

MEHANIZMI RETENCIJE TOTALNE PROTEZE

The mechanisms of complete denture retention

J. Jamšek, M. Kuhar

Izvleček

K retenciji totalne proteze prispeva pet mehanizmov: mokra adhezija, atmosferski tlak, mehanska retencija, mišično ravnotežje in stabilizacija ter okluzijsko in artikulacijsko ravnotežje. Mokra adhezija je zaradi sloja sline pod protezo odvisna od natančnosti prilaganja proteze podporni površini, velikosti proteze in toka vdiranja sline pod protezo. Sklenjeno krožno obrobno tesnjenje zagotavlja retencijo zaradi atmosferskega tlaka. Mehansko retencijo zagotavljajo različna podvisna mesta na podporni površini. Ustrezno oblikovana proteza z razširjenimi krili omogoča retencijo z mehкими tkivi, ki protezo obdajajo. Za stabilnost proteze med žvečenjem pa je zelo pomembna pravilna postavitev umetnih zob. Zaradi večje površine zgornje totalne proteze, precej krajšega ventilnega roba in manj dinamičnih mehkih tkiv, ki obdajajo zgornjo protezo, sta mokra adhezija in atmosferski tlak glavna dejavnika retencije zgornje totalne proteze. Ob skromnem prispevku adhezije in manj učinkovitem ventilnem tesnjenju pa so za retencijo spodnje totalne proteze pomembni predvsem mišično ravnotežje in stabilizacija ter okluzijsko in artikulacijsko ravnotežje. Mehansko retencijo izkoriščamo v primeru razpoložljivih podvisnih mest za retencijo zgornje in spodnje totalne proteze.

Ključne besede:

totalna proteza, retencija, kapilarna adhezija, Stefanova adhezija, atmosferski tlak, funkcijski odtis

Abstract

There are five basic mechanisms that contribute to the retention of a complete denture: wet adhesion, atmospheric pressure, mechanical retention, muscular stability and balance of occlusion. Wet adhesion is dependent on the control of the flow of interposed saliva fluid; the most important factors of wet adhesion are precise adaptation and maximum extension of the denture base. Circular border seal provides retention by atmospheric pressure. Mechanical retention is derived from tissue surface undercuts. Proper design and extension of the denture are important for its stabilisation by the surrounding muscles. Balance of occlusion, obtained by correct positioning of artificial teeth, is essential for proper retention during mastication. Wet adhesion and atmospheric pressure are the most important mechanisms of retention in upper complete dentures, while muscular stability and balance of occlusion are of key importance in lower complete dentures. Mechanical retention is used to supplement the other mechanisms of retention in both upper and lower dentures.

Key words:

complete denture, retention, capillarity, Stefan adhesion, atmospheric pressure, final impression

Uvod

Totalna proteza, ki se sidra in opira na sluznico brezzobih čeljusti, še vedno predstavlja najpogostejšo obliko protetične oskrbe brezzobega pacienta. Uspešnost takšne oskrbe in zadovoljstvo pacienta sta odvisna predvsem od tega, kako učinkovito je totalna proteza zasidrana v ustih pacienta med funkcijo. Mehanska retencija, kakršno izkoriščamo v stanjih delne brezzobosti in pri sidranju protez na zobne vsadke, pri popolni brezzobosti ni na voljo. V prispevku smo pojasnili teoretične osnove mehanizmov, pa tudi pomen posameznih kliničnih dejavnikov in postopkov, ki so odločilni za dobro retencijo totalne proteze. K retenciji totalne proteze v različnem obsegu prispeva pet mehanizmov:

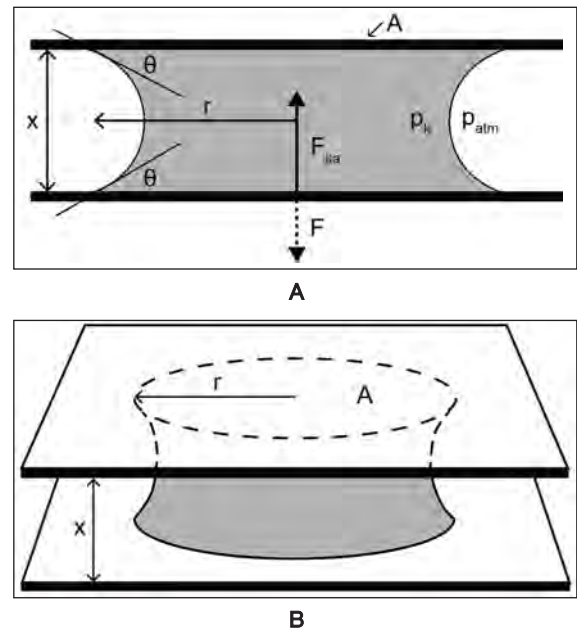
1. mokra adhezija,
2. atmosferski tlak,
3. mehanska retencija,
4. mišično ravnotežje in stabilizacija ter
5. okluzijsko in artikulacijsko ravnotežje.

Mokra adhezija

V primeru totalne proteze prihaja do privlačne sile med sluznico podporne površine in površino protezine baze, med katerima je slina. Privlak med dvema trdnima površinama zaradi prisotnosti vmesnega sloja kapljevine pripisujemo mokri adheziji. Ko je kapljevina ob robu plošč v stiku z zrakom, je gradient tlaka po prosti površini kapljevine njen glavni dejavnik. Ko pa sta površini potopljeni v kapljevino, je temeljni dejavnik mokre adhezije hitrost vdiranja kapljevine med površini. Glede na prispevek posameznega fizikalnega dejavnika mokro adhezijo delimo na kapilarno adhezijo in Stefanovo adhezijo (Shay, 1997).

Kapilarna adhezija

Največkrat si odnos totalne proteze do podporne površine poenostavljeno predstavljamo z dvema vzporednima steklenima ploščama in vmesno kapljo vode (Slika 1). Ker sta stekleni plošči dovolj blizu, se kaplja vode kot v kapilari razširi po njuni površini. To se zgodi zaradi delovanja privlačnih adhezijskih sil med steklom in vodo, ki presegajo velikost kohezijskih sil med molekulami vode. Pravimo, da voda dobro moči steklo. Stični kot θ na robu stika kaplje vode in steklene plošče je zato manjši od 90° .



Slika 1: Kapilarna adhezija. Model dveh vzporednih steklenih plošč, med katerima je stisnjena kaplja vode. Prečni presek skozi sredino kapljevine in plošči (A), prostorski pogled s strani (B). Simboli: r – polmer valjastega stolpca vodne kaplje, A – površina stika med kapljo in steklom, x – razdalja med ploščama, θ – stični kot, ki ga oklepa tangenta na gladino kaplje ob stiku s ploščo, p_k – tlak znotraj kapljevine, p_{atm} – atmosferski tlak, F_{ka} – sila kapilarne adhezije. Če je zgornja plošča toga vpeta, spodnjo pa vlečemo navpično navzdol s silo F , bo sila kapilarne adhezije delovala v nasprotni smeri, pravokotno proti zgornji plošči.

Prosta površina kaplje ob stiku z zrakom je vbočena. Preko vbočene površine kapljevine je prisotna razlika tlakov. Tlak znotraj kaplje je manjši kot tlak zunanjega zraka. Pri tem nastaja sila, ki želi plošči približati. Po Murrayju in Darvellu (1989) je sila kapilarne adhezije (F_{ka}) med ploščama s površino A , ki sta med seboj odmaknjeni za razdaljo x , omočeni (θ) s kapljevino s površinsko napetostjo γ v primeru, ko je vmesni sloj kapljevine zelo tanek ($x \ll r$), enaka:

$$F_{ka} = \frac{2 \gamma A \cos \theta}{x}$$

Pri totalni protezi, ki leži na vlažni sluznici, to pomeni, da bo sila retencije proteze zaradi kapilarne adhezije premosorazmerna z velikostjo stične površine proteze s podporno površino (A), s

površinsko napetostjo sline (γ), z močenjem sluznice in akrilata (θ) ter z natančnostjo prileganja proteze podporni površini (čim manjša je razdalja med protezo in sluznico – x). Ker je stična površina zgornje totalne proteze s sluznico praviloma večja kot pri spodnji totalni protezi, je razumljivo, da je prispevek kapilarne adhezije k celokupni retenciji večji v zgornji kot v spodnji čeljusti. Močenje in površinska napetost sline sta dejavnika, ki ju klinično ne moremo nadzirati. Poskusi spremembe sestave akrilatov, da bi povečali njihovo močenje s slino, zaradi tvorbe beljakovinske kožice na površini akrilatov, niso bili učinkoviti (Murray, 1988). Beljakovine iz sline se s pomočjo ionskih vezi in van der Waalsovih sil vežejo na različne stične površine (Gibbins in sod., 2014). V testiranjih vezave beljakovin iz sline na različne substrate *in vitro* izstopa njihova sposobnost dobre adhezije na hidrofobne delce. Zato tudi hidrofobne površine v slini po adheziji beljakovin iz sline postanejo hidrofilne (Ranc in Elkhyat, 2006). To je pomembno, saj je slina 99,5-odstotna vodna raztopina. Po nastanku beljakovinske kožice je torej močenje različnih površin (tudi sluznice in akrilata) s slino enako dobro. Tanek sloj sline med bazo proteze in ustno sluznico pa zaradi dobrega močenja ter kapilarnega širjenja med obema površinama zavzame celoten prostor in ustvarja retencijsko silo.

Osnovni pogoj za kapilarno adhezijo je prisotnost zraka ob robu proteze, podobno kot ob robovih steklenih plošč modela na Sliki 1. Prostor med bazo proteze in sluznico podporne površine izpolnjuje tanek sloj sline, vzdolž roba proteze pa je teoretično prisotna tanka vbočena površina sline. V sloju sline je tlak nižji od atmosferskega tlaka, retencija pa je posledica razlike tlakov zaradi površinske napetosti sline (Darvell in Clark, 2000). Dejansko je opisani mehanizem v razmerah ustne votline pomemben predvsem v velarnem predelu zgornje totalne proteze, saj se le tu proteza prosto končuje in na robu proteze slina meji z zrakom v ustni votlini ter razdvajanje proteze od sluznice pri snemanju poteka pretežno v navpični smeri.

Stefanova adhezija

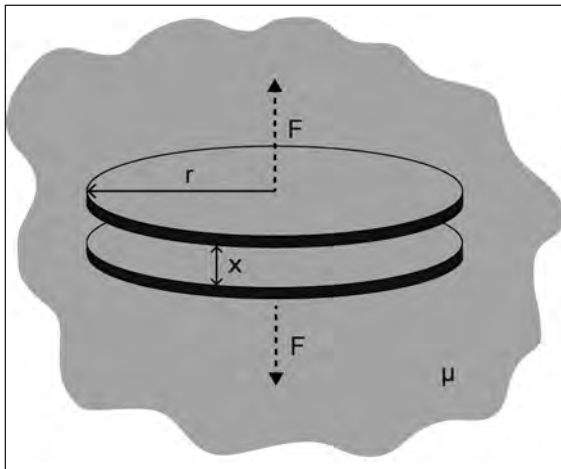
V ustnem preddvoru in na ustnem dnu je rob proteze obdan z mehкими tkivi in slino, pri tem ob snemanju krilo s prostim robom proteze drsi ob sluznični površini. Ker je v takšnih razmerah rob proteze v celoti potopljen v slino, je učinek retencije zaradi kapilarne adhezije nepomemben.

Tukaj je retencija odvisna predvsem od toka (hitrosti) vdiranja sline pod protezo. Stefanova adhezija za razliko od kapilarne adhezije opisuje retencijo dveh vzporednih plošč, ki sta v celoti potopljeni v tekočino (Denny, 1993). Ob razmiku plošč steče zunanja tekočina med plošči in plošči se ločita. Bolj ko je tekočina gosta, večji ko sta plošči in bližje ko sta skupaj, počasnejše je razdvajanje. Silo, ki je potrebna za razmik plošč, in to obliko adhezije je s svojim zakonom prvi opisal Jožef Stefan (Stefan, 1874). Za dve vzporedni okrogli plošči z radijem r , ki ju ločuje tekočina z viskoznostjo μ in debelino x (Slika 2), velja, da je sila, ki je potrebna za razmik plošč s hitrostjo V , v smeri pravokotno na plošči, enaka:

$$F_{sa} = \mu \frac{(3/2) \pi r^4}{x^3} V.$$

Ker je Stefanova adhezija premosorazmerna z viskoznostjo tekočine, je za razmik dveh plošč v vodi potrebna 70-krat večja sila kot za razmik istih dveh plošč v zraku (Stefanova adhezija velja za vse tekočine – pline in kapljevine). Sila retencije narašča s kvadratom velikosti površine plošč in pada s tretjo potenco razdalje med ploščama. Z vsakršnim povečanjem razdalje med ploščama ali povečanjem debeline vmesnega sloja tekočine Stefanova adhezija skokovito pade. V primeru totalne proteze Stefanova enačba poudarja ključno vlogo dobrega prileganja proteze podporni površini (minimalni x), prednosti izkoriščenja večje podporne površine (maksimalni r) in teoretično boljšo adhezijo s povečanjem viskoznosti vmesnega sloja tekočine. Gostote pacientove sline žal ne moremo uravnavati. Uporaba gostejših sredstev za pritrditev proteze bi se lahko zdela smiselna, vendar je njihov učinek kratkotrajen zaradi topnosti v slini in hitrega izpiranja izpod proteze.

Gostejši sloj tekočine pod protezo obenem pomeni, da se bo razdalja med protezo in sluznico (x) povečala, kar pa je za silo retencije bistveno manj ugodno. Retencijska sila namreč pada s tretjo potenco razdalje. V smislu gostote vmesnega sloja tekočine je predvsem pomembno, da se ob vstavitvi proteze z ustreznim pritiskom proteze na podlago izpod njene površine iztisne čim večji delež zraka. Iz Stefanovega zakona je tudi razvidno, da bo počasno, toda vztrajno delovanje destabilizacijskih sil (majhna $V - dx/dt$) pomenilo manjšo Stefanovo adhezijo in bo tako uspešnejše kot sunkovito vlečenje (velika V).



Slika 2: Stefanova adhezija. Model dveh vzporednih okroglih plošč, ki sta potopljeni v tekočino. Za razmik plošč je potrebna sila (F). Simboli: r – polmer plošče, x – razdalja med ploščama, μ – gostota tekočine.

Prispevek k retenciji zaradi mokre adhezije (kapilarne in Stefanove adhezije) je odvisen od velikosti površine, ki jo proteza pokriva. Omejitve v velikosti površine predstavljajo morfološke danosti ustne votline. V postopku odtiskovanja je pomembno zajeti celotno razpoložljivo podporno površino in izkoristiti robni predel precejšnje podajnosti mehkih tkiv, kjer lahko ob ustreznem funkcijskem odtiskovanju protezo razširimo v predel mehkih tkiv z manjšim tonusom. Ker je podporna površina brezzobe zgornje čeljusti večja kot površina spodnje čeljusti, je retencija zaradi mokre adhezije pri zgornji totalni protezi pomembnejša kot pri spodnji. Enako lahko pričakujemo boljše adhezijo pri oskrbi večjih in manj resorbiranih čeljustnic v primerjavi z majhnimi in bolj resorbiranimi.

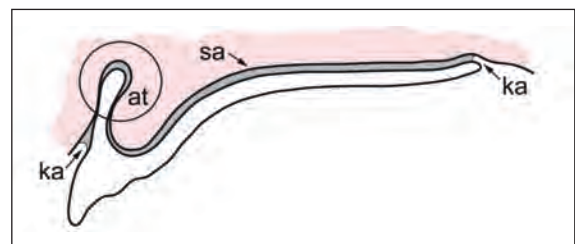
Klinično najpomembnejši dejavnik retencije zaradi mokre adhezije je natančnost prilaganja proteze podporni površini (x), ki je odvisna od natančnega odtisa podpore površine. Ker je sluznica podpore površine vlažna, imajo pri izboru materialov za funkcijski odtis prednost hidrofilni odtisni materiali. V testiranjih natančnosti odtisnjenih detajlov vlažne površine in vitro so se polietrske odtisne mase izkazale za najnatančnejše (German in sod., 2010), ker se po karbonilnih in etrskih skupinah aktivno vežejo z molekulami vode (Anusavice, 2003).

Atmosferski tlak

Atmosferski tlak na protezo deluje pričvrščevalno, ko se ta pri obremenitvah odmika od podpore

površine. Osnovni pogoj je učinkovito krožno obrobno tesnjenje proteze. Retencija temelji na gradientu atmosferskega tlaka in tlaka pod protezo. Znižanje tlaka pod protezo je posledica trenutnega povečanja prostora pod protezo zaradi delovanja destabilizacijskih sil. Zunanji, relativno višji, tlak potiska protezo nazaj na podlago. Osnovni pogoj mehanizma je učinkovito krožno tesnjenje, ki ga dosežemo z natančnim oblikovanjem vestibularnega ventilnega roba (Hayakawa, 1999) v postopku funkcijskega odtiskovanja in velarne ventilne zapore (Hieng in Funduk, 1995). Celoten ventilni rob tako ob tesnem stiku z mehкими tkivi preprečuje vdor zraka ali tekočine pod protezo (Slika 3). V mirovanju sta atmosferski tlak in tlak v prostoru pod protezo enaka. Atmosferski tlak zato prispeva k retenciji totalne proteze le med obremenitvami, ko se skuša proteza odmakniti od podpore površine.

V procesu izdelave totalne proteze je zato ključno, da zagotovimo krožno obrobno tesnjenje. Ker je pri zgornji totalni protezi takšen krožni ventil pomembno krajši kot pri spodnji, je v praksi neprekinjeno tesnjenje mnogo lažje doseči v zgornji čeljusti. Med funkcijskim odtiskovanjem vestibularni rob proteze oblikujemo z gostejšimi odtisnimi masami, da v celoti zapolni ustni preddvor, v velarnem predelu pa izdelamo učinkovito velarno zaporo, kot sta opisala Hieng in Funduk (1995).



Slika 3: Poenostavljen vzdolžni presek zgornje totalne proteze prikazuje retencijo zaradi atmosferskega tlaka (at), retencijo zaradi površinske napetosti – kapilarno adhezijo (ka) in retencijo zaradi omejenega pretoka tekočine – Stefanovo adhezijo (sa) glede na mesto delovanja.

Mehanska retencija

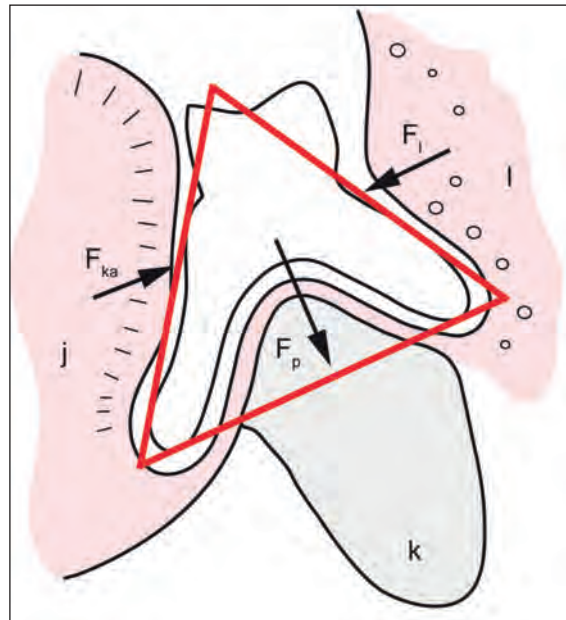
Mehanska retencija prispeva k celokupni retenciji totalne proteze v primeru ustreznih anatomskih danosti. Temelji na izkoristku podvisnih predelov brezzobe podpore površine. V zgornji čeljusti so to najpogosteje vestibularni podvisi dobro ohranjenega alveolnega grebena in izrazitih maksilarnih tubrov, v spodnji čeljusti retromilo-

hoidni predel. Globlje podvise skušamo izkoristiti z vstavitvijo proteze z rotacijo. V podvisne retromilohoidne predele spodnje čeljusti vstavimo distolingvalni del proteze iz zadnje in zgornje smeri, preostali del proteze pa zarotiramo na svoje mesto. Podobno izkoristimo podvise dobro ohranjenih sprednjih delov zgornjega čeljustnega grebena, ki določajo začetno smer vstavitve z nadaljevanjem vstavljanja z rotacijo. Za mehansko retencijo izkoristimo tudi morebitna podvisna mesta, ki so nastala po kirurških posegih. Izrazita podvisna mesta, ki znatno presegajo podajnost sluznice, pa so lahko tudi moteča, saj lahko krila proteze ob vstavitvi poškodujejo sluznico ali celo onemogočajo vstavev proteze. Da zagotovimo vstavljalnost proteze, moramo v takšnih primerih notranjo površino krila, ki sega v podvis, ustrezno odbrusiti. To storimo s postopnim in previdnim odnašanjem akrilata, saj lahko ob pretiranem brušenju pomembno okrnimo retencijski učinek adhezije in krožne ventilne zapore.

Mišično ravnotežje in stabilizacija

Retencija totalne proteze z jezičnimi in mimičnimi mišicami je učinkovita, če je proteza z zobni postavljena v nevtralni prostor med lici in jezikom ter so krila proteze ustrezno oblikovana. Kot retencijski mehanizem sta mišično ravnotežje in stabilizacija zlasti pomembna v spodnji čeljusti, kjer je prispevek adhezije in atmosferskega tlaka manjši, protezo pa obdaja pomembno več dinamičnih tkiv kot v zgornji čeljusti: spredaj krožna ustna mišica, z obeh strani čez modiolus lična mišica, zadaj s strani mišica žvekalka ter delno tudi zgornja žrelna zažemalka, znotraj pa mišice jezika in ustnega dna. Predpogoj, da tak mišični obroč protezo stabilizira, pa sta uravnoteženo delovanje nasprotujočih si mišic na protezo in ustrezna oblika proteze. Pomembno je, da ima spodnja totalna proteza po Fishevem načelu (Fish, 1933) v svojem prečnem preseku obliko enakostraničnega trikotnika s široko bazo na podporni površini, ki se oži v okluzijski smeri. Tako se vodoravne sile dinamičnih tkiv na poševno ravnino trikotnika razdelijo in rezultat je pričvrščevalna navpična komponenta sil (Slika 4). Pri funkcijskem odtisu zato namenimo pozornost primerni razširjenosti proteze in obliki vestibularnih in lingvalnih kril, ki jih prilagodimo različnemu tonusu sosednjih mehkih tkiv. Pri izboru imajo prednost termoplastični odtisni materiali, ki so viskoznejši in imajo daljši delovni

čas od elastomernih odtisnih materialov. Pri izgotavljanju in obdelovanju proteze lahko zunanje polirane površine oblikujemo rahlo vbočeno. Za izkoristek mehanizma mišične stabilizacije je torej ključna ustrezna oblika proteze.



Slika 4: Shematičen prečni presek spodnje totalne proteze na podporni površini v predelu kočnika. Ustrezna razširjenost baze spodnje totalne proteze in njena trikotna oblika v preseku zagotavljata pričvrščevalni učinek tkiv, ki obdajajo spodnjo protezo. Simboli: j – jezik, l – lice, k – čeljustna kost, F_j – vodoravna sila jezika, F_l – vodoravna sila lica, F_p – navpična pričvrščevalna komponenta sil F_j in F_l .

Okluzijsko in artikulacijsko ravnotežje

Retencija totalne proteze je odvisna od časa delovanja destabilizacijskih sil. Retencija popusti ob dalj časa delujoči destabilizacijski sili, ko se ustvari zadosten tok (vdiranje) slin pod protezo. Destabilizacijske sile ustvarjajo predvsem okolna dinamična mehka tkiva, ki lahko med funkcijo odmikajo protezo od podlage, sile žvečenja in lepljive hrane med prehranjevanjem, v primeru zgornje totalne proteze je destabilizacijska sila lahko tudi teža proteze. Pacient običajno zazna popuščenje retencije in pritiska protezo na podlago z jezikom ali zobmi nasprotne čeljusti. Podobno je med žvečenjem obremenitev totalne proteze le kratkotrajna in ne dosega mejnega časa za izpadanje proteze, saj se destabilizacijske in pričvrščevalne sile med žvečenjem izmenjujejo v kratkih intervalih. Za pričvrščevalni učinek žvečnih

sil sta zelo pomembna pravilen odnos med zobni zgornje in spodnje proteze ter urejenost zobnih stikov. Pri tem smo predvsem pozorni, da s spodnjimi stranskimi zobmi ne posegamo v primarni prostor jezika in jih obenem postavimo statično ugodno ter zagotovimo ustrezen interkuspidacijski položaj v centralni relaciji (Lang, 2004). Postavitev zob, ki zagotavlja okluzijsko in artikulacijsko ravnotežje totalne proteze, je izjemno pomembna faza v procesu izdelave totalne proteze, ki zahteva skozi različne teorije postavitve zob strokovno znanje statičnih in dinamičnih pravil. Zaradi obsežnosti in zahtevnosti ta strokovna večina presega okvire tega prispevka in zahteva ločeno obravnavo.

Zaključki

Retencijo totalne proteze zagotavlja kombinacija različnih mehanizmov. Prispevek posameznega mehanizma je odvisen od vrste čeljusti, anatomskih danosti in dinamike v funkciji (mirovanje ali obremenitev) ter drugih individualnih lastnosti.

V zgornji čeljusti je zaradi večje razpoložljive podporne površine in manj dinamičnega okolja mehkih tkiv prevladujoča retencija na osnovi mokre adhezije in atmosferskega tlaka. Pri tem je ključno predvsem natančno prileganje proteze podporni površini, kar zagotovimo z natančnim funkcijskim odtisom in oblikovanjem celotnega krožnega obrobnega tesnjenja proteze. Ker lahko s sodobnimi odtisnimi materiali in tehnikami odtiskovanja zagotovimo razmeroma dobro retencijo zgornje totalne proteze, je dopustno, da celo nekoliko odstopamo od statične postavitve zgornjih zob v korist spodnjih. Pri spodnji totalni protezi sta statična postavitve zob ter ustrezno oblikovanje proteze in njenih kril, ki omogočajo mišično ravnotežje in stabilizacijo, ključna. Mehka tkiva objemajo spodnjo totalno protezo kot obroč in jo ob ustrezno postavljenih zobeh ter ustrezno oblikovanih zunanjih poliranih površinah pritiskajo ob podlago. Mehanska retencija, ki za retencijo proteze v čeljustih izkorišča predvsem anatomske podvise, ni vedno na voljo, je pa dobrodošla tako v zgornji kot v spodnji čeljusti.

Reference

- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 11–25.
- Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials* (ed.). Philadelphia, PA, Saunders, 2003; 205–31.
- Denny MW. *Air and water: the biology and physics of life's media*. Princeton University Press, Princeton 1993.
- Darvel BW, Clark RKF. The physical mechanisms of complete denture retention. *British Dent J* 2000; 189: 248–52.
- Fish EW. *Principles of full denture prosthesis*. John Bale, sons & Danielsson, Ltd., London 1933.
- German MJ, Carrick TE, McCabe JF. Surface detail reproduction of elastomeric impression materials related to rheological properties. *Dent Mat* 2008; 24: 951–6.
- Gibbins HL, Yakubov GE, Proctor GB, Wilson S, Carpenter GH. What interactions drive the salivary mucosal pellicle formation? *Colloids Surf B: Biointerfaces* 2014; 120: 184–92.
- Hayakawa I. *Principles and practices of complete denture*. Quintessence int. 1999.
- Hieng SH, Funduk N. Utemeljitev velarne zapore totalne proteze. *Zobozdrav Vestn* 1995; 41–3.
- Lang BR. Complete denture occlusion. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 641–65.
- Murray MD. An investigation into the effectiveness of surface treatment on PMMA when exposed in the mouth. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 368–3.
- Murray MD, Darvell BW. A reappraisal of the physics of denture retention. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 234–42.
- Rupp F, Geis-Gerstorfer J. Hydrophilicity of unset and set elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 552–4.
- Ranc H, Elkhyat A. Friction coefficient and wettability of oral mucosal tissue: changes induced by a salivary layer. *Colloids Surf. A: Physicochem* 2006; 276 (1–3): 155–61.
- Shay K. The retention of complete dentures. In: Zarb GA, Bolender CL, Carlsson GE. *Boucher's prosthodontic treatment of edentulous patients*. Mosby 1997; 400–11.
- Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent* 2010; 228–39.
- Tarbet WJ, Boone M, Schmidt NF. Effect of a denture adhesive on complete denture dislodgement during mastication. *J Prosthet Dent* 1980; 44: 374.
- Asist. Jure Jamšek, dr. dent. med.; doc. dr. Milan Kuhar, dr. dent. med., Katedra za stomatološko protetiko, Medicinska fakulteta, Univerza v Ljubljani; Center za stomatološko protetiko, UKC Ljubljana