

UPORABA SELEKTIVNEGA LASERSKEGA TALJENJA ZA IZDELAVO FIKSNOPROTETIČNIH ZATIČKOV Z NAZIDKI IZ ZLITINE Co-Cr

The Use of Selective Laser Melting for the Manufacturing of Posts and Cores from Co-Cr Alloy

M. Bajt Leban, T. Kosec, M. Kurnik, D. Kanduti, I. Kopač

Izvleček

V zadnjem obdobju so se razvile računalniško vodene tehnologije, ki so vse bolj prisotne tudi v zobozdravstvu. Računalniško podprto oblikovanje (angl. computer aided design, CAD) in računalniško vodena izdelava (angl. computer aided manufacturing, CAM), kamor spadata rezkanje in selektivno lasersko taljenje (angl. selective laser melting, SLM), sta danes že sestavna dela sodobne zobozdravniške prakse in se uporabljata za izdelavo protetičnih restavracij iz različnih materialov. Pomembne prednosti tehnologij selektivnega laserskega taljenja so kratek čas izdelave, velika natančnost, dobre mehanske lastnosti, korozijska obstojnost in biokompatibilnost. V našem strokovnem okolju se hitro večja delež protetičnih kovinskih konstrukcij, izdelanih s tehnologijo selektivnega laserskega taljenja. Namen prispevka je predstaviti prednosti tehnologije SLM pri izdelavi zatičkov z nazidki in opozoriti na prednosti in slabosti tega postopka ter potrebe po poglobljenih raziskavah pred širšo implementacijo te tehnologije.

Ključne besede:

*dodajalne tehnologije,
selektivno lasersko
taljenje, zatički z nazidki*

Abstract

Over the past few decades, the field of dentistry has witnessed an increasing adaptation of the rapid developments in computer-aided technologies. Computer-aided design and computer-aided manufacturing, which include selective laser melting and milling, are now an integral part of modern dental practice and are used for the manufacturing of prosthetic restorations from different alloys. The advantages of selective laser melting technologies include short manufacturing time, high accuracy and good mechanical properties, corrosion resistance, and biocompatibility. In our professional environment, the share of prosthetic metal structures manufactured with selective laser melting technology is rapidly increasing. This paper aims to review the advantages of selective laser melting for the production of metal structures in dentistry and highlight the specificity of this procedure and the need for more rigorous studies before wider implementation.

Key words:

*additive technologies,
selective laser melting,
posts and cores*

Uvod

V stomatološki protetiki je uveljavljen klasičen način izdelave kovinskih konstrukcij s precizijskim ulivanjem zlitin na odstranjeni vosek. Z razvojem digitalnih tehnologij in novih načinov obdelave dentalnih materialov se je začelo obdobje računalniškega oblikovanja in računalniško krmiljene izdelave restavracij (*angl.* computer aided design/ computer aided manufacturing – CAD/CAM) (Van Noort, 2012). Pri izdelavi protetičnih restavracij s tehnologijo CAD/CAM razlikujemo dva različna načina: izdelavo z odvzemanjem materiala in izdelavo z dodajanjem materiala (Strub in sod., 2006). Začetni sistemi CAD/CAM so bili osnovani izključno na odvzemalnih tehnologijah, ki temeljijo na računalniško krmiljenem rezkanju protetičnih restavracij iz večjih, tovarniško izdelanih blokov iz različnih materialov. Odvzemalne tehnologije so se uveljavile pri izdelavi kovinskih, kompozitnih in keramičnih restavracij. Kljub številnim prednostim pa imajo tudi nekaj pomanjkljivosti, kot so obraba rezkalnega orodja, vnos mikrorazpok v material pri rezkanju, veliko odpadnega materiala in težave pri rezkanju kompleksnih protetičnih oblik (Antanasova in Jevnikar, 2016). V zadnjem obdobju se v protetiki uveljavljajo novi načini izdelovanja kovinskih konstrukcij, ki temeljijo na dodajanju tankih plasti materiala, t.i. dodajalne tehnologije (Agarwala in sod., 1995). Skupna značilnost teh tehnologij je uporaba geometričnih podatkov iz 3D-datotek CAM, ki omogoča virtualen (digitalen) razrez trirazsežnostnega modela na veliko število plasti enakih debelin. Proizvodna enota digitalne podatke nato uporabi za izdelavo končnega objekta iz posameznih plasti.

Glavne prednosti dodajalnih tehnologij v primerjavi z odvzemalnimi ali s tehnologijo s klasičnim precizijskim litjem so manjši odpadek materiala, možnost izdelave objektov kompleksnih oblik, manjši notranji defekti, krajši čas od načrta do končne izdelave in nižja cena končnega izdelka (Horn in sod., 2012; Van Noort, 2012; Revilla-León in sod., 2017). Izdelava protetičnih restavracij s postopki dodajanja materiala je trenutno izvedljiva iz kovinskih in plastičnih materialov.

Najbolj razširjen način izdelave kovinskih 3D-objektov z dodajalno tehnologijo je s kovinskim prahom,

nanesenim v tanki plasti. Visokoenergijski žarek ali snop kovinski prah lokalno, po digitalnem načrtu, stali na številne plasti virtualno razrezanega modela. S sledenjem predpisani poti se pod vplivom toplotne energije prah stali, po umiku izvora toplote pa strdi. S ponavljanjem tega postopka izdelamo trden 3D-objekt, ki je skladen z virtualno izdelanim modelom v računalniškem programu.

Najbolj znani postopki izdelave z dodajanjem prahu so: izdelava z neposrednim vnosom energije (*angl.* direct energy deposition – DED), selektivno lasersko taljenje (*angl.* selective laser melting – SLM) in taljenje prahu z elektronskim snopom (*angl.* electron beam melting – EBM).

Pri procesu DED se prah lahko skozi šobo vpahuje v talino (*angl.* direct metal deposition – DMD), pri procesu SLM in EBM pa se prah predhodno razporedi po površini ter nato selektivno stali – v teh procesih odvečni prah, ki se ne stali, deluje kot podpora natiskanemu objektu (Liu in sod., 2019). Pri izdelavi tiskanih objektov z metodo SLM je potrebno preučiti številne spremenljivke procesa in dobro razumeti prispevek posamezne komponente naprave (Tian, 2009).

Za stomatološko protetiko je še posebej uporabna izdelava restavracij z metodo selektivnega laserskega taljenja (SLM), ki temelji na spajanju delcev kovinskega prahu z usmerjanjem laserja visoke moči na tanek sloj prahu. Tako je mogoče izdelati («3D-natisniti») različne restavracije, kot so ogrodja prevlek in mostičkov, kovinske baze protez, gredi in tudi zatičke z nazidki. Za izdelavo navedenih protetičnih restavracij najpogosteje uporabljamo prah zlitine Co-Cr, titana in titanovih zlitin (Van Noort, 2012; Bilgin in sod., 2016; Alharbi in sod., 2017). Zaradi velikih tehnoloških razlik med posameznimi načini izdelave restavracij, med precizijskim ulivanjem, kjer se kovina tali in pregreva, rezkanjem CAD/CAM kovinskih blokov, kjer tovrstnega vpliva ni, in selektivnim laserskim taljenjem kovinskega prahu lahko med objekti, izdelanimi z različnimi tehnologijami, pričakujemo razlike v mikrostrukturi, odpornosti na utrujanje, razlike v mehanskih in korozijskih lastnostih, površinskih lastnostih in moči vezave z različnimi cementi. Vse to so dejavniki, ki lahko vplivajo na klinično uspešnost in preživetje

protetičnih restavracij, kar kaže na potrebo po poglobljenih laboratorijskih in kliničnih raziskavah tega področja.

Klinična uporaba tehnologije SLM za izdelavo fiksno protetičnih zatičkov z nazidki

Za protetično oskrbo endodontsko zdravljenih zob (EZZ) z znatno izgubo kronskih zobnih tkiv imamo na razpolago več različnih kliničnih postopkov (Theodosopoulou in Chochlidakis, 2009). Kljub razvoju adhezijskih postopkov za dograjevanje manjkajočih kronskih zobnih struktur s kompoziti je še vedno najpogostejši način nadomeščanja obsežnejšega manka kronskega dentina pri EZZ izdelava kovinskega zatička z nazidkom, ki končni protetični restavraciji zagotavlja podporo in retencijo (Ahmed in sod., 2017).

Za tovrstno oskrbo se kot klasičen način izdelave kovinskih zatičkov z nazidki v protetiki uporablja metoda precizijskega litja različnih zlitin. Težava pri izdelavi zatička z nazidkom s precizijskim litjem je notranja poroznost, ki lahko poslabša mehanske lastnosti zatička z nazidkom, kot so trdota, trdnost, duktilnost in lomna žilavost zatička (Yuka in sod., 2018).

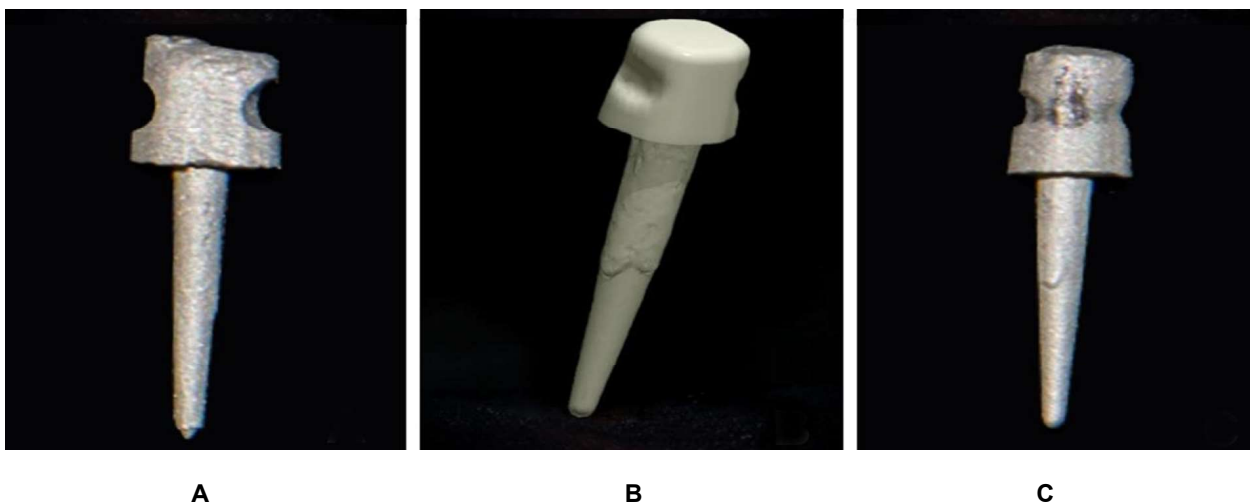
Kot alternativna metoda se v zadnjem času tudi za te namene uporabljajo tehnologije CAD/CAM (Slika 1).

Zaradi ustreznih mehanskih lastnosti, npr. trdote in natezne trdnosti, se za izdelavo zatičkov z nazidki po tej metodi najpogosteje uporabljajo zlitine na osnovi kobalta in kroma (Co-Cr) (Bilgin in sod., 2016).

Digitalne tehnike skrajšajo potrebne klinične in laboratorijske postopke ter olajšajo tudi izdelavo zatičkov z nazidki, ki je s temi tehnikami v primerjavi s tehnologijo precizijskega litja hitrejša in klinično sprejemljivo natančna (Kanduti in sod., 2021). Kljub številnim prednostim novih tehnologij še vedno obstajajo vprašanja glede strukturne poroznosti, trdnosti in korozijske stabilnosti tiskanih zatičkov z nazidki iz zlitine Co-Cr.

Medtem ko je pojav poroznosti ulitkov, izdelanih po postopku precizijskega litja, dobro poznan in raziskan, pa mikrostrukturne lastnosti SLM-tiskanih objektov niso še v celoti raziskane (Slika 2). Za ulitke, izdelane s tehniko precizijskega litja, je značilno, da se poroznost najpogosteje pojavlja na masivnih mestih, kar je najpogosteje znotraj členov mostovnih konstrukcij in znotraj zatičkov z nazidki.

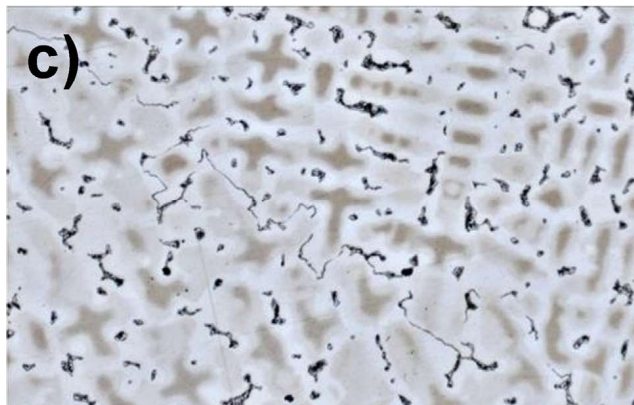
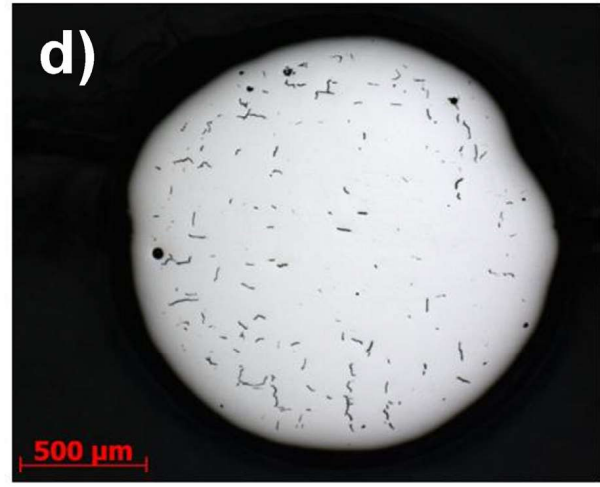
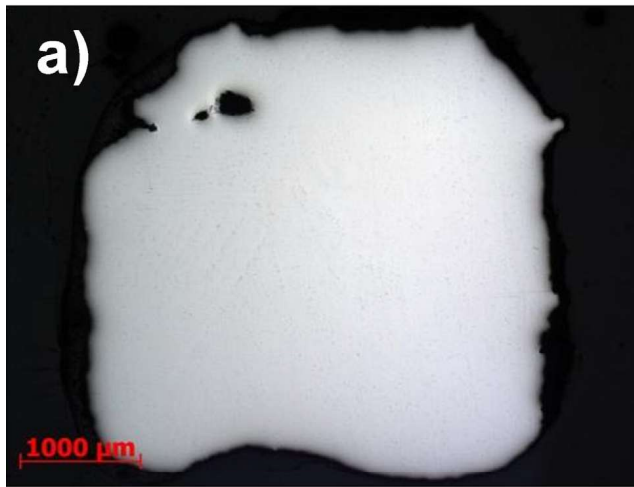
Namen naše raziskave je primerjava mikrostrukturne zgradbe ulitih in SLM-3D-tiskanih zatičkov z nazidki in preverjanje vpliva različnih parametrov SLM na kakovost tiskanih zatičkov z nazidki.



Slika 1: A – Eksperimentalni zatiček z modificiranim nazidkom, izdelan s precizijskim litjem; B – model CAD zatička z nazidkom – digitalni posnetek; C – eksperimentalni SLM-3D-tiskani zatiček z modificiranim nazidkom.

uliti zatiček

3D-natisnjeni zatiček



Slika 2: Prikaz mikrostrukture v prečnem in vzdolžnem preseku ulitega zatička (levo) in zatička, izdelanega po postopku SLM (desno) iz zlitine Co-Cr. Posnetek a je uliti zatiček pri manjši povečavi, opazovan s svetlobno mikroskopijo; b in c – jedkana površina ulitka pri večjih povečavah; d – 3D-natisnjeni zatiček pri manjši povečavi, opazovan s svetlobnim mikroskopom; e prečni in f – vzdolžni prerez 3D-tiskanega zatička po jedkanju.

Primerjava poroznosti in trdote ulitega zatička z nazidkom ter zatička z nazidkom, izdelanega po tehnologiji SLM, iz zlitine Co-Cr

Notranja poroznost je lahko prisotna tudi pri objektihi, izdelanih s SLM tehnologijo, če izbira parametrov tiskanja ni ustrezna ali pa pride do odstopanj v kakovosti uporabljenega prahu, če se prah večkrat uporabi.

Na Sliki 2 je levo prikazan prerez zatička iz zlitine Co-Cr, izdelanega s precizijskim litjem. Razvidna je lita mikrostruktura z dendritno morfologijo. Trdna raztopina zlitine na osnovi kobalta, kroma, volframa in drugih elementov (Mo, Si, Fe, Mn, C) se je strdila s primarnimi dendriti, med dendriti je prisotna poroznost. Na Sliki 2 desno je predstavljen prerez 3D-tiskanega zatička, izdelanega po postopku SLM, iz enake zlitine. Opazimo lahko napake v obliki oksidne plasti ali drobnih krčilnih razpok, razvidne kot debele črne črte v zgornjem desnem posnetku. Lasersko pretaljeni prah je nanesen v obliki drobnih kapljic v linijah.

Za namen raziskave smo iz vzorcev, izdelanih z obema postopkoma, pripravili metalografska obrusa v prečni smeri glede na navpično os zatička. Pod svetlobnim mikroskopom Carl Zeiss Axio Imager Z2 smo na obrusu določili poroznost v prečnem prerezu glede na vzdolžno os zatička. Na isti površini vzorca smo z merilnikom trdote Frank-Finotest skladno s standardom EN ISO 6507-1 določili mikrotrdoto HV 0,3 (obtežba 2,94 N), ki je sorazmerna trdnosti preiskanega materiala. Rezultati poroznosti in povprečne vrednosti trdot obeh zatičkov so zbrani v Preglednici 1. Izmerjena trdota zatička SLM je skoraj enkrat višja kot trdota ulitega zatička, kar je značilno za material, izdelan s SLM tehnologijo. (Mergulhão in sod., 2017).

Preglednica 1: Izmerjene vrednosti poroznosti ter trdote na šestih mestih na vzorcih ulitega zatička in zatička, izdelanega s SLM

	Poroznost [%]	Trdota HV 0,3
Uliti zatiček iz zlitine Co-Cr	0,836	232 ± 6,4
SLM-zatiček iz prahu zlitine Co-Cr	2,063	458 ± 19,8

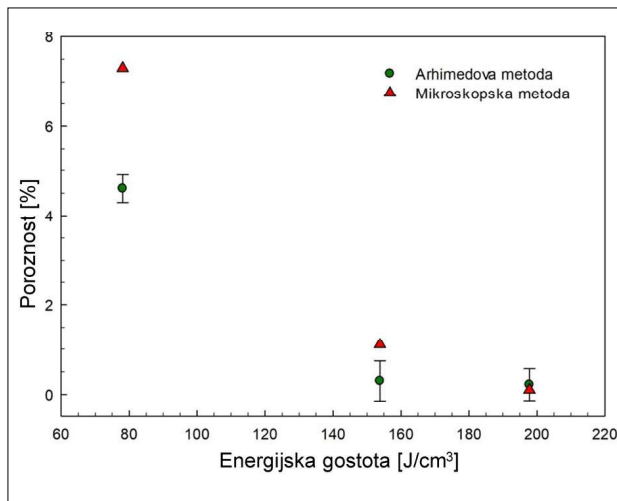
Parametri, ki vplivajo na poroznost zatičkov, izdelanih s postopkom SLM

Lastnosti laserja – izbira parametrov tiskanja: za tiskanje po postopku SLM se uporabljajo visokozmogljivi laserji z močjo do nekaj sto wattov. Poleg moči laserja na kakovost izdelanega predmeta kritično vplivajo tudi drugi parametri (hitrost potovanja laserja, debelina sloja in razmik med dvema vzporednima linijama taljenja na poti laserja). Omenjeni parametri določajo energije laserja na enoto prostornine oz. skrajšano gostoto energije laserja E , ki ključno vpliva na končno strukturo kovinskega materiala, kar določa poroznost in mikrostrukturo, ki vplivata na mehanske in korozijske lastnosti 3D-tiskanih kovinskih objektov (Hollander in sod., 2006; Liu in sod., 2019; Monroy in sod., 2013; Takaichi in sod., 2013; Dobrzański in sod., 2020). Gostota energije laserja je izračunana po enačbi: $E = P / (v \cdot h \cdot t)$.

E [J/mm³] je gostota energije laserja, P [W] je moč laserja, v [mm/s] je hitrost podajanja, h [mm] je razdalja med posameznimi hodi laserskega žarka in t [mm] je višina posameznega sloja raztaljenega materiala.

V naši raziskavi smo primerjali poroznost 3D-tiskanih objektov, izdelanih po metodi SLM, s tremi različnimi gostotami energije tiskanja z uporabo laserja Yb fiber (200 W). Na gostoto energije tiskanja sta v našem primeru vplivala izbrana moč laserja in hitrost vrstičenja laserja, preostali parametri, ki prav tako vplivajo na gostoto energije laserja (debelina sloja, razdalja med dvema vzporednima potema laserja), pa se niso spreminjali.

Na Sliki 3 je grafično predstavljena odvisnost med gostoto energije laserja E in poroznostjo, ki je bila določena na dva neodvisna načina: z Arhimedovo ter mikroskopsko metodo. Arhimedova metoda izpodrivanja tekočine je bila izvedena skladno s standardom EN ISO 22674, točka 8.8., mikroskopska pa iz metalografskega obrusa v prečnem prerezu z naklonom 45 ° glede na smer tiskanja. Z Arhimedovo metodo smo dobili vrednosti gostot, iz katerih smo preračunali količino por v odstotkih ob predpostavki, da je teoretična gostota preiskane kovine 8,8 g/cm³.



Slika 3: Grafični prikaz odvisnosti deleža poroznosti od gostote energije tiskanja SLM.

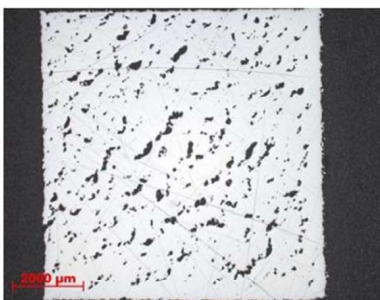
Na Slikah 4, 5 in 6 so prikazani metalografski posnetki presekov s svetlobnim mikroskopom, na katerih je bil po mikroskopski metodi določen delež poroznosti.

Rezultati kažejo, da izbira parametrov laserja kritično vpliva na delež poroznosti: večja kot je gostota energije laserja (do neke meje), manjša je poroznost. Poudariti pa je treba, da tudi čezmerne gostote energije laserja za izbrani material vodijo do povišanega deleža poroznosti. Zaradi tega je vedno, kadar se na določenem tiskalniku uporabi nov, še nepreizkušen prah, treba z izvedbo raziskav določiti optimalne parametre tiskanja.

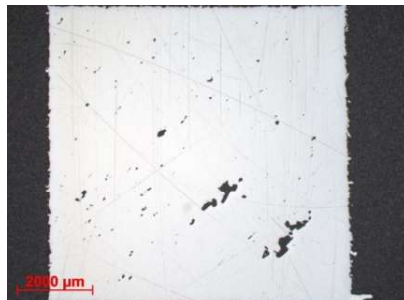
Poroznost kovinskih materialov lahko po 3D-tiskanju, pa tudi po precizijskem litju, zmanjšamo z vročim izostatičnim stiskanjem (*angl.* hot isostatic pressing – HIP) pri povišani temperaturi in tlaku. Mikrostrukturo in posledično mehanske lastnosti (trdnost, duktilnost in tudi odpornost proti cikličnemu obremenjevanju) lahko izboljšamo s posebnimi toplotnimi obdelavami (Huang in sod., 2015; Yuka in sod., 2018; Mohsin in sod., 2019). Izpostavljenost izdelanih objektov, kot so kovinska protetična ogrodja, višji temperaturi med različnimi laboratorijskimi postopki (npr. sintranjem porcelana) lahko bistveno spremeni lastnosti materiala, zato jih je treba poznati in upoštevati pri končnih lastnostih protetičnega izdelka (Savencu in sod., 2018).

Uporaba recikliranega prahu: za tiskanje se uporabljajo prahovi različnih velikosti – med 15 in 200 μm . Cena prahu je odvisna od njegove povprečne velikosti in porazdelitve velikosti delcev – manjša ko je povprečna velikost delcev, višja je cena prahu. Lastnosti in cena prahu so odvisni od načina njegove izdelave z atomizacijo v zaščitni atmosferi (Popovich in sod., 2016).

Odvečni prah, ki je na platformi za izgradnjo v 3D-tiskalniku in pri procesu izdelave objekta ni bil uporabljen, se lahko po predhodni obdelavi (prah je največkrat treba presejati) kasneje ponovno uporabi. Ker je proces izdelave prahu zelo drag (1 kg prahu lahko stane nekaj 100 EUR v primerjavi z nekaj 10 EUR/kg za enako običajno konvencionalno zlitino),



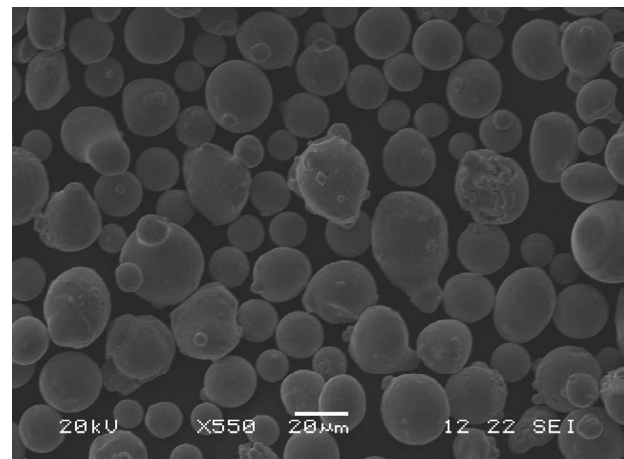
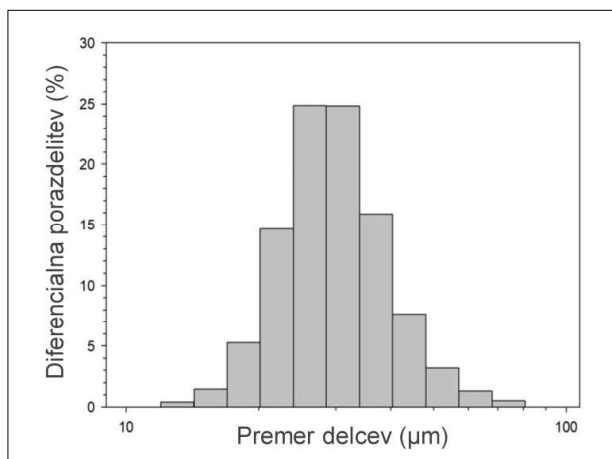
Slika 4: Metalografski prerez vzorca Co-Cr, tiskanega z gostoto energije laserja 78,1 J/mm³ (moč: 55 W, hitrost tiskanja: 805 mm/s).



Slika 5: Metalografski prerez vzorca Co-Cr, tiskanega z gostoto energije laserja 153,8 J/mm³ (moč: 70 W, hitrost tiskanja: 520 mm/s).



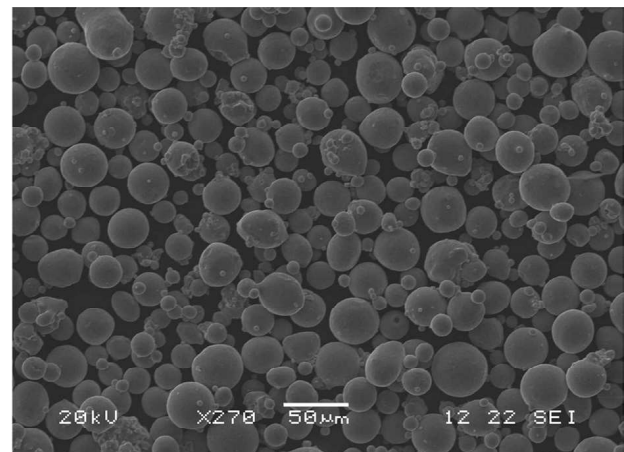
Slika 6: Metalografski prerez vzorca Co-Cr, tiskanega z gostoto energije laserja 208,8 J/cm³ (moč: 95 W, hitrost tiskanja: 520 mm/s).



Slika 7: Porazdelitev prahu (slika levo) in SEM-posnetek delcev (slika desno) novega prahu Co-Cr. Povprečna velikost delcev 28 µm.

je velik interes za ponovno uporabo že uporabljene prahu. Primer novega prahu Co-Cr z diagramom porazdelitve delcev, izmerjene z laserskim analizatorjem porazdelitve velikosti in oblike delcev Microtrack Sync model 5001, je prikazan na Sliki 7.

Rezultati študij, v katerih so preučevali vpliv ponovne uporabe prahu na postopek SLM, predvsem glede porasta vsebnosti kisika v prahu in vpliva na poroznost tiskanega objekta, so si večkrat nasprotujoči. V večini raziskav so ugotovili, da pri ponovni uporabi prahu porast kisika v zlitini Co-Cr ni problematičen ter zaradi tega ne pride do povišanja poroznosti in krhkosti izdelkov (Monroy in sod., 2013; Mergulhão in sod., 2017; Liu in sod., 2019). Več raziskovalcev je ugotovilo, da povečana poroznost ni posledica ponovne uporabe prahu, temveč je odvisna tudi od položaja objekta na platformi za izgradnjo (Guzanová in sod., 2020) in izbranih parametrov laserja (Takaichi in sod., 2013). Druga težava, ki nastane pri ponovni uporabi prahu je, da pri primarni uporabi prahu pride do varjenja delcev neuporabljenega prahu med sabo, t. i. konglomeracije, kar lahko spremeni porazdelitev velikosti delcev, njihovo obliko ter s tem pretočnost prahu, zato je potrebno presejanje prahu pred vsako nadaljnjo uporabo (Cordova in sod., 2019; Guzanová in sod., 2020) (Slika 8). Še največkrat pa gre razlog za poroznost iskati v izbiri parametrov tiskanja (Wang in sod., 2018; Donik in sod., 2020; Toneli in sod., 2020).



Slika 8: SEM-posnetek delcev že uporabljenega prahu z vidnimi konglomerati. Povprečna velikost delcev ca 40 µm.

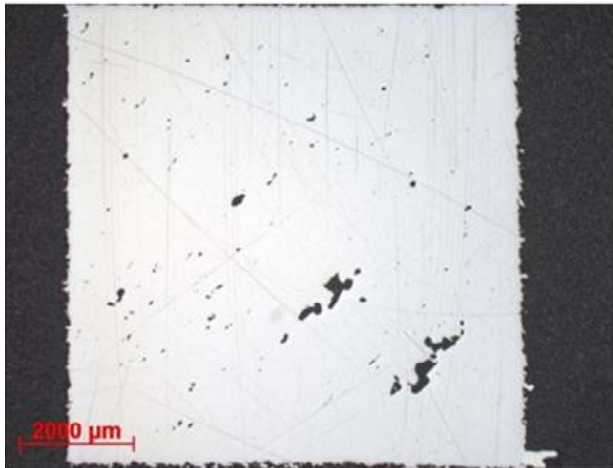
Pri naši raziskavi smo ugotovili, da ne moremo potrditi ali ovreči vpliva uporabe recikliranega prahu na pojav poroznosti. V primeru, prikazanem na Slikah od 9 do 12, vidimo, da je pri enakih parametrih laserja (moč 70 W, hitrost 520 mm/s, prekrievanje 30 %) na tiskanem valju poroznost višja pri uporabi recikliranega prahu Co-Cr, pri 3D-tiskanih kockah pa je poroznost višja pri uporabi novega prahu. Razloga za prisotnost poroznosti pri valjčku, izdelanem iz recikliranega prahu, ter kocki, izdelani iz novega prahu, tako ne gre iskati v prahu, temveč je najverjetneje odvisna od postavitve (položaja) posameznih vzorcev na tiskalni podlagi.



Slika 9: Vzorec valjčka, izdelanega iz novega prahu Co-Cr. Parametri tiskanja: moč laserja 70 W, hitrost laserja 520 mm/s.



Slika 10: Vzorec valjčka, izdelanega iz recikliranega prahu Co-Cr. Parametri tiskanja: moč laserja 70 W, hitrost laserja 520 mm/s.



Slika 11: Vzorec kocke, izdelane iz novega prahu Co-Cr, parametri tiskanja: moč 70 W, hitrost laserja 520 mm/s.



Slika 12: Vzorec kocke, izdelane iz recikliranega prahu Co-Cr, parametri tiskanja: moč 70 W, hitrost laserja 520 mm/s.

Biokompatibilnost in korozijska odpornost zatičkov z nazidki iz zlitine Co-Cr, tiskanih s SLM

Materiali, ki se uporabljajo v medicini in zobozdravstvu, morajo biti biokompatibilni (te lastnosti so preizkušene v skladu s standardom ASTM F981) in netoksični ter ne smejo povzročati alergijskih reakcij v stiku s človeškim telesom (Osman in sod., 2015; Mergulhão in sod., 2018; Liu in sod., 2019). Biokompatibilnost je splošen pojem, ki opisuje lastnosti materiala, da je kompatibilen z živim organizmom. Tak material ne tvori toksičnih ali imunoloških odzivov v stiku s tkivi in telesnimi tekočinami

(Black, 2006). Biokompatibilnost in korozijska odpornost zlitin Co-Cr sta posledici tvorbe pasivne plasti (Cr-oksida) na površini teh zlitin ob prisotnosti oksidacijske atmosfere oziroma kisika. Nekaj nm debel oksidni sloj prepreči reakcijo kovine z okoljem (npr. slino ali drugimi telesnimi tekočinami) ter sproščanje kovinskih ionov v tkiva. V nekaterih primerih pa so lahko biokompatibilne lastnosti zlitine poslabšane, kar privede do korozijskih procesov, tj. sproščanja kovinskih ionov v tkiva, kar lahko povzroča neželene reakcije, kot je npr. zabarvanje dlesni ali zob (Slika 13).



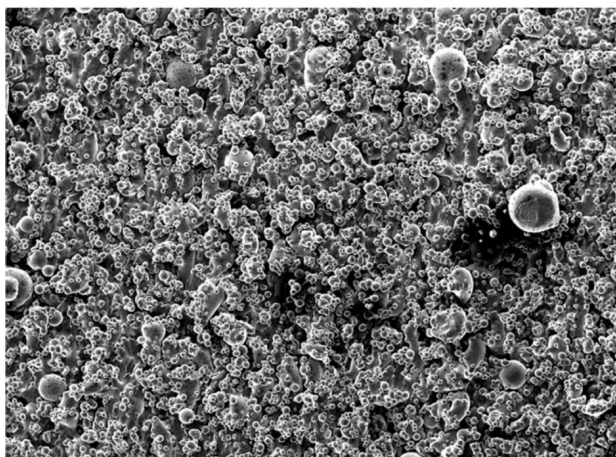
Slika 13: A – s kovinskimi ioni zabarvana dlesen ob prevleki kot posledica korozije; B – prosevanje temno zabarvane korenine zgornjega središčnega sekalca kot posledica korozije. Zob je oskrbljen z zatičkom in nazidkom ter kovinskoporcelansko prevleko.

Za izdelavo SLM kovinskih objektov se v zobozdravstvu najpogosteje uporabljata zlitini Co-Cr in Ti. Poleg biokompatibilnosti imata ti zlitini zelo dobre mehanske in odlične korozijske lastnosti (Souni in sod., 2003; Vandenbroucke in sod., 2007; Cruz in sod., 2011; Saporeti in sod., 2012; Milošev in sod., 2013; Puskar in sod., 2014; Huang in sod., 2015; Dai in sod., 2016; Chen in sod., 2017; Savencu in sod., 2018; Mohsin in sod., 2019; Sui in sod., 2019; Dobrzański in sod., 2020). Kadar so protetična dela, izdelana iz teh zlitin, obremenjena pri klinični uporabi, kar pomeni, da so izpostavljena mehanskemu utrujanju (cikličnim obremenitvam), jih je treba za dosego ustreznih mehanskih lastnosti toplotno obdelati. Običajne temperature toplotne obdelave za zlitino Co-Cr so med 1000 in 1200 °C (temperatura žarjenja), pomembna pa je tudi hitrost ohlajanja (Totten in sod., 2016). Ker je hitrost ohlajanja taline pri procesu SLM zelo visoka, se v notranjosti trdnega objekta pri ohlajanju tvorijo notranje napetosti, ki povzročajo dimenzijske spremembe načrtovanega digitalnega modela. Notranje napetosti se lahko odstrani z ustrezno toplotno obdelavo pri temperaturah, nižjih od temperatur žarjenja, kar podrobno opisujejo avtorji v svojih raziskavah (Totten in sod., 2016; Liu in sod., 2019; Dos Santos in sod., 2020).

Raziskovalci so v različnih raziskavah (Vandenbroucke in sod., 2007; Takaichi in sod., 2013; Puskar in sod., 2014) ugotovili, da imajo objekti, izdelani po postopku SLM, enako ali boljšo korozijsko odpornost kot objekti izdelani po običajnih postopkih (ulitki, rezkani, kovani) iz enakih zlitin.

Površine objektov, izdelanih po postopku SLM, so zelo hrapave (Slika 14) in zato manj obstojne. Za izboljšanje korozijske obstojnosti je treba površine dodatno peskati z delci aluminijevega oksida (Slika 15), brusiti ali polirati. Večja hrapavost poslabša mehanske lastnosti, predvsem odpornost proti cikličnemu utrujanju (Alcisto in sod., 2011; Hollander in sod., 2006; Liu in sod., 2019; Sui in sod., 2019).

Pri zlitini Co-Cr je zaradi hitrega nastanka oksidne plasti na površini (t. i. pasivnega filma) lahko problematičen tudi oprijem cementa ali fasetirnega materiala. Pred temi postopki se zato uporablja različne postopke spreminjanja površin: peskanje, nanos različnih premazov za izboljšanje oprijema ali jedkanje (Taira in sod., 2013). Raziskovalci so ugotovili, da premazi na fosfatni osnovi, kot sta 10-metakriloksidecil dihidrogenfosfat (MDP) ali monomer tiofosfat (MEPS), zagotavljajo učinkovito kemijsko vezavo zlitine s kompozitnim cementom (Taira in sod., 2013).



Slika 14: Površina objekta, izdelanega po postopku SLM iz zlitine Co-Cr.

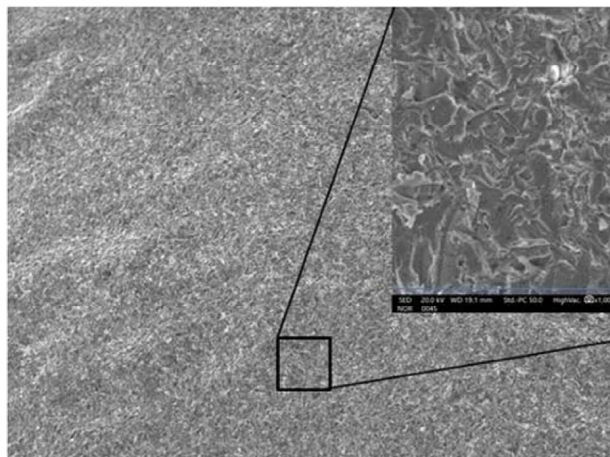
Zaključek

Dodajalna tehnologija selektivnega laserskega taljenja je uveljavljen postopek izdelave protetičnih izdelkov. Med drugim se uporablja tudi za izdelavo kovinskih fiksno protetičnih zatičkov z nazidki.

Prednosti selektivnega laserskega taljenja so zagotovo hitrost izdelave in dobre mehanske lastnosti tiskanih objektov. Pravilna izbira procesnih parametrov in izbor ustreznega prahu ter dodatna toplotna in površinska obdelava omogočajo želene lastnosti objekta, kar zagotavlja klinično uspešnost protetične oskrbe.

Reference

- Agarwala M, Bourell D, Beaman J et al. Direct selective laser sintering of metals. *Rapid Prototyping J* 1995; 1: 26–36.
- Ahmed NS, Donovan ET, Ghuman T. Survey of dentists to determine contemporary use of endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2017; 117: 642–5.
- Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive manufacturing techniques in prosthodontics: where do we currently stand? A critical review. *Int J Prosthodont* 2017; 30: 474–84.
- Alcisto J, Enriquez A, Garcia H et al. Tensile properties and microstructures of laser-formed Ti-6Al-4V. *J Mater Eng Perform* 2011; 20: 203–12.
- Antanasova M, Jevnikar P. Uporaba dodajalnih tehnologij CAD/CAM v stomatološki protetiki. *Zobozdrav Vestn* 2016; 71: 12–18.



Slika 15: Površina objekta, izdelanega po postopku SLM, naknadno peskanega z delci Al_2O_3 velikosti $110\ \mu m$.

- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204: 505–11.
- Bilgin MS, Erdem A, Dilber E et al. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res* 2016; 60: 23–8.
- Black J. *Biological performance of materials, fundamentals of biocompatibility*, Taylor&Francis Group, Boca Raton, 2006.
- Chen LY, Huang JC, Lin CH et al. Anisotropic response of Ti-6Al-4V alloy fabricated by 3D printing selective laser melting. *Mater Sci Eng* 2017; 682: 389–95.
- Cordova L, Campos M, Tinga T. Revealing the effects of powder reuse for selective laser melting by powder characterization. *J Mater Sci* 2019; 71: 1062–72.
- Cruz HV, Souza JCM, Henriques M, Rocha LA. Tribocorrosion and bio-tribocorrosion in the oral environment: The case of dental implants. In: Davim JP, ed. *Biomedical tribology*. Nova Science Publishers 2011.
- Dai N, Zhang LC, Zhang J et al. Distinction in corrosion resistance of selective laser melted Ti-6Al-4V alloy on different planes. *Corros Sci* 2016; 111: 703–10.
- Dobrzański LA, Dobrzański LB, Achtelek-Franczak A, Dobrzańska J. Application solid laser-sintered or machined Ti6Al4V alloy in manufacturing of dental implants and dental prosthetic restorations according to dentistry 4.0 concept. *Processes* 2020; 8: 664.
- Donik Č, Kraner J, Paulin I, Godec M. Influence of the energy density for selective laser melting on the microstructure and mechanical properties of stainless steel. *Metals* 2020; 10: 919.

- Dos Santos C, Habibe AF, Simba BG, et al. CoCrMo-base Alloys for Dental Applications Obtained by Selective laser melting (SLM) and CAD/CAM Milling. *Materials Research*, 2020; 23: 1–6. <https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2019-0599>.
- Es-Souni M, Fischer-Brandies H, Es-Souni M. On the *in vitro* biocompatibility of Elgiloy®, a so-based alloy, compared to two titanium alloys. *J Orofac Orthop* 2003; 64: 16–26.
- Guzanová A, Janoško E. Porosity and corrosion properties of CoCr alloys for dental application. *Mach Technol Mater* 2020; 14: 120–3.
- Hollander DA, Von Walter M, Wirtz T et al. Structural, mechanical and *in vitro* characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. *Biomaterials* 2006; 27: 955–63.
- Horn TJ, Harrysson OL. Overview of current additive manufacturing technologies and selected applications. *Sci Prog* 2012; 95: 255–82.
- Huang Q, Liu X, Yang X, Zhang R, Shen Z, Feng Q. Specific heat treatment of selective laser melted Ti-6Al-4V for biomedical applications. *Front Mater Sci* 2015; 9: 373–81.
- Kajima Y, Takaichi A, Kittikundecha N et al. Effect of heat-treatment temperature on microstructures and mechanical properties of Co-Cr-Mo alloys fabricated by selective laser melting. *Mater Sci Eng* 2018; 726: 21–31.
- Kanduti D, Kopač I. Cement thickness of post and cores fabricated by modern digital technology. *Mater Technol* 2021; 55: 45–9.
- Liu S, Shin YC. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. *Mater Des* 2019; 164: 15.
- Liu W, Qing H, Pei X, Wang J. Internal adaptation of cobalt-chromium posts fabricated by selective laser melting technology. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 45–60.
- Mergulhão MV, Podestá CE, das Neves MDM. Mechanical properties and microstructural characterization of cobalt-chromium (CoCr) obtained by casting and selective laser melting (SLM). *MSF* 2017; 899: 534–9.
- Mergulhão MV, Podestá CE, Martins das Neves MD. Perspective of Additive Manufacturing Selective Laser Melting in Co-Cr-Mo Alloy in the Consolidation of Dental Prosthesis [Internet]. *Biomaterials in Regenerative Medicine*. InTech; 2018. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.69720>.
- Milošev I, Kapun B, Simon V. The effect of fluoride ions on the corrosion behaviour of Ti metal, and Ti6-Al-7Nb and Ti-6Al-4V alloys in artificial saliva. *Acta Chim Slov* 2013; 60: 543–55.
- Mohsin TM, Semelov V, Sotov A. SLM-built titanium materials: great potential of developing microstructure and properties for biomedical applications: a review. *Mater Res Express* 2019; 6: 122–5.
- Monroy K, Delgado J, Ciurana J. Study of the pore formation on CoCrMo alloys by selective laser melting manufacturing process. *Procedia Eng* 2013; 63: 361–9.
- Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials* 2015; 8: 932–58.
- Popovich A, Sufiiarov V. Metal powder additive manufacturing. In: Shishkovsky IV ed. *New trends in 3D printing*, chapter 10: Metal powder additive manufacturing. London: Intech Open Limited; 2016: 273–9.
- Puskar T, Jevremovic D, Williams RJ, Eggbeer D, Vukelic D, Budak IA. Comparative analysis of the corrosive effect of artificial saliva of variable pH on DMLS and cast Co-Cr-Mo dental alloy. *Materials* 2014; 6: 6486–501.
- Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for 3D metal printing in dentistry. *Curr Oral Health Rep* 2017; 4: 201–8.
- Saporeti MP, Mazzeiro ET, Sales WF. *In vitro* corrosion of metallic orthodontic brackets: influence of artificial saliva with and without fluorides. *Dental Press J Orthod* 2012; 17: 24e1–e7.
- Savencu CE, Costea LV, Dan ML, Porojan L. Corrosion behaviour of Co-Cr dental alloys processed by alternative CAD/CAM technologies in artificial saliva solutions. *Int J Electrochem Sci* 2018; 13: 3588–600.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 1289–96.
- Sui Q, Li P, Wang K, Yin X, Liu L, Zhang Y et. al. Effect of build orientation on the corrosion behavior and mechanical properties of selective laser melted Ti-6Al-4V. *Materials* 2019; 9: 976.
- Taira Y, Odatsu T, Sawase T. Effects of a fluoride etchant and a phosphate primer on bonding of veneering composite to Ti-6Al-4V alloy for CAD/CAM restorations. *J Prosthodont Res* 2013; 57: 30–5.
- Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T et. al. Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 21: 67–76.

- Theodosopoulou JN, Chochlidakis KM. Systematic review of dowel (post) and core materials. *J Prosthodont* 2009; 18: 464–72.
- Tonelli L, Fortunato A, Ceschini A. CoCr alloy processed by selective laser melting (SLM): effect of laser lnergy density on microstructure, surface morphology, and hardness. *Journal of Manufacturing Processes* 2020; 52: 106–19.
- Totten GE. *ASM Handbook Volume 4E: Heat treating of nonferrous alloys*. ASM International; 2016.
- Vandenbroucke B, Kruth JP. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyp J* 2007; 13: 196–203.
- Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials* 2012; 28: 3–12.
- Wang JH, Ren J, Liu W, Wu XY, Gao MX, Bai PK. Effect of selective laser melting process parameters on microstructure and properties of Co-Cr alloy. *Materials* 2018; 11: 1546.
- dr. Mirjam Bajt Leban, univ. dipl. inž. met. in materialov., Laboratorij za kovine, korozijo in protikorozijsko zaščito, Zavod za Gradbeništvo Slovenije, Ljubljana.
- dr. Tadeja Kosec, univ. dipl. kem., Laboratorij za kovine, korozijo in protikorozijsko zaščito, Zavod za Gradbeništvo Slovenije, Ljubljana.
- asist. Matej Kurnik, dr. dent. med., Katedra za stomatološko protetiko, Medicinska fakulteta, Univerza v Ljubljani.
- asist. Domen Kanduti, dr. dent. med., Katedra za ustne bolezni in parodontologijo, Medicinska fakulteta, Univerza v Ljubljani, Klinični center, Ljubljana.
- izr. prof. dr. Igor Kopač, dr. dent. med., Katedra za stomatološko protetiko, Medicinska fakulteta, Univerza v Ljubljani.