

Uticaj trenja na retenciju skeletirane proteze

Dragoslav Stamenković

Klinika za stomatološku protetiku Stomatološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu

Primljeno 17. 7. 1984.

Sažetak

Dosadašnja istraživanja retencione sile skeletirane proteze pokazuju da ona zavisi od elastičnih svojstava materijala i ugla retencione površine u odnosu na vertikalnu. Cilj istraživanja je bio da se utvrdi uticaj trenja na retencionu silu skeletirane proteze i izmeri statički koeficijent trenja za različite dodirne površine. Merenja koeficijenta trenja dodirnih površina su izvršena jednostavnom, ali originalnom metodom. Rezultati istraživanja nedvosmisleno ukazuju da trenje predstavlja važan faktor u retenciji skeletirane proteze livenim kucicama. Kako su vrednosti koeficijenta trenja (μ) različiti za različite dodirne površine, to se u zaključku ističe da se pri planiranju retencionog sistema skeletirane proteze koeficijent trenja, odnosno materijal retencionog zuba mora uzeti u obzir.

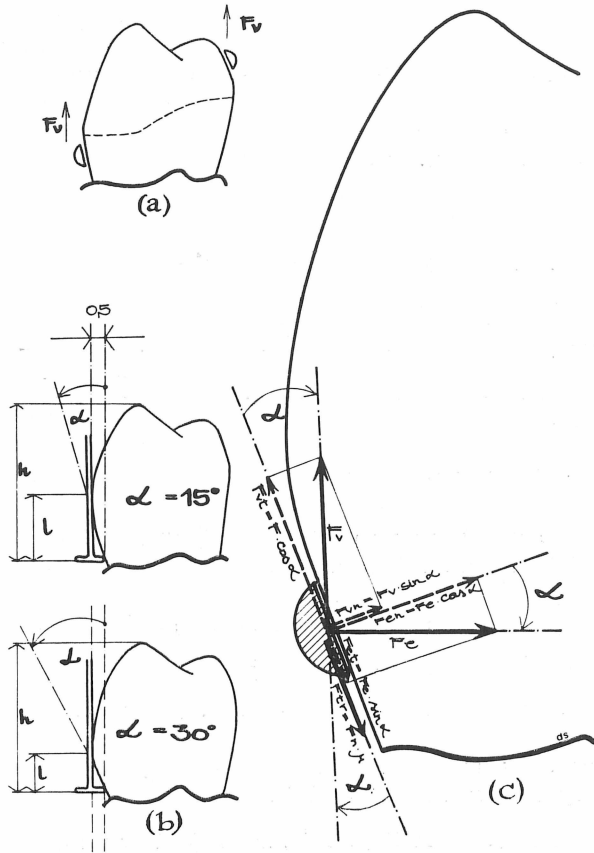
Ključne reči: Retencija, trenje, koeficijent trenja

UVOD

Retencija skeletirane proteze je otpor retencionih elemenata silama koje nastoje da odignu protezu sa nosećih tkiva. Dugo se smatralo da je otpor retencionih elemenata zasnovan samo na elastičnim svojstvima materijala.

Novija istraživanja ukazuju da retencionna sila skeletirane proteze zavisi i od ugla retencione površine u odnosu na vertikalnu (Marxkors R.¹, Batarec E.², Stamenković D.³) (slika 1b) i koeficijenta trenja na dodirnim površinama (Stamenković D.⁴).

Predpostavlja se da se proces skidanja kukice obavlja dejstvom vertikalne sile (F_v). Slika 1a. Da bi se kukica kretala od cervikalne ka okluzalnoj površini zuba potrebno je da rezultanta sila u pravcu okluzalne površine zuba bude veća od rezultante sile u cervikalnom smjeru. Pravac kretanja kukice u tački dodira jednak je pravcu tangente na površinu zuba od cervikalne ka okluzalnoj površini. Slika 1c.



Slika 1: Shema mehanizma retencije skeletirane proteže li-
venim kucicama.

Nakon razlaganja svih sila na tangencijalne i normalne dobija se matematički izraz za uslov pomeranja kukice:

$$F_v \geq F_e \frac{\mu + \operatorname{tg} \alpha}{1 - \mu \cdot \operatorname{tg} \alpha}$$

(F_v = retenciona sila livene kukiice, F_e = elastična sila rastegnute kukice, μ = koeficijent trenja na dodirnim površinama, α = ugao retencione površine i vertikale).

Iz ovog izraza proizlazi da vertikalna sila neophodna za skidanje livene kukice predstavlja složenu funkciju elastične sile, koeficijenta trenja i ugla retencione površine u odnosu na vertikalu.

Sile trenja (F_{tr}) su suprotne kretanju tela i teže da ga spreče, pa se često nazivaju otpor trenja. Pri konstantnoj brzini kretanja tela sila trenja je jednaka horizontalnoj vučnoj sili. Koeficijent trenja je definisan kao količnik sile trenja i normalne sile na podlogu. Koeficijent trenja određuju:

- priroda tela koja se dodiruju,
- uglačanost dodirnih površina,
- procesi između dodirnih površina (na primer trošenje jednog ili oba materijala),
- relativna brzina kretanja dodirnih površina i
- prisustvo trećeg tela – maziva.

Sila retencije predstavlja funkciju koeficijenta trenja. Obzirom da je ovaj koeficijent različit kod različitih materijala to je cilj rada bio da se odredi statički koeficijent trenja za različite dodirne površine.

MATERIJAL I METOD

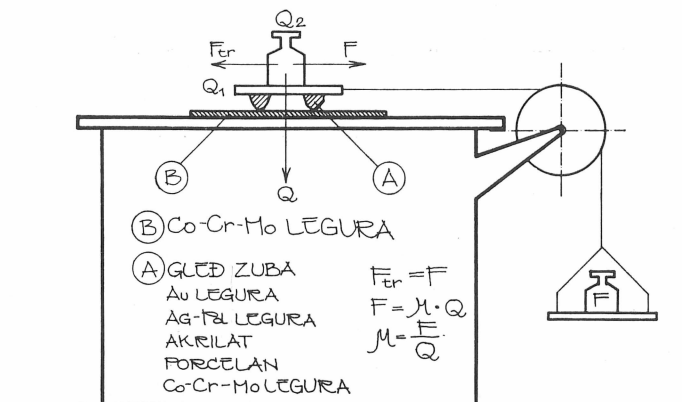
(i) Izmereni su koeficijenti »suvog trenja« sledećih dodirnih površina:

- (1) Co-Cr-Mo legura – Gled zuba
- (2) Co-Cr-Mo legura – Au-legura (»Pontor 2«)
- (3) Co-Cr-Mo legura – Ag-Pd legura (»Palador«)
- (4) Co-Cr-Mo legura – Akrilat (»Ivoclar«)
- (5) Co-Cr-Mo legura – Porcelan (»Vita VMK«)

(ii) Izmereni su koeficijenti trenja istih dodirnih površina u prisustvu filtrirane pljuvačke i zubnog plaka kao maziva.

(iii) Izmereni su koeficijenti trenja istih dodirnih površina u prisustvu kaše, sačinjene od pljuvačke, zubnog plaka i hrane, kao maziva.

Zbog izuzetne složenosti faktora koji utiču na trenje u praksi se pribegava empirijskom ispitivanju koeficijenta trenja. Naša metoda se sastojala u sledećem: Dve pločice (B) izliveno od Co-Cr-Mo legure (»Wisil«) obrađene i elektrolitički polirane (analogno unutrašnjoj strani retencione ručice) zalepljene su za radni sto. Na pločice legure je postavljen materijal koji se ispituje u obliku polukruna (ukupno četiri) (A). Dodirne površine su tačkaste. Ove polukrone su međusobno spojene autoakrilatom tako modeliranim da se na njega može staviti određeno opterećenje. Telo (A) je vezano koncem, preko kotura, za tas sa tegovima na ivici stola. Slika 2. Pod dejstvom težine tegova, telo (A) se kreće po telu (B). U dodirnim površinama se pojavljuju tangencijalne sile trenja F_{tr} koje su paralelne sa pravcem konca. Laganim povećanjem opterećenja postiže se uniformno kretanje tela (A) po telu (B). U tom trenutku je sila trenja jednaka težini tegova. Koeficijent trenja se izračunava iz formule, date na slici 2. U cilju smanjenja uticaja slučajnih grešaka merenja su ponavljana 10 puta.



Slika 2. Shema merenja koeficijenta trenja između različitih dodirnih površina.

REZULTATI I DISKUSIJA

Rezultati merenja statičkog koeficijenta trenja (μ) između Co-Cr-Mo legure i različitih materijala retencionog zuba dati su u tablici 1.

Tablica 1 Vrednosti statičkog koeficijenta trenja (μ)

Dodirne površine između Co-Cr-Mo legure i	Vrednosti koeficijenta »suvog trenja«	Vrednosti koeficijenta trenja u prisustvu pljuvačke i zubnog plaka	Vrednosti koeficijenta trenja u prisustvu pljuvačke, zubnog plaka, i hrane
GLEĐ ZUBA	0,236	0,204	0,180
Ag-Pd LEGURA »Palador«	0,269	0,238	0,206
Au LEGURA »Pontor 2«	0,205	0,195	0,170
AKRILAT »Ivoclar«	0,334	0,311	0,252
PORCELAN »Vita VMK«	0,104	0,104	0,092

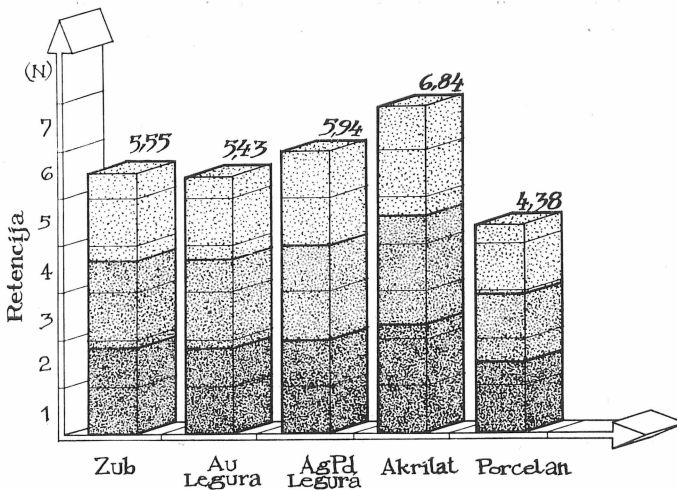
Logično je i očekivati da tako različiti materijali: metal, veštačke smole, porculan i zubno tkivo imaju različitu prirodu, stepen uglaćanosti, abrazivnu sposobnost i druge sposobnosti koje daju različit koeficijent trenja.

Različiti materijali retencionog zuba daju različitu retencionu silu. U tablici 2 date su vrednosti retencionne sile jedne livene kukice (F_v) pri istom uglu i istoj vrednosti elastične sile rastegnute kukice (F_r), ali je materijal retencionog zuba menjan. Iz tabele se vidi da je retencionna sila livene kukice na zubima istih morfoloških oblika, ali različitih materijala, različita.

Tablica 2 Zavisnost retencione sile livene kukice od koeficijenta trenja

Dodirne površine između Co-Cr-Mo legure i	Ugao ($^{\circ}$)	Elastične sile rastegnute kukice (F_e) (N)	Retenciona sila u retencionoj kukici (F_v) (N)
GLEĐ ZUBA	20	3,0	1,85
Au LEGURA	20	3,0	1,81
Ag-Pd LEGURA	20	3,0	1,98
AKRILAT	20	3,0	2,29
PORCELAN	20	3,0	1,46

Na slici 3 je pokazana zavisnost retencione sile skeletirane proteze (sa tri livene kukice) od vrste materijala. Retenciona sila skeletirane proteze sa retencionim zubima fasetiranim akrilatom je za 20% veća od retencione sile iste skeletirane proteze sa retencionim zubima izrađenim od Au-legure, od nosno za 36% veća kod iste proteze sa porcelanskim zubima.



Slika 3. Zavisnost retencione sile skeletirane proteze sa tri livene kukice od materijala retencionog zuba, odnosno koeficijenta trenja (μ) na dodirnim površinama.

Na osnovu iznetog nameće se zaključak da se pri planiranju retencije skeletirane proteze, koeficijent trenja odnosno vrste materijala retencionog zuba mora uzeti u obzir. Tako će se kod materijala sa nižim koeficijentom trenja povećati vrednost elemenata koji povećavaju retenciju kukice (ugao α , prečnik retencione ručice), odnosno smanjiti dužina retencione ručice. Kod materijala sa većim koeficijentom trenja postupak je obrnut.

Zaključak

(1) Trenje kao opšta makroskopska pojava obavezno se javlja pri kretanju ručice livene kukice po retencionom zubu i utiče na retencionu silu skeletirane proteze.

(2) Različita priroda retencionih zuba uslovljava da koeficijent trenja između zuba i retencionih elemenata ima različite vrednosti. Najveći koeficijent trenja imaju dodirne površine Co-Cr-Mo legurašakrilat, a najmanji dodirne površine Co-Cr-Mo legurašporcelan.

(3) Oralni sadržaj, pljuvačka, zubni plak i hrana snižavaju koeficijent trenja.

(4) Pri planiranju retencije skeletirane proteze koeficijent trenja, odnosno materijal retencionog zuba se mora uzeti u obzir.

Literatura

1. MARXKORS, R., MEINERS, H.: Zur Beziehung zwischen Klammerkraft und Retention, Dtsch., Zahnärztl. Z., 34, 864, 1979.
2. BATAREC, E.: Ritenzione mediante ganci, Rivista Italiana degli odontecnici, 2, 4, 1982.
3. STAMENKOVIĆ, D. S.: Retencija skeletirane proteze livenim kukicama, SGS, 2, 1984.
4. STAMENKOVIĆ, D. S.: Analiza svojstava i vrednosti retencionog sistema skeletirane proteze, Doktorska disertacija, Beograd, 1983.

INFLUENCE OF FRICTION ON THE RETENTION OF COBALT-CHROMIUM PARTIAL DENTURE

Summary

The hitherto made investigations on the retentivity of cobalt-chromium dentures show that this power depends on the elasticity of material and the angle between the retentive surface and the vertical. The objective of this work was to determine the influence of friction on the retentivity of a cobalt-chromium denture and to measure friction coefficients of various contact surfaces. Friction coefficient was measured by a simple but original method. Obtained results show clearly that friction is an important factor for the retention of a cobalt-chromium partial denture by cast clasp. Various contact surfaces have different friction coefficients (μ). Therefore, in the conclusion it is pointed out that in planing the retention system of a cobalt-chromium denture the friction coefficient, i.e. the abutment tooth material must be taken into consideration.

Key words: Retention friction, partial denture.