, Oral rehabilitation in a child with anodontia – case report, *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research* Volume 6- Issue 4: **2018**, 5435-5437.
18. Aslam A, Khan DA, Hassan SH, Ahmed B. Ceramic fracture in metal-ceramic restorations: the aetiology. *Dent Update.* **2017**;44:448-56.
19. Shah DS, Vaishnav K, Duseja S, Joshi R. Clinical evaluation of fixed dental prosthesis failures in indian population: An in vivo study. *Adv Hum Biol.* **2014**;4:37-43.
20. Prasanna B, Reddy KK, Harsha T, Ramesh G. Clinical evaluation of conventional cantilever and resin bonded cantilever fixed partial dentures: a comparative study. *J Contemp Dent Prac.* **2012**;13:793- 8.
21. Sampaio-Fernandes JCA, Silva CL, Pinho A, Fernandes PF. A new system of adhesive fixed partial denture. *Rev odontol UNESP (Online).* **2010**;39:317-22.
51. Ardelean, L., Reclaru, L., Bortun, C., Rusu, L.C. Assessment of dental alloys by different methods. In M. Aliofkhazraei (Ed.), *Superalloys* (pp. 141–170). Rijeka, Croatia: InTech, **2015**.
52. Migliario M., Mergoni G., Vescovi P., De Martino I., Alessio M., Benzi L., Renò F., Fusco V. Osteonecrosis of the jaw (ONJ) in osteoporosis patients: Report of delayed diagnosis of a multisite case and commentary about risks coming from a restricted ONJ definition. *Dent. J.* **2017**;5:13. doi: 10.3390/dj5010013.
53. Kim D.Y., Kim J.H., Kim H.Y., Kim W.C. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt–chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J. Prosthodont. Res.* **2018**;62:56–64. doi: 10.1016/j.jpor.2017.05.008.

55. N. Forna (coordonator), C. De Baat, D. Bratu, V. Mercut, Al. Petre, S. Popsor, T. Traistaru, *Protetica Dentara Vol. I*, Editura Enciclopedica, Bucuresti, **2011**.
94. **Drăguș L**, Tinu AS, Coman C, Comăneanu RM, Ghergic DL, Preliminary studies on the biomechanical behavior of metal-ceramic restoration, *REV. CHIM (Bucharest)*, 69(9), **2018**, 2594-2596.
95. Mollers K., Patzold W., Parkot D. Et al. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study, *Dent. Mater*, **2011**, 27, e171–e175.
96. Żmudzki J, Chladek G, Kasperski J, Dobrzański LA., One versus two implant-retained dentures: comparing biomechanics under oblique mastication forces, *J. Biomech. Eng.*, **2013**, 135(5), DOI, 10.1115/1.4023985.
97. Mollers K., Patzold W., Parkot D. Et al. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study, *Dent. Mater*, **2011**, 27, e171–e175.
98. Yashwant AV., et al. Does Change in Thread Shape Influence the Pull Out Strength of Mini Implants? An In vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 11.5, **2017**: ZC17-ZC20.
99. Küçük Kurt S., et al. Biomechanical comparison of sinus floor elevation and alternative treatment methods for dental implant placement. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20.3, **2017**: 284-293.
100. Yazicioglu D., et al. Stress Distribution on Short Implants at Maxillary Posterior Alveolar Bone Model with Different Bone-to-Implant Contact Ratio: Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology* 42.1, **2016**: 26-33.
101. Sotto-Maior BS., et al. Evaluation of bone remodelling around single dental implants of different lengths: a mechanobiological numerical simulation and validation using clinical data. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19.7, **2016**: 699-706.
102. Markose J., et al. Comparison of Platform Switched and Sloping Shoulder Implants on Stress Reduction in various Bone Densities: Finite Element Analysis. *Journal of Contemporary Dental Practice* 18.6, **2017**: 510-515
103. Aradya A., et al. Influence of different abutment diameter of implants on the peri-implant stress in the crestal bone: A three-dimensional finite element analysis--In vitro study. *Indian Journal of Dental Research* 27.1, **2016**: 78-85.
104. Sessa Reddy M et al. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry. *EC Dental Science* 17.11, **2018**: 1950-1957.
105. Omori M., et al. A biomechanical investigation of mandibular molar implants: reproducibility and validity of a finite element analysis model. *International Journal of Implant Dentistry* 1.1, **2015**: 10.
106. DeTolla DH., et al. Role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology* 26.2, **2016**: 77-81.
108. www.matweb.com
114. Correia A.R.M., Fernandes J.C.S., Campos J.C.R. et al. Stress analysis of cantilever fixed partial denture connector design using the finite element method, *Rev. Odonto Ciênc.*, **2009**, 24(4), 420–425.
115. Coman C, Ghergic DL, Patroi DN, Tarcolea M, Comăneanu RM, Barbu HM, Comparative Assessment of Resistance Against Experimental Forces of Mixed Prosthetic Restorations, *Mat. Plast.*, 53, no. 1, **2016**, p. 91.
117. Stamate A, Vlasceanu D, Margarit R et al. 3D Analysis of the Accumulated Stresses in a Premolar Restored with a Composite Inlay versus a Ceramic Inlay, *Mat. Plast.*, 51, no. 3, **2014**, p. 286.
118. Lee CT, Chen YW, Starr JR, Chuang SK. Survival analysis of wide dental implant: systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* **2016**;27(10):1251–1264.

119. Grandi T, Svezia L, Grandi G. Narrow implants (2.75 and 3.25 mm diameter) supporting a fixed splinted prostheses in posterior regions of mandible: One-year results from a prospective cohort study. *Int J Implant Dent.* **2017**;3:43.
120. Zweers J, van Doornik A, Hogendorf EA et al. Clinical and radiographic evaluation of narrow-vs. regular- diameter dental implants: A 3-year follow-up. A retrospective study. *Clin Oral Implants Res.* **2015**;26(2):149–156.
121. Galindo-Moreno P, Nilsson P, King P, et al. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow-diameter implants: 5-year follow-up of a multicenter prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* **2017**;28(12):1584–1591.
122. Ohyama T, Yasuda H, Shibuya N, et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of implant diameter and photofunctionalization on peri-implant stress. *J Oral Sci.* **2017**;59(2):273–278.
145. **Dragus L**, Ghergic DL, Comaneanu RM, Bechir A, Coman C, Botoaca O, *In vitro* Comparative Tests About the Biocompatibility of Some Dental Alloys REV.CHIM.(Bucharest), vol 70, No. 2, **2019**, 610-613.
156. Wahata J.C., Biocompatibility of dental casting alloys: A review, *J. Prosthetic Dent.*, 83, no. 2, **2000**, p. 223.
157. Porcayo-Calderon J, Casales-Diaz M, Salinas-Bravo VM, Martinez-Gomez L, *Bioinorganic Chemistry and Applications*, vol. 2015, Article ID 930802, 14 pages, **2015**.
162. Metoki N., Il-Baik S, Isheim D et al. Atomically resolved calcium phosphate coating on a gold substrate. *Nanoscale* **2018**, 10, 8451–8458, doi:10.1039/c8nr00372f.
163. Gilbert J.L., Mali S. Medical implant corrosion: Electrochemistry at metallic biomaterial surfaces. In *Degradation of Implant Materials*; Eliaz, N., Ed.; Springer: New York, NY, USA, **2012**; Chapter 1, pp. 1–28.
164. Virtanen, S. Degradation of titanium and its alloys. In *Degradation of Implant Materials*; Eliaz, N., Ed.; Springer: New York, NY, USA, **2012**; Chapter 2, pp. 29–55.
165. Hanawa, T. Degradation of dental implants. In *Degradation of Implant Materials*; Eliaz, N., Ed.; Springer: New York, NY, USA, **2012**; Chapter 3, pp. 57–78.
166. Witte, F.; Eliezer, A. Biodegradable metals. In *Degradation of Implant Materials*; Eliaz, N., Ed.; Springer: New York, NY, USA, **2012**; Chapter 5, pp. 93–109.
167. Eliaz N, Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review, *Materials* **2019**, 12, 407; doi:10.3390/ma12030407.
171. **Drăguș L**, Cotruț MC, Referendru AD, Comăneanu RM, Ghergic DL, Studiu comparativ privind coroziunea aliajelor în salivă artificială, *Revista Română de Stomatologie*, vol. LXIV, nr. 3, **2018**, pag.131-135.
172. Coman C, Comăneanu RM, Hancu V, Barbu HM, Cotruț CM, Ghergic DL, Evaluarea experimentală a rezistenței la coroziune a unor aliaje utilizate în protetica dentară fixă, *Revista Română de Stomatologie*, vol. LXI, nr. 2, **2015**, pag.117-120.
173. Hancu V, Comăneanu RM, Coman C, Filipescu AG, Ghergic DL, Cotruț MC, In vitro studies regarding the corrosion resistance of NiCr and CoCr types dental alloys, *Revista de Chimie*, ISSN: 0034-7752, vol 65(6): 706-709, **2014**.
174. David S, Sârbu I, Cotruț MC, Comăneanu RM, Pătroi DN, Rezistența la coroziune a unui implant dentar din aliaj de titan, *Revista Română de Stomatologie*, vol. LXIV, nr. 2, **2018**, pag. 91-94.
175. www.lambdaphoto.co.uk/media/catalog/product/cache/1/small_image/9df78eab33525d08d6e5fb8d27136e95/p/h/phenom_g2_pro3.jpg.
176. Mutlu I, Synthesis and characterization of Ti-Co alloy foam for biomedical applications, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)*, **2016**, 26(1): 126-137.

177. Chelariu R., Mareci D., Munteanu C. et al. Electrochemical behavior of experimental Ti30Ta alloy in the presence of fluoride and albumin protein, *Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures*, **2014**, 9(4): 1349-1358.
178. Baila D.I., Doicin C.V., Cotrut C.M. et al. Sintering the beaks of the elevator manufactured by direct metal laser sintering (DMLS) process from Co-Cr alloy, *Metalurgija (Open Access)*, **2016**, 55(4): 663-666.
179. Xin X. Z., Chen J., Xiang N. et al. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing, *Dental Materials*, **2014**, 30(3): 263-270.
180. De Aguiar S. R. M., Nicoai M., Almeida M., Gomes A., Electrochemical behaviour of a cobalt-chromium-molybdenum dental alloy in artificial salivas, *Bio-Medical Materials and Engineering*, **2015**, 25(1): 53-56.
181. Puskar T., Jevremovic D., Williams R. J., et al. A comparative analysis of the corrosive effect of artificial saliva of variable pH on DMLS and cast Co-Cr-Mo, *Dental Alloy Materials (Open Access)*, **2014**, 6(9): 6486-6501.
182. Matos I. C., Bastos I. N., Diniz M. G., De Miranda M. S., Corrosion in artificial saliva of a Ni-Cr-based dental alloy joined by TIG welding and conventional brazing, *Journal of Prosthetic Dentistry*, **2015**, 114(2): 278-285.
183. Mutlu I., Electrochemical corrosion behavior of TiN-coated biomedical Ti-Cu alloy foam in fluoride containing artificial saliva, *Metallurgical and Materials Transactions A: Physical Metallurgy and Materials Science*, **2014**, 45(8): 3640-3644.
184. Calderon Moreno J. M., Popa M., Ivanescu S. et al. Microstructure, mechanical properties, and corrosion resistance of Ti-20Zr alloy in undoped and NaF doped artificial saliva, *Metals and Materials International*, **2014**, 20(1): 177-187.
185. Turdean G, Craciun A, Popa D, Constantiniuc M, Study of electrochemical corrosion of biocompatible Co-Cr and Ni-Cr dental alloys in artificial saliva. Influence of pH of the solution, *Materials Chemistry and Physics*, vol 233, **2019**, 390-398.
186. Moslehifard E, Moslehifard M, Ghasemzadeh S et al. Corrosion Behavior of a Nickel-Base Dental Casting Alloy in Artificial Saliva Studied by Weight Loss and Polarization Techniques. *Front Dent*. **2019**;16(1):13-20. doi: 10.18502/fid.v16i1.1104.