

ULOGA VODEĆIH POVRŠINA U RETENCIJI PARCIJALNIH PROTEZA

Dragoslav Stamenković i Ljiljana Tihaček

Klinika za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta u Beogradu

Primljeno: 16. 11. 1988.

Sažetak

Savremeno tumačenje mehanizma retencije skeletirane proteze polazi od pretpostavke da putevi unošenja i pomeranja proteze zaklapaju određeni ugao. Protezu je moguće unositi u određenom pravcu, tek nakon formiranja vodećih površina, koje, isto tako, učestvuju pasivno u retenciji proteze.

Hteo se dokazati hipotezu da formiranje vodećih površina i naginjanje modela u paralelometru omogućuje i krutim delovima skeleta da povećaju sposobnost proteze da se zadrži na nosećim tkivima.

Istraživanja su obavljena na skeletima proteze istog dizajna i modelima sa i bez formiranja vodećih površina. Na univerzalnoj elektronskoj kitalici Instron 1185 izvršeno je ukupno 60 skidanja skeleta iz vertikalnog pravca pod različitim uslovima merenja.

Ključne reči: skeletirana proteza, vodeće površine, retencija

UVOD

Kada se skeletirana proteza unosi u usta, onda neki njeni kruti delovi dolaze u kontakt sa površinama različitih zuba smeštenih duž putanje njenog unošenja i iznošenja. Ako se neke od ovih površina formiraju ravnim i paralelnim putanji unošenja proteze, pasivno će učestvovati u retenciji proteze i obezbediće samo jedan pravac njenog unošenja. U anglo-saksonskoj literaturi ove površine su nazvane vodeće ravni ili vodeće površine (guide planes, guide surfaces).

Termin vodeće ravni i neke principe njihovog formiranja dao je Applegate (1). Ovo je usamljena referenca 40-tih i 50-tih godina koja govori o vođenju proteze uopšte.

Mnogo godina kasnije, uvođenjem RPI kukice: Kratochvil (2) i Krol (3) i preciznim definisanjem pravca unošenja i pravca pomeranja proteze: Stewart (4), Watt i McGreagor (5), Watson (6), Stamenković (7) (8) vodeće površine ponovo dolaze u žižu interesovanja autora stomatološke pro-

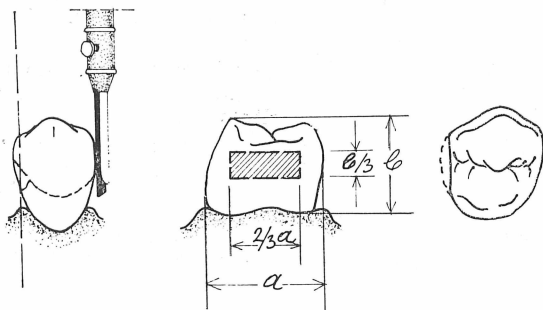
tetike. Danas su vodeće površine opisane u svim savremenim udžbenicima parcijalne proteze.

Po Stewart-u i saradnicima (4) vodeće površine imaju ulogu:

- da obezbede samo jedan pravac unošenja i iznošenja proteze,
- da osiguraju planiranu retenciju i stabilizaciju proteze,
- da eliminišu dejstvo štetnih sila skeleta proteze na stubne zube u momentu stavljanja i skidanja proteze, i
- da eliminišu hranu između retencionih zuba i baze proteze.

U Glossary of prosthodontics terms (9) su vodeće površine opisane kao »dve ili više vertikalno paralelne površine retencionih zuba, tako orijentisane da određuju ugao unošenja proteze«.

Henderson i Steffel (10), Watson (6) i Stamenković (11) preporučuju da vodeće površine obuhvataju $\frac{2}{3}$ širine aproksimalnih površina retencionih zuba i da budu ekstenzirane 2—3 mm u okluzio-gingivalnom pravcu. Slika 1.



Slika 1. Vodeće površine obuhvataju $\frac{2}{3}$ širine aproksimalne površine retencionih zuba i ekstenzirane su 2—3 mm u okluzio-gingivalnom pravcu.

Vodeće površine se mogu formirati brušenjem prirodnih zuba i frezovanjem namenskih fiksnih nadoknada u vosku ili metalu.

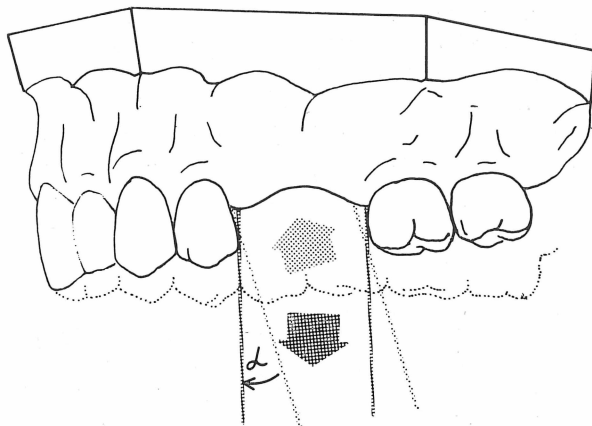
Na namenskim fiksnim nadoknadama moguće je formirati gotovo idealne vodeće površine. One se formiraju u paralelometru frezovanjem aproksimalnih površina okrenutih ka bezubom sedlu. Lokalizacije i ekstenzija vodećih površina je ista kao i odgovarajuće površine na prirodnim zubima. Preciznim radom i minimalnom obradom odlivaka moguće je izvršiti ove namenske nadoknade tako da njihove površine odstupaju najviše $2-3^\circ$ od pravca unošenja proteze. Obimnija obrada aproksimalnih površina u metalu zahteva obradu, frezovanje u paralelometru.

Pravac unošenja skeletirane proteze, odnosno položaj modela na stočiću paralelometra, je odavno podelio autore. Ney (13), Krol (3.) i Ba-

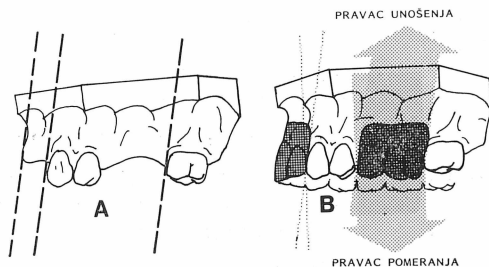
bić (12), predlažu za pravac unošenja proteze nulti položaj modela na stočiću paralelometra ili srednje vrednosti svih osovina retencionih zuba.

Neill i Walter (13), Schwartz i Barsby (14) (15), Smith (16), Watson (6), Watt i McGreagor (5), Stamenković i drugi autori razlikuju pravac unošenja i pravac pomeranja proteze i smatraju da su to dva različita pravca koja međusobno zaklapaju ugao ne veći od 15° . Slika 2.

Pravac unošenja proteze je put, duž koga proteza klizi, od trenutka kada neki kruti delovi skeletirane proteze dodirnu retencione zube od njenog potpunog ležaja na noseća tkiva (slika 3a). Suština je, da se pra-



Slika 2. Pravac unošenaj i pravac pomeranja proteze zaklapaju ugao α .



Slika 3. A. Vodeće površine predstavljaju mezijalne površine očnjaka i molara i labijalna površina alveolarnog grebena.

B. Kada je put unošenja proteze nagore i unazad, vodeće površine se suprotstavljaju vertikalnom pravcu pomeranja proteze. Na taj način su i kruti delovi proteze angažovani u njenom pridržavanju.

vac unošenja proteze određuje u paralelometru pre crtanja definitivnog dizajna skeleta. Skelet proteze, dakle, klizi po vodećim površinama koje su paralelne putu unošenja proteze (5, 6, 7).

Put duž koga će proteza najvjerojatnije biti pomeren za vreme funkcije je pravac pomeranja proteze (slika 3b). Do pomeranja proteze dolazi usled dejstva mastikatornih sila, sila depljive hrane i sila zemljine teže. Ovaj pravac je, uslovno rečeno, vertikalna u odnosu na okluzionu ravan (5, 6, 7).

Kod vertikalnog puta unošenja proteze retencija parcijalne skeletirane proteze zavisi samo od kukica (slika 4a). Ako se vodeće površine odoberu ili formiraju tako da imaju drugi put u odnosu na put pomeranja proteze, onda i kruti delovi proteze (stabilizatori, baza proteze i mali konektori) mogu povećati sposobnost proteze da se odupre vertikalnim silama i zadrži protezu na nosećim tkivima (slika 4b).

Cilj rada je testirati hipotezu da formiranje vodećih površina i naginjavanje modela u paralelometru omogućuje i krutim delovima skeleta proteze da se odupiru odvajanju proteze sa nosećih tkiva izpravcapomeranja proteze.

MATERIJAL I METOD RADA

Za testiranje ove hipoteze korišćeni su fantom modeli. Prilikom livenja modela u prostore retencionih zuba postavljeni su odgovarajući akrilatni zubi. Na jednom modelu su izvršene preparacije na oba molara, za namensku fiksnu nadoknadu — inley II klase. Na taj način su dobijena dva različita modela, i to:

Model 1:

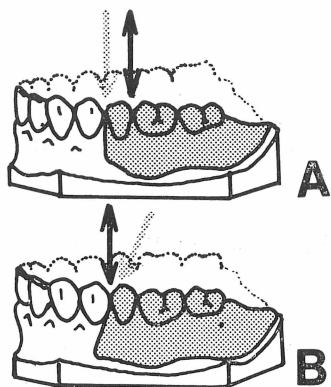
Kenedy klasa III/1. Vodeće površine nisu formirane, pa se pravci unošenja i pomeranja proteze poklapaju.

Model 2:

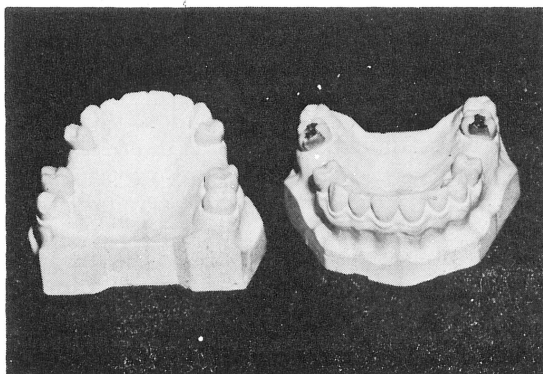
Isti tip krezubosti. Vodeće površine su formirane u okviru inleya II klase, a između pravca unošenja i pomeranja proteze postoji ugao od 10° . (slika 5).

Na modelima su urađena dva skeleta proteze istog dizajna (slika 6). Skeleti proteza su izliveni od Co, Cr, Mo legure Wisil. Topljenje i livenje legure je obavljeno u vakuumu na indukcionom aparatu. Proces topljenja i livenja legure je sniman kamerom i praćen na monitoru.

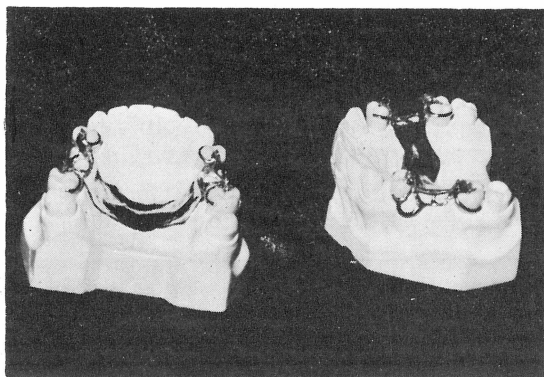
Sva merenja retencione sile skeletirane proteze su izvršena na univerzalnoj elektronskoj kitalici (»Instron«, model 1185). Model sa skeletom proteze na stočiću paralelometra fiksiran je za pokretni most kitalice. Pre svakog skidanja skelet je bio vraćen u početni položaj. Sva merenja su izvršena u opsegu sile od 100 N, pri brzini kretanja mernog mosta i papira na pisaču kitalicu od 200 mm/min. Ukupno je izvršeno 60 merenja.



Slika 4. A. Vertikalni put unošenja proteze ne angažuje krute delove u njenoj retenciji. B. Put unošenja proteze nadole i unapred omogućuje i krutim delovima proteze da učestvuju u retenciji.



Slika 5. Model 1 bez formiranih vodećih ravni i model 2 sa formiranim vodećim ravnima.



Slika 6. Skeleti proteza spremni za merenje retencione sile.

REZULTATI

Skidanje skeletirane proteze iz pravca unošenja proteze i vođenje vodećim površinama elastično deformiše sve retencione elemente. Svaki drugi pravac dovodi do drugačijeg istežanja, a često i do rotacije oko nekog okluzionog naslona ili stabilizacionog dela ručice. Promenjeni uglovi pri skidanju proteze nejednako deformišu retencione ručice što ima za posledicu različite horizontalne sile rastegnute kukice, odnosno različitu retencionu silu. Ove teoretske pretpostavke dokazne su rezultatima naših istraživanja.

Prvo merenje je obavljeno u nultom položaju stočića paralelometra na modelu 1 kod koga nisu formirane vodeće površine (tabela 1).

Tabela 1. Retencione sile skeleta proteza I. merenja

Broj merenja	Aritmetička sredina	Interval varijacije	Standardna devijacija	Koeficijent varijacije
N	X	Xmin 8,50	Sdx	Cvx
15	9,76	Xmax 11,70	0,88	± 9,06

Drugo merenje je obavljeno sa nagibom stočića paralelometra od 10° na modelu 1 kod koga nisu formirane vodeće površine (tabela 2).

Tabela 2. Retencione sile skeleta proteza II. merenja

Broj merenja	Aritmetička sredina	Interval varijacije	Standardna devijacija	Koeficijent varijacije
N	X	Xmin 10,20	Sdx	Cvx
15	11,27	Xmax 12,70	0,84	± 7,49

Treće merenje je obavljeno u nultom položaju stočića paralelometra na modelu 2, na kome su formirane vodeće površine (tabela 3).

Tabela 3. Retencione sile skeleta proteza III. merenja

Broj merenja	Aritmetička sredina	Interval varijacije	Standardna devijacija	Koeficijent varijacije
N	X	Xmin 9,20	Sdx	Cvx
15	10,96	Xmax 12,0	1,02	± 9,36

Četvrto merenje je obavljeno sa nagibom stočića paralelometra od 10° na modelu 2, na kome su formirane vodeće površine (tabela 4).

Tabela 4. Retencione sile skeleta proteza IV. merenja

Broj merenja	Aritmetička sredina	Interval varijacije	Standardna devijacija	Koeficijent varijacije	
N	X	Xmin	10,60	Sdx	Cvx
15	12,27	Xmax	13,10	0,60	$\pm 4,92$

Ovako grupisani i statistički obrađeni rezultati se lako mogu međusobno porediti. Za ovu priliku su komparirane vrednosti aritmetičkih sredina prvog i trećeg merenja statističkom metodom Studentovog t-testa. Vrednost Studentovog t-testa iznosi $t = 8,80$ i nalazi se van intervala $\pm 2,98$ na grafikonu normalne raspodele. Prema tome, vrednosti retencione sile, kod modela sa formiranim vodećim površinama su statistički značajno različite, veće, u odnosu na model bez formiranih vodećih površina sa stepenom rizika od 10% .

DISKUSIJA

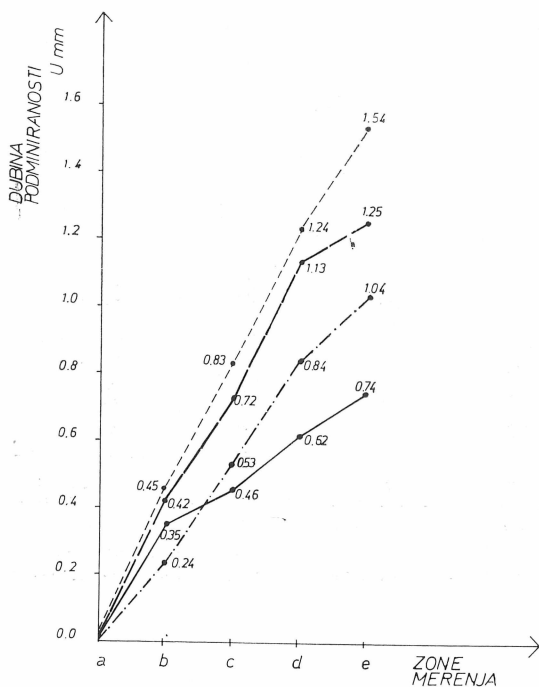
Primenjen metod rada predstavlja prihvatljiv i u literaturi često opisivani način merenja retencione sile skeletirane proteze. Prednosti ove metode su velika preciznost i mogućnost ponavljanja merenja.

Nedostaci ovog merenja su nemogućnost simuliranja nekih uslova usne duplje: tzv. vlažnost trenja dodirnih površina i intruzije retencionih zuba. U literaturi su opisani pokušaji ostvarivanja ovih uslova. Ubacivana je kaša, načinjena od pljuvačke i usitnjene hrane, između retencionih zuba i delova skeleta proteze. Korenovi retencionih zuba su oblagani 0,5 mm debelim slojem elastomera (Permagum medium — čiji modul elastičnosti pod kompresijom iznosi $35,03 \text{ da N/cm}^2$) za simulaciju periodontalne membrane. (17)

U eksperimentu smo se opredelili za varijantu bez simulacije intruzije zuba i realnog koeficijenta trenja, iako bitnih faktora retencije, jer i nismo merili apsolutnu već relativnu retencionu silu. Želeli smo da utvrdimo uticaj određenih faktora na retencionu silu, pa je, stoga, relevantan pokazatelj bio odnos retencionih sila u uslovima sa i bez formiranih vodećih površina.

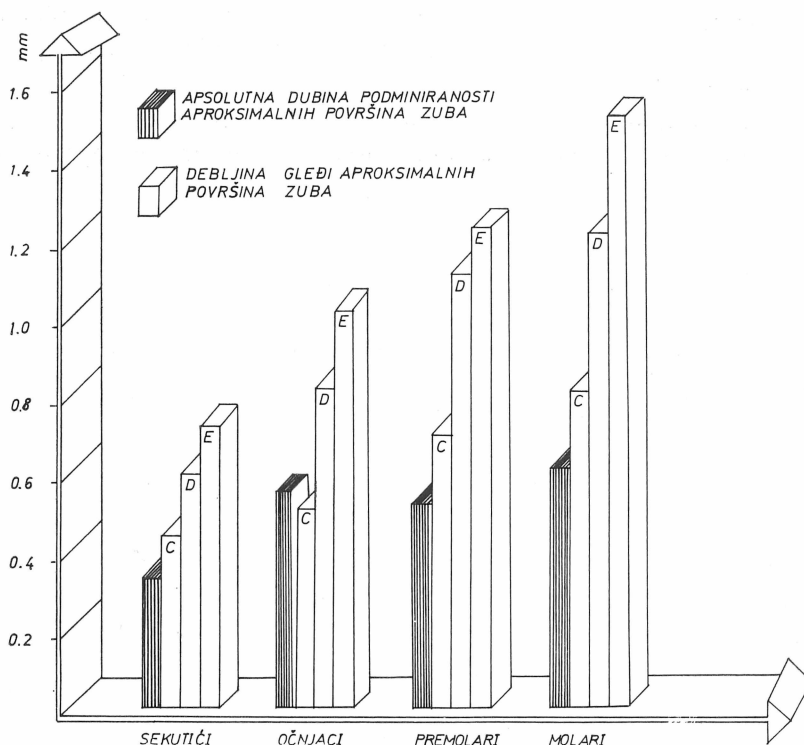
Činjenica da su retencioni zubi, u toku merenja, bili apsolutno kruti i da se radilo sa tzv. suvim trenjem dalo je nešto veće apsolutne vrednosti za retencione sile.

Pravac kretanja proteze na površini dodira (vodeće površine retencionih zuba i kruti delovi skeleta) jednak je pravcu unošenja proteze.



Grafikon 1. Vodeće površine retencionih zuba S.P. II Deo: Analiza anatomskih i histoloških karakteristika R.Z.

Kada se proteza pomera vertikalno, usled dejstva vertikalnih sila, dolazi do razlaganja ovih sila na tangencijalne i normalne. Povlačenje proteze ka okluzionoj površini vrši tangencijalna komponenta vertikalne sile. ($F = F_v \cdot \cos \alpha$). Vertikalne sile, odnosno sile potrebne da skinu skelet proteze sa modela, kose vodeće površine umanjuju za proizvod normalne sile i koeficijent trenja ($F_{tr} = \eta \cdot F_n$). (18) (19) (20). Na taj način kose ravni, odnosno kose vodeće površine, svojim angažovanjem učestvuju u pridržavanju proteze za noseća tkiva. Rezultati naših istraživanja su potvrdili ove teoretske pretpostavke.



Grafikon 2. Vodeće površine retencionih zuba S.P
II Deo: Analiza anatomskih i histoloških karakteristika R.Z.

ZAKLJUČAK

Formiranje vodećih površina na retencionim zubima, u cilju njihove pripreme za prihvatanje skeletirane proteze, ostvaruju se mnoge pozitivne pojave u smislu:

- obezbeđenje samo jednog pravca unošenja i vađenja proteze,
- eliminisanje štetnih horizontalnih sila skeleta proteze na stubne zube u momentu skidanja i stavljanja proteze, i
- eliminisanje hrane između retencionih zuba i baze proteze.

Rezultati merenja retencionih sila na modelima, sa i bez formiranih vodećih površina, su dokazali hipotezu da formiranje vodećih površina i naginjanje modela u paralelometru povećava otpor skeletirane proteze na dejstvo sila nastalih aktivnošću mastikatornih i mimičnih mišića.

THE ROLE OF GUIDE PLANES IN THE RETENTION OF REMOVABLE PARTIAL DENTURES

Summary

Modern understanding of the retention mechanism of partial denture assumes that the path of insertion and the path of displacement of denture form a definite angle. The denture is possible to insert in a given direction only after forming guide planes which, in the same time, possibly take part in retention of denture.

The aim of this work was to test the hypothesis that the preparation of guide planes and bending of models in the surveyor brings, the rigid parts of framework to increase the ability of denture to be kept on supporting tissue.

The research was performed on the frameworks of denture which were of same design and models with and without preparation guide planes.

Total of 60 framework removings from the vertical direction were made under the different conditions of the measurement, using universal electronic machines.

Key words: partial denture, guide planes, retention

Literatura

1. APPLGATE O C. Essentials of Removable Partial Prosthesis. Philadelphia: W B Saunders Co, 1954.
2. KRATOCHVIL F J. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1963; 13:114—124.
3. KROL A J. Removable Partial Dentures Designing-Outline Syllabus. San Francisco, 1981; 73—85.
4. STEWART K L, RUDD K D, KUEBER W A. Clinical Removable Partial Prosthodontics. St. Louis: C V Mosby Co, 1983.
5. WATT D M, Mc GREAGOR, A R. Designing Partial Dentures. Bristol: Wright, 1984; 55—66.
6. WATSON R M. Guide plans. In: Bates J F and al, ed. Restoration of the partially dentate mouth. Proceedings of the second International Prosthodontic Symposium — 1982. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1984; 193—199.
7. STAMENKOVIĆ D, MARTIMOVIĆ Ž, TIHAČEK LJ. Uloga i značaj vodećih ravni u planiranju skeletiranih proteza. III SN, BiH, Neum, 1986.
8. STAMENKOVIĆ D, FUNDUK N, MARION LJ. Priprema retencionih zuba za prihvaćanje SP. I deo: Priprema prirodnih zuba. I Kongres protetičara Jugoslavije, Zagreb, 1986.
9. GLOSSARY OF PROSTHODONTICS TERMS *J Prosthet Dent* 1977.
10. HENDERSON D, STEFFEL V. Mc Greacen's Removable Partial Prosthodontics. St. Louis: C V Mosby Co, 1983; 128—129.
11. STAMENKOVIĆ D, TIHAČEK LJ, MARTINOVIĆ Ž. Analiza modela za studije u planiranju terapije krezubosti parcijalnim skeletiranim protezama. IV SN SR Makedonije. Dojran, 1987.
12. BABIĆ B. Stomatološka protetika, Parcijalna proteza, Klinika. Gornji Milanovac: Dečje novine, 1987.
13. NEILL D J, WALTER J D. Partial Dentures. Blackwell, Oxford, 1983.
14. SCHWARTZ W D, BARSBY M J. Tooth Alternation procedures Prior to Partial Denture Construction. Part 1. *Dental Update* 1984; 19—34.
15. SCHARTZ W D, BARSBY M J. Tooth Alternation Procedures Prior to Partial

- Denture Construction. Part 2. Dental Update, 1984; 167—189.
16. SMITH B J. Abutment preparation for removable partial denture. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1984; 193—199.
 17. TEODOSIJEVIĆ M. Ispitivanje dejstva sila na donje očnjake subtotalne proteze. Beograd, Stomatološki fakultet, 1987. Doktorska disertacija.
 18. BATAREC E. Ritenzione mediante ganci. Riv Ital odontotec 1982; 2:4—20.
 19. MARXKORS R, MEINTERS H. Zur Beziehung zwischen Klammerkraft und Retention. Dtsch Zahnärztl Z 1979; 34:864—869.
 20. STAMENKOVIĆ D. Retencija skeletirane proteze. Stomatol Glas Srb 1984; 31:119—128.