

## Elastični okluzani nasloni

M. Suvin

H. Predanić-Gašparac

U parcijalnoj protetici treba oštro lučiti dvije glavne vrste proteza, i to prema karakteru njihovih sedla: umetnuto i distal, no produženo sedlo (sa slobodnim krajem). Američka literatura naziva protezu s umetnutim sedlom i krutim okluzalnim upiračima **mosnom protezom** (bridge prosthesis), jer se sa biološkog stajališta smatra mostom, dok se pravom parcijalnom protezom smatra samo sedlo s distalnim produženjem.

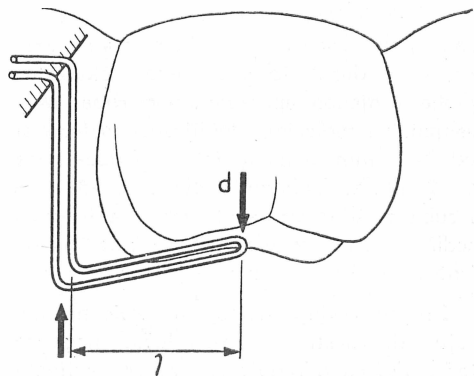
Zbog biološke razlike periodonta i sluznice umetnuta proteza s krutim okluzalnim upiračima opterećuje samo zube, dok na sluznicu samo priliježe, osim ako je model dobiven kompresionim otiskom. Vremenom se atrofijom fundamenta to stanje još pogoršava što se može dokazati mogućnošću podlaganja relativno debelog sloja. Protezu u stvari nose samo preostali zubi, a sluznica samo prividno. Takva proteza je identična sa pomičnim mostom tj. mostom za skidanje sa svim mogućim posljedicama preopterećenja zuba.

Stavili smo si u zadatak da neutraliziramo tu biološku razliku time, da su okluzalni upirači popustljivi proporcionalno rezilijenciji sluznice. U tu svrhu koristimo se principom elastičnosti koji je u prirodi i tehnicu opće afirmiran, a u na-

šoj struci često diskreditiran zbog empirijske primjene tog principa, koji krije u sebi niz nepoznanica.

U literaturi je priznato da se elastičnim podupiranjem opterećuju uporišta prosječno za 1/3 manje, a protezni fundament za 1/3 više nego pri primjeni čisto krutog dentalnog opterećenja.

Jednostavno rješenje tog problema primjenom dvostruko savijene žice koje se sa uspjehom i neuspjehom primjenjuje pokušavali smo egzaktnim mjerenjima dovesti u sklad sa rezilijencijom sluznice i tako tom klasičnom rješenju dati naučni fundament.



Sl. 1

Slika 1. prikazuje takvo jednostavno rješenje elastičnog upirača izrađenog iz dvostruko savijene čelične žice koja ne prileži čitavom svojom dužinom na okluzalnoj plohi zuba, nego samo svojim vrhom, dok na rubu okluzalne plohe odstoji od nje.

Kako god rješenje izgledalo naoko jednostavno, pitanje je:

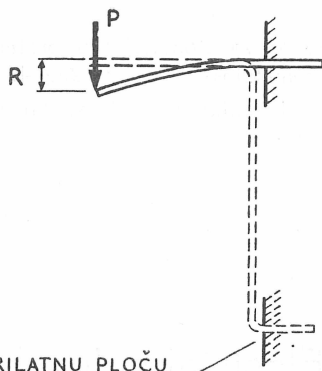
- iz kakve žice izraditi takav okluzalni upirač,
- kako dug treba biti horizontalni dio okluzalnog upirača,
- kojeg promjera treba biti žica,
- pod kakvim kutem treba saviti horizontalni dio upirača.

ad a) Za tu svrhu treba upotrebiti žicu iz materijala koji ima visok modul elastičnosti, da bi se mogla primijentiti žica što manjega promjera, a u skladu s opterećenjem koje se javlja pri žvačnim i vanžvačnim kretanjima.

Najidealniji materijal za tu svrhu je visokolegirani čelik koji je otporan na koroziju u ustima, a mi koristimo čeličnu žicu Krupp Widia-fabrik i Schwedischer Spezialdraht Bh3, koju upotrebljavamo i za obuhvatne kvačice. Ispitivanje na VTŠ-u u Zagrebu dala su modul elastičnosti navedenih žica  $E = 770.000 \text{ kg/cm}^2$ .

ad b) Dužina horizontalnog dijela okluzalnog upirača ovisi o veličini zubne krunice, tj. o dužini između sredine okluzalne plohe i njenog aproksimalnog ruba. Mjerenjem na molarima dobili smo vrijednost od 4—5 mm, a na to moramo dodati još 1—2 mm za slobodni prostor između žice i zuba s jedne strane, te žice i akrilatnog sedla s druge strane. Sveukupna dužina iznositi će cca 6—7 mm.

Ovo su srednje vrijednosti, koje ne moraju odgovarati za svaki slučaj, nego se tačna dužina određuje za svakog pacijenta na modelu.



Sl. 2

ad c) Polazimo od pretpostavke da je upirač (slika 2), odnosno njegov horizontalni dio koji se savija pod žvačnim silama — jednostrano ukliještena konzola opterećena na kriju silom P.

Ovo možemo pretpostaviti iz razloga što je vertikalni dio upirača napregnut na vlak, ali uslijed razmjerno malih sila koje djeluju i visokog modula elastičnosti čelika produženje uslijed žvačnih sila je tako malo, da ga možemo zanemariti u našem razmatranju.

Ulaz, odnosno spoj upirača sa proteznom pločom, je mjesto gdje žica ulazi u akrilat. To mjesto također podliježe deformaciji zbog male elastičnosti akrilata i malog promjera žice, te se ta deformacija ne smije zanemariti jer također utječe na rezultat progiba horizontalnog kraka okluzalnog naslona odnosno konzole.

Sada bismo prešli na određivanje sila koje djeluju na protezu kao cjelinu i posebno na upirač, što nam je potrebno da bismo odredili promjer žice iz kojeg on treba biti izrađen.

Ukupan tlak koji djeluje na protezu za vrijeme zagriža može se u našem slučaju izraziti sa:

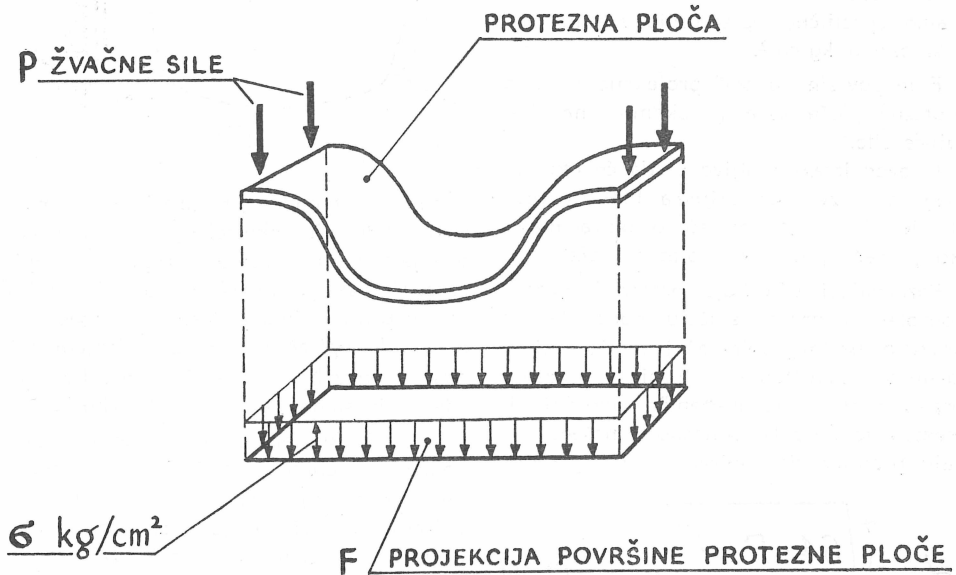
$$\underline{\underline{\dot{Z}P = x \cdot P + \sigma \cdot F \quad [\text{kg}]}}$$

Ovdje je  $\sum P$  ukupan pritisak u kg;

$x$  je broj zubi na koje se proteza oslanja upiračima;

$P$  je maksimalna sila u kg kojom se još može opteretiti jedan zub, a da ne nastane bol ili ne dođe do oštećenja perio-

donta. Maksimalna sila kojom se još može opteretiti jedan zub ovisi o više faktora, kao na pr. stanju periodonta, njegovoj površini, veličini zubne krune itd. Danas se smatra da zdravi zub može biti približno poterećen sa silom od 10 do 15 kg.



Sl. 3

$\sigma$  je specifično opterećenje površine sluznice (u  $\text{kg}/\text{cm}^2$ ) kod kojeg još ne dođe do osjeta boli, odnosno to bi trebalo biti opterećenje kojeg sluznica može trajnije podnositi bez oštećenja. Specifično opterećenje sluznice  $\sigma$  je najnepoznatiji faktor u našem razmatranju. Naime, iz dosadašnjih istraživanja na tom području nismo našli da je igdje još istražena ovisnost veličine rezilijencije od specifičnog opterećenja, a što nam je potrebno znati da bi uskladili opterećenje zubi preko upirača i relativnog pomaka protezne ploče uslijed rezilijencije sluznice.

Eksperimenti koji su se do sada vršili u istraživanjima veličine rezilijencije nemaju nekog većeg praktičnog značenja. Mjerenja su vršena konstantnom silom ili udarnim opterećenjem u jednoj tački i to na raznim mjestima sluznice (Spreng).

Tako dobiveni rezultati ne mogu se primjeniti na određivanje veličine rezilijencije u našem slučaju, jer mi tražimo pomak cijele protezne ploče pod žvačnim silama, a u tom slučaju mi bitno drugačije opterećujemo sluznicu, pa će i veličina rezilijencije biti drugačija nego u gore spomenutim eksperimentima. Iz tog

razloga predviđamo na našem Zavodu provesti mjerenja da bi se dobila što vjernija slika popuštanja sluznice pod određenim opterećenjem. Takovi rezultati unijeli bi se u dijagram, koji bi nam praktički davao podatke, kolika će biti rezilijencija pod stanovitim specifičnim opterećenjem  $\sigma$ .

Iz literature je dosad poznato da maksimalno specifično opterećenje sluznice iznosi oko  $6 \text{ kg/cm}^2$ .

F je površina u  $\text{cm}^2$  projekcija ravnine protezne ploče koja je okomita na djelujuće sile.

Iz ovog izraza vidljivo je da će ukupna mogućnost žvačnog pritiska biti to veća što je više zubi opterećeno upiračima i što je veća površina protezne ploče.

Poznavajući silu koja proizvodi progib konzole (u našem slučaju horizontalnog kraka okluzalnog upirača) i progib koji je identičan popuštanjem sluznice, možemo prema formuli iz mehanike odrediti dimenzije te konzole, odnosno u našem slučaju promjer žice upirača, a taj glasi:

$$d = \sqrt[4]{\frac{64 \cdot P \cdot l^3}{3\pi \cdot E \cdot R}} \quad [mm]$$

d je promjer žice u mm

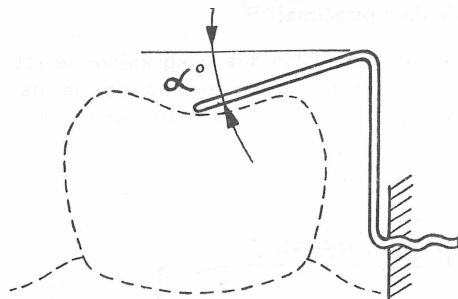
P sila na konzolu, odnosno horizontalni dio okl. naslona

l dužina konzole u mm, a mi uzimamo 5 mm

E je modul elastičnosti upotrebene žice kako je naprijed navedeno iznosi  $E = 7.700 \text{ kg/m}^2$

R je srednja vrijednost rezilijencije; uzima se prema literaturi 1—1,2 mm, ali to je vrijednost za vrlo mali dio sluznice, dok će ukupna rezilijencija pod proteznom pločom iznositi mnogo manje, prema nekim autorima 0,5—0,7 mm (prema Schreiber-u).

Iz ovih veličina slijedi promjer žice  $d \approx$  približno 0,9 mm.



Sl. 4

ad d) Kut pod kojim je potrebno saviti horizontalni dio okluzalnog naslona određen je ukupnim progibom toga dijela upirača. U praksi uzimamo kut od  $30^{\circ}$ — $50^{\circ}$  što se i u proračunima pokazalo približno tačno, a da upirač i pod opterećenjem još odstoji od zubne krune, i da mu hvatište sile bude samo na njegovom vrhu.

U zaključku želimo reći da smo to svakodnevno, jednostavno i praktično rješenje usklađivanja popustljivosti okluzalnih upirača sa rezilijencijom sluznice mogli postaviti u okvir mehaničkih zakona, te smo rezultatom od 0,9 mm za promjer žice samo djelomično zadovoljni. Dvostruko savijena žica tog promjera pretpostavljamo da je dosta nezgrapna i velika za krunu zuba na kojeg se naslanja, te da treba za to rješenje tražiti od dentalne industrije materijal, koji će pri manjim promjerima imati proporcionalno veći modul elastičnosti.

Ova ispitivanja radili smo zbog toga, što iskustvo pokazuje da se sve elastične veze lako lome, zbog čega su se u praksi i diskreditirale. Međutim smatramo da je bitni razlog loma u tome, što modul elastičnosti nije usklađen s opterećenjem, dotično sa rezilijencijom sluznice.

To je bio povod za prikazano istraživanje, koje nas je dovelo do tog navedenog zaključka.

## S a d r ž a j

Ovaj referat osjetljava problem okluzalnih naslona kao prenosiocje tlaka na preostale zube kod parcijalne proteze. Kruti lijevani okluzalni nasloni opterećuju samo zubne nosače zbog biološke razlike periodonta i sluznice, dok se sluznica ispod sedla proteze udaljuje od njega u korak s fiziološkom resorpcijom.

Elastičnim okluzalnim naslonima neutralizira se ta biološka razlika time da se njihova popustljivost uskladi proporcionalno s rezilijencijom sluznice. Elastični okluzalni naslon može se prema autorima izraditi od dvostruko savijene žice, čiji je promjer egzaktnim mjerama doveden u sklad s rezilijencijom sluznice.

Ispitani su ovi problemi: a) kvaliteta žice, b) dužina okluzalnog naslona, c) promjer žice, d) kut pod kojim je savijen horizontalni krak. Mjerene su čelične žice raznih promjera iz visokolegiranog čelika koje se upotrebljavaju u svakodnevnoj praksi. Elastična svojstva žice mjerena su na kidalici u Institutu za alatne strojeve VTŠ-a Zagreb. Dobiveni rezultati i dobiven modul elastičnosti daje uputstvo za pravilnu izradu horizontalnog kraka okluzalnog naslona kao i pod kojim kutem treba savijati žicu, debljina žice uskladena je s modulom elastičnosti.

Stomatološki fakultet Sveučilišta,

Zagreb, Gundulićeva 5

## Z u s a m m e n f a s s u n g

### ELASTISCHE OKKLUSALE AUFLAGEN

Starre okklusale Auflagen belasten ausschliesslich die Trägerzähne, da sich die Sattelschleimhaut infolge der physiologischen Resorption vom Prothesensattel entfernt. Dieser biologische Unterschied zwischen dem Periodont und der Schleimhautresilienz kann durch nachgiebige Auflagen ausgeglichen werden. Zweckmässig gestaltet man solche Auflagen aus einer elastischen Drahtschlinge, deren Elastizität mit der Schleimhautresilienz in Einklang gebracht werden muss. Es wurden folgende Probleme geprüft: a) Die Qualität des Drahtes, b) die Länge der okklusalen Auflage, c) der Durchmesser des Drahtes, d) der Winkel unter dem der horizontale Drahtarm abgeben wurde. Die elastischen Eigenschaften wurden am Institut für Instrumentenprüfung der technischen Hochschule in Zagreb, gemessen. Der erhaltene Elastizitätsmodul ergibt Richtlinien für die biologisch richtige Anfertigung der okklusalen Auflage in Bezug auf ihre Länge, Durchmesser und Winkel.

## S u m m a r y

### ELASTIC OCCLUSIVE SUPPORT

The report sheds light upon the problem of the occlusive support as a means for transmitting pressure onto the remaining teeth when partial prosthesis is used. Rigid cast occlusive supports burden only the dental carriers owing to the biological difference between periodont and mucosa, while the mucosa beneath the fiddle of the prosthesis recedes from it concurrently with physiological resorption.

This biological difference is neutralized by means of elastic occlusive supports if their elasticity is adjusted in proportion to the resilience of the mucosa.

According to the authors occlusive supports can be constructed from double bent wire whose diameter was brought to conform with the resilience of the mucosa by exact measurements.

The following problems were studied: a) the quality of the wire, b) the length of the occlusive support, c) the diameter of the wire, d) the angle at which the horizontal arm is bent. The wires of different diameter made of stainless steel wire in use in routine practice were measured. The elasticity of the wire was measured on the measuring machine at the Institute of Mechanics at the Superior Technical School in Zagreb. The obtained results and the module of elasticity give directions for the correct manufacture of the horizontal occlusive support and for the angle at which the wire was to be bent. The thickness of the wire is adjusted to the module of elasticity.

### L I T E R A T U R A

- Applegate, O. C.:** Essentials of Removable Partial Denture Prosthesis, W. B. Saunders Co, Philadelphia 1954.
- Böttger—Häupl—Kirsten:** Zahnärztliche Prothetik, J. A. Barth Verlag, Leipzig 1959.
- Eichner, K.:** Handatlas der zahnärztlichen Prothetik, C. Hanser Verlag München 1962.
- Osborne J.—Lammie, G. A.:** Partial Dentures. Blackwell Scientific Publications, Oxford 1954.
- Spreng, M.:** Der Kaubdruck, Urban & Schwarzenberg 1953. II. Auflage
- Swenson and Terkla:** Partial Dentures, C. V. Mosby Company, St. Louis 1950.