

Zavod za ortodonciju
Stomatološkog fakulteta, Zagreb
predstojnik Zavoda prof. dr sci. dr V. Lapter

Objektivizacija sile u ortodonciji primjenom mjernih instrumenata

V. GAŽI-ČOKLICA I V. LAPTER

Ortodontske naprave bi trebalo da budu konstruirane tako, da proizvode silu, koja će izazvati optimalni odgovor tkiva. Najčešće se radi o sustavu sila. Da bi se mogao što točnije odrediti odnos sila prema regiji na koju djeluju, treba poznavati osnove teoretske mehanike, kao i reakcije biološkog medija na djelovanje aplicirane sile.

POJMOVI IZ PRIMIJENJENE BIOMEHANIKE

Silu karakterizira veličina, smjer, hvatište i pravac djelovanja. Uz to postoje brojni faktori, o kojima ovise njeni efekti na pomicanje zuba.

N a č i n aplikacije sile može biti kontinuiran (spiralno pero), opadajući (lingvalni luk), intermitentan (aktivna ploča) i funkcionalan (mobilni funkcionalni aparat).

Trajanje sile je važno zbog toga, što je potrebno određeno vrijeme za oporavak periodontalnog tkiva. Jake kratkotrajne sile mogu biti manje štetne od trajnih slabih sila.

Smjer aplikacije sile u ortodonciji je većinom lociran na krunu zuba.

- **Nagibanje** oko centra rotacije u području korijena zuba je izazvano djelovanjem sile u jednom smjeru. Periodontalni ligament će biti najviše komprimiran na rubu alveole u smjeru pomaka zuba i u području apeksa na obratnoj strani. Taj pomak se najbolje izvodi slabim kontinuiranim silama (50 — 70 gr) (Grabert¹).
- **Korporalni pomak** (bodilly) nastaje djelovanjem sile kroz centar otpora, odnosno kombinirano aplikacijom sile i momenta sile, ili pak para sila (Caputo i sur.², Chaconas i Caputo³). U početnoj fazi sila mora biti lagana, a kad dođe do sekundarnog odgovora tkiva može se povećati na 150 — 200 gr (Chaconas i Caputo³, Moyers⁴). Prema Burstonu i Grovesu, dovoljna je sila od 50 — 75 gr (cit. po

Moyers⁴), dok je za kontinuirano pomicanje očnjaka potrebno oko 250 gr.

- Rotacije se izvode najbolje djelovanjem opadajućih sila sa periodima stabilizacije i relativno dugom retencijom (Reitan^{ov} eksperiment, cit. po Graberu¹ u skladu s Edvardsov^{im} opažanjima).
- Intruzija zubi je obično relativna. Pri tom zahvatu ne smiju se upotrijebiti sile jače od 25 gr. zbog opasnosti resorpcije (Moyers⁴).
- Ekstruzija se optimalno izvodi laganim kontinuiranim silama od 25 — 30 gr. (Moyers⁴, Reitan⁶).
- Torkviranje predstavlja pomicanje isključivo korijena zuba. Pritom postoji opasnost podminirajućih resorpcija pa se zato primjenjuju sile od 50 — 60 gr. (Moyers⁴).

Primijenjenoj se sili mogu suprostaviti susjedni zubi ili antagonisti. Potonje možemo isključiti nagriznim bedemima.

Kad je riječ o starijim osobama, primjenjuju se lagane sile, zbog sporije reakcije tkiva i veće sklonosti resorpcijama (Graberr¹).

Veličina sile je jedan od bitnih faktora u ovim razmatranjima. Ako sila od 500 — 600 gr. duže traje, doći će čak do nekroze tkiva (prema Reitanu, cit. po Graberu¹). Graberr¹ navodi kao »normalne ortodontske sile« one u rasponu od 50 — 300 gr/cm². Jasno je, međutim, da treba paziti da se veličina sile uskladi sa smjerom aplikacije, a i sa ostalim faktorima.

S obzirom na to da djelovanje sile ovisi o brojnim komponentama, teško je odrediti optimalnu silu i označiti je definiranom veličinom (Hixon i sur.⁷). Pravilnije je konstatirati da je to sila »koja bi trebala najbže pomicati zub na željeni način i u željenom smjeru, uz najmanje smetnja i bez patoloških reakcija tkiva« (Graberr¹).

Odgovor tkiva se odigrava kao inicijalna reakcija periodontalnog ligamenta već nekoliko minuta nakon aplikacije sile. Ovisno o silama, reakcija će biti različita. Upravo zato nastojimo terapiju uvijek započeti slabijim silama, da bi inicijalni odgovor tkiva trajao što kraće (Bolf⁸, Gianelly⁹, Graberr¹, Hixon i sur.¹⁰, Koumas i sur.¹¹, Kuftinec¹², Moyers⁴).

Faktor koji utječe na regulaciju resorptivnih promjena, ovisi između ostalog i o građi i metabolizmu kosti (De Angelis¹³, Zengoi sur.¹⁴).

Izgleda da postoji predispozicija na resorpciju nekih osoba pa je zbog toga potrebna velika pažnja, individualni pristup i rtg kontrola (Dougherty¹⁵, Hotz¹⁶, Reitan⁶).

Ne smije se zanemariti ni reakcija marginalne gingive, jer se ona sporo pregrađuje i sudjeluje u pojavi recidiva (Atherton¹⁷, Graberr¹, Hotz¹⁶).

VRSTI SILA

Sile koje se u ortodonciji primjenjuju možemo, s obzirom na njihov izvor, podijeliti u dvije osnovne skupine: funkcionalne i mehaničke.

Funkcionalne sile proizlaze iz funkcije žvačnih mišića i mišića obraza, usana i jezika, koji elastično okružuju zubne lukove. Ta vrst sila ima veliku ulogu,

posebno u vrijeme razvoja i, prema nekim autorima, direktno određuje oblik zubnog luka (Gould i Picton¹⁸). Dok jedna skupina autora smatra da te sile otežavaju ortodontsku terapiju (Grabert¹), druga nastoji upravo primjenom tih sila korigirati anomalije (Bolf⁶). Obje se skupine slažu u tomu da nakon terapije sve sile treba dovesti u ravnotežu, kako bi se spriječila recidiva.

Mehaničke sile su umjetne, a prenose se žicom, gumicom ili vijkom.

Budući da svaka sila prema zakonu akcije i reakcije izaziva sebi jednaku silu suprotnog smjera, ortodontska naprava treba da ima svoj aktivni dio, kojim pomiće zub i reaktivni dio, tj. sidrište. Tri su osnovna obilježja, koja se odnose na oba spomenuta dijela, a nazivamo ih karakteristikama opruge.

To su: 1. odnos između momenta i sile; 2. stopa opterećenja; 3. maksimalni elastični moment (maksimalna sila ili moment sile), koji se može aplicirati bez stvaranja trajne deformacije. Žica s granicom elastičnosti od 250 gr. može se upotrijebiti za sve svrhe (Burstone¹⁹). Osim spomenutih, postoji i mnoštvo drugih elemenata, koji karakteriziraju oprugu: mehanička svojstva metala, način opterećenja, presjek i dužina žice, presjek maksimalne unutarnje napetosti, smjer opterećenja, kvaliteta sidrenja. Svi ti, a i mnogi drugi čimbenici (oralna funkcija, higijena, udobnost, veličina korijena zuba, vrijeme početka pomicanja i stopa pomaka (Hixon i sur.¹⁰) bi nas trebali upućivati na odluku pri planiranju žičanih elemenata, koje treba ugraditi u ortodontske naprave. Ispitivanjima na fotoelastičnim modelima (Cappo i Chacona²) je bilo ustanovljeno da je sila, potrebna za aktivaciju pera, veća što je žica deblja; veća je i u petlje nego u opruge s navojem. Za oprugu s dvostrukim navojem potrebna je najmanja sila aktivacije i odražava se najkonstantnija razina sila (Waters²⁰).

Drugi izvor mehaničkih sila su gumice.

One se mogu raznoliko primijeniti — od manjih zahvata, kao što je zatvaranje dijasteme, do većih kao na primjer mezijalizacije mandibule intermaksilarnim vlakom. Dokazano je da gumice maksimum snage gube u prvom satu upotrebe, a nakon 24 sata pad snage je relativno malen. Gumice, koje se periodički rastežu, gube više snage od onih, koje su konstantno nategnute na istu udaljenost (Abell²¹, Hershey i sur.²²).

U »headgeara« i kape za podbradak, elastična traka ima znatno veću snagu. Tu se ne radi o dentoalveolnoj pregradnji, već o zahvatu koji spada u dentofacijalnu ortopediju. Sile su mnogo jače (do 1 800 gr) ako aplikacija traje 10 — 14 sati dnevno, ali su i sidrišta znatno čvršća (okcipitalna, cervikalna, parijetalna ili kombinirana).

Ekstenzori (vijci) također predstavljaju jedan od mehaničkih izvora sile. Ima ih vrlo mnogo različitih vrsti i različitih djelovanja (Dausch-Neman²³, Lapter^{24 25}).

U ovom bismo se radu željeli samo osvrnuti na dva ekstremna tipa: standardni ekstenzor za transverzalnu dilataciju, s rasponom navoja od 0,60 — 0,64 mm, i Hyrax ekstenzor za forsirano razdvajanje suture palatine. Dok u prvospomenutog put sile koja se bilateralno prenosi pri četvrtini okreta iznosi svega 0,15 — 0,16 mm, dakle u rasponu tolerancije periodontskog prostora, u drugospomenutog su sile znatno veće pa je prema tomu i indikacija vrlo ograničena. Nadalje, razlika je da li je standardni ekstenzor ugrađen u aktivni aparat ili u funkcionalni. U poto-

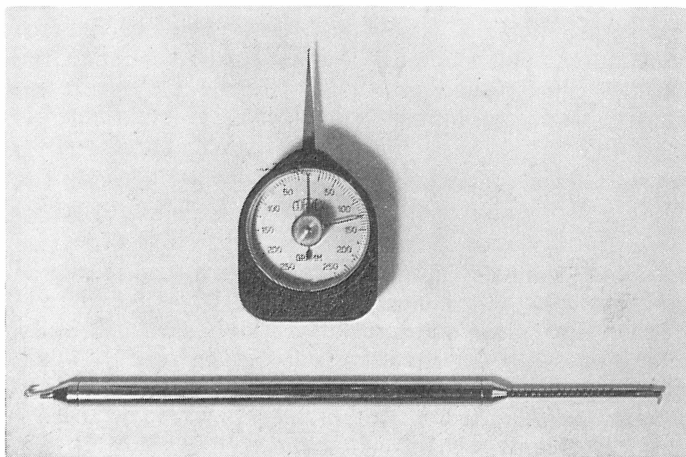
njeg on aktivno ne djeluje, već samo transversalno adaptira napravu novonastaloj situaciji. Ostali ekstenzori imaju ciljano djelovanje. Detaljnija analiza njihova djelovanja prelazi okvir ovog rada.

MJERENJE SILA

Iz navedenog proizlazi, da je veličina sile neobično važna komponenta, iako ne i isključivi faktor, koji bi nam dao potpunu informaciju i omogućio točno predviđanje odgovora tkiva i prirodu pomicanja zuba (Burstone i sur.¹⁹). Ona nam može znatno pomoći pri svakodnevnoj rutini. Zbog toga nam se čini važnim da dodamo kratki pregled mjernih instrumenata, koji mogu pomoći da tu, često tako »maglovitu«, silu objektiviziramo.

Do iznosa veličine sile može se doći matematičkim kalkulacijama (Burstone¹⁹), mehaničkim, pneumatskim ili hidrauličkim i elektroničkim mjernim instrumentima.

Mehanički instrumenti. Već 1889. godine je Féré (cit. po Schopfu²⁶) konstruirao glosodinamometar na oprugu. Pritisak jezika na pločicu promjera 1 cm iznosio je 600 — 800 gr. Friel (cit. po Schopfu²⁶) je izmjerio maksimalni pritisak jezika u iznosu od 1360 — 3200 gr. Lancet i Manig (cit. po Schopfu²⁶) su mjerili pritisak usana modificiranim aparatima mehaničkog tipa. Rezultati su različiti. Fellbrich (cit. po Schopfu²⁶) bilježi kao maksimalni pritisak jezika 300 — 800 gr, dok Kunvari²⁷ registrira pritisak od 3000 — 5000 gr. (u djece 1000 — 2500 gr). Svoja mjerenja vrši modificiranim aneroidom sa akrilatnom kalotom na koju pritišće jezik. Eismann (cit. po Schopfu²⁶), kombinacijom vestibularne ploče s vagom na oprugu, mjeri snagu usana (988,6 — 996,7 gr). Željeli bismo skrenuti pažnju na dva mjerna instrumenta iz te skupine, koji su lako pristupačni i koji u dnevnoj praksi mogu biti vrlo korisni u mjerenju sile vlaka i potiska. To su dinamometar i tenzimetar (sl. 1). Oba rade na principu vage na oprugu. Njima se mogu mjeriti sile koje proizvode ortodontske naprave (ili njihovi dijelovi) u ustima. Kod tenzimetra su mjerne



Sl. 1. Dinamometar i tenzimetar.

vrijednosti obostrano na kliznoj željeznoj šipki. S jedne strane su vrijednosti izražene u gramima, s druge u uncama. Mjerni instrument se prije mjerenja baždari. Dinamometar radi na istom principu, a rezultat očitamo na skali. Izrađuje se u tri verzije; za mjerna područja 10 — 100 grama, 25 — 250 gr, i 100 — 500 gr.

Pneumatički i hidraulički instrumenti su konstruirani da bi se izbjegli nedostaci mehaničkih mjerila, kao što su savijanje, zapinjanje, trenje i glomaznost. Ova vrst instrumenata preko balona, koji se nalazi u usnoj šupljini, prenosi pritisak na manometar. Tako Neumayer (cit. po Schopfu²⁶) registrira pritisak jezika od 370 — 460 gr; Feldstein (cit. po Schopfu²⁶) mjeri pritisak obraza na gornje prve molare — 3,5 gr. White i Sackler (cit. po Schopfu²⁶) Hopkin i McEwen (cit. po Schopfu²⁶) te Kydd (cit. po Schopfu²⁶) su koristili slične instrumente. Stevens i Sims (cit. po Schopfu²⁶) se služe i prilagođenim EKG uređajem sa optičkim manometrom.

Indirektno mjerenje pritiska se pokušava uvesti upravo zato što spomenuti instrumenti zauzimaju dobar dio oralnog prostora i time ometaju funkciju. Probst (cit. po Schopfu²⁶) i Hotz¹⁶ se služe Mühlemannovim aparatom za mjerenje pokretljivosti zuba.

Elektronski mjerni instrumenti se u novije vrijeme sve više upotrebljavaju. Scheiber (cit. po Schopfu²⁶) upotrebljava mjerac, koji je vulkaniziran između dviju gumenih pločica površine 1 cm², a debljine 1,5 mm. Signali putuju preko pojačala u oscilograf. Tako izmjeren pritisak pri govoru iznosi 150 — 200 p/cm². Hofmann (cit. po Schopfu²⁶) mjeri pritisak ugrađivanjem mjernog instrumenta na različita mjesta pri protruziji. Luffingha m^{28 29 30} ugrađuje senzor u ekstrakcijski defekt gornjeg prvog molara i simultano mjeri bukalni i lingvalni pritisak, Mc Nulty i sur.³¹ ispituju takvim instrumentom adaptabilnost gornje usne na promjene u položaju inciziva. Mc Williams i Kent³¹ mjere silu jezika, da bi ustanovili kakav efekt ima odvajanje genioglosusa od njegova hvatišta. Sličnim se malim mjernim instrumentima služe za razna mjerenja i Gould i Picton^{18 33}, te Schopf^{26 34}.

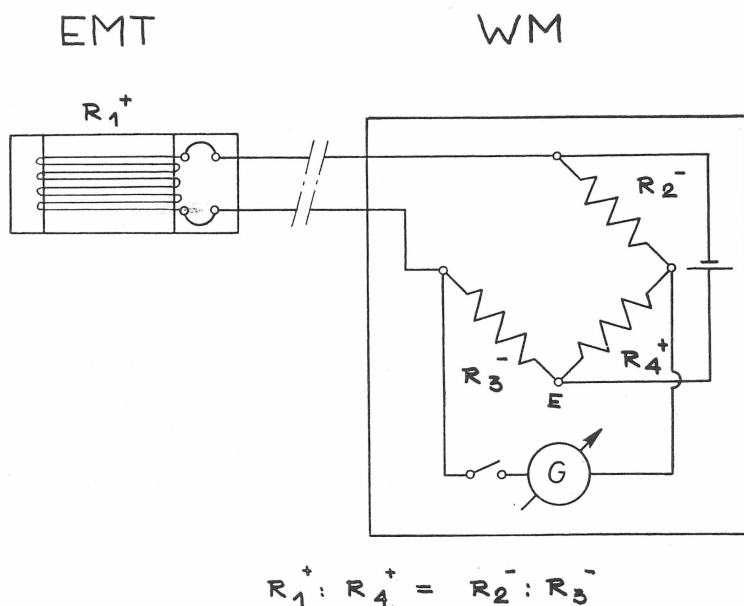
Danas se smatra da je najpogodniji aparat za mjerenje onaj koji ima slijedeće karakteristike: 1. da omogućava statička i dinamička mjerenja; 2. da bude što manji i fleksibilniji te da ne ometa funkciju; 3. da je moguć razmak između mjerne površine i zuba manji od 2 mm; 4. da nema djelovanja nakon prestanka dozirane sile (efekt histereze); 5. da nije osjetljiv na temperaturu; 6. da dopušta mjerenje od 1 ponda pa do više kiloponda na cm²; 7. da je višekratno upotrebljiv Schopf^{26 34}).

Elektrootporne mjerne trake — »strain gauges« (koje datiraju od 1939. g) zadovoljavaju sve nabrojene uvjete. Prvi su ih u ortodontici upotrijebili Alderisia i Lahra, 1953. (cit. po Schopfu²⁶). ~~za~~ statička i dinamička mjerenja pritiska jezika i usana, a zatim mnoštvo drugih autora.

Elektrootporne mjerne trake su tvornički produkt.

Princip njihova djelovanja sastoji se u promjeni električkog otpora vodića, koji mijenja svoju dužinu uslijed mehaničkog opterećenja (sl. 2). Vodić je obično konstantan žica 10 mμ promjera, na podlozi od papira, bakelita ili epoksi smole, ili tanka metalna folija. Učvršćuje se na željeno mjesto preko okvira, ili direktno spe-

cijalnim ljepilima, odnosno cementom. Obično se uklapa u uređaje za mjerenje promjena otpora, kao što su Wheatstonov most s galvanometrom, zatim, posebno za dinamička mjerenja, osciloskop, oscilograf ili digitalno računalo. Dobre strane elektrootporne trake su između ostalih i uvećavanje izmjerenih deformacija (što omogućava smanjenje mjerne baze), pristupačnost i relativno niska cijena, male dimenzije (do 1×1 mm) i čvrsta veza, koja omogućuje njeno montiranje i na teško pristupačna mjesta (Muftić³⁵, Ehrhardt i sur.³⁶).



Sl. 2. Elektrootporna mjerna traka — shematski prikaz.

Što se tiče mjerenja sile pri djelovanju pojedinih ortodontskih aparata, podaci su znatno skromniji. Možemo spomenuti radove Witta³⁷, koji je ispitivao aktivatorom (Grabber¹, Moyers⁴). Spominju se mjerenja na modelima, posebno na fotoelastičnim modelima (Caputo i sur.²). U mnogim se literaturnim podacima spominje veličina registriranih sila, ali ne i točan način kako su mjerene. Izgleda da najveću ulogu u suvremenim egzaktnim mjerenjima imaju upravo elektrootporne mjerne trake. Njihovim se posredstvom vrše danas sva suptilna mjerenja sile u ortodontiji (Burstone i sur.¹⁹).

Nastojali smo dati sažeti pregled mogućnosti objektivizacije sile u ortodontiji, uz osvrt na ostale relevantne činioce, koji uz faktor sile pri ortodontskim zahvatima igraju važnu ulogu, oboje da bismo pomogli kolegama u ophođenju s pacijentima.

Sažetak

Ortodontski aparati često predstavljaju sustav sila, kojima je uloga da izazovu reakciju u dentoalveolnim strukturama. Nedovoljno poznavanje odnosa sile prema biološkom mediju na koji djeluju, može biti povodom patoloških zbivanja. Stoga je uputno da se aplicirana sila u ortodontskom tretmanu objektivno registrira. Usporedo je nužna i informacija o anatomskim strukturama na koje djelujemo, kao i o načinu njihove reakcije.

Mnogi autori su raznim metodama mjerili dinamiku sila koje djeluju na zube pritiskom jezika, usana i obraza. Manje ih je koji su se bavili mjerenjem umjetnih sila koje se u ortodonciji svakodnevno primjenjuju.

Iznosi se pregled različitih konstrukcija i načina mjerenja kao i osnovna saznanja koja iz njih proizlaze.

Summary

OBJECTIVELY EVALUATED FORCES IN ORTHODONTICS BY MEANS OF MEASURING INSTRUMENTS

An orthodontic appliance is often a combination of forces which have the task to provoke a reaction in the dento-alveolar structures.

Unsufficient knowledge of the relation between the forces and the biological medium upon which they act, can provoke pathologic reactions. It is advisable therefore to apply forces which can be objectively registered. At the same time it is necessary to know the anatomic structures upon which we act, and the pattern of their reaction.

Many authors have measured — by different methods — the dynamic forces acting upon the teeth through the pressure of the tongue, lips and cheeks. But small number of them measured the artificial forces which are daily applied in the orthodontic practice.

The authors of this paper give a survey of various constructions and methods of such measurements, as well as some basic information thus obtained.

LITERATURA

1. GRABER, T. M.: Orthodontics-principles and practice, 3rd ed., W. B. Saunders, Philadelphia-London-Toronto, 1972
2. CAPUTO, A. A., CHACONAS, S. J., HAYASHI, R. K.: Amer. J. Orthod., 65:250, 1974
3. CHANOCAS, S. J., CAPUTO, A. A.: Amer. J. Orthod., 63:58, 1974
4. MOYERS, R. E.: Handbook of Orthodontics, 3rd ed., Year Book Medical Publishers., Chicago, 1973
5. EDWARDS, J. G.: Amer. J. Orthod., 54:441, 1968
6. REITAN, K.: S.S.O., 80:579, 1970
7. HIXON, E. H., ATIKIAN, H., CALLOW, C. E., McDONALD, H. W., TACY, R. J.: Amer. J. Orthod., 55:437, 1969
8. BOLF, Ž.: Regulacija zubi i čeljusti, skripta, Savez studenata medicine, Zagreb, 1962
9. GIANELLY, A. A.: Amer. J. Orthod., 55:6, 1969
10. HIXON, E. H., AASAN, T. C., ARANGO, J., CLARK, R. A., KLOSTERMANN, R., MILLER, S. S., Odon, W. M.: Amer. J. Orthod., 57:476, 1970
11. KOUMAS, H., METTHEWS, J. L.: Amer. J. Orthod., 56:604, 1969
12. KUFTINEC, M. M.: J. Dent. Res., 6, Vol. 47, Supl. 6:916, 1968
13. DeANGELIS, V.: Amer. J. Orthod., 58:284, 1970
14. ZENGO, A. N., PAWLUK, R. J., BASSETT, C. A. A.: Amer. J. Orthod., 64:17, 1973
15. DOUGHERTY, H. L.: Amer. J. Orthod., 54:29, 1968
16. HOTZ, R.: Fortchr. Kieferorthop., 27:220, 1966
17. ATHERTON, J. D.: Amer. J. Orthod., 58:176, 1970

18. GOULD, M. S. E., PICTON, D. C. A.: Brit. dent. J., 112:235, 1962
19. BURSTONE, C. J., KOENIG, H. A.: Amer. J. Orthod., 65:270, 1974
20. WATERS, N. E.: Arch. oral. Biol., 15:349, 1970
21. ABELL, P. J.: Amer. J. Orthod., 65:649, 1974
22. HERSHEY, H. C., REYNOLDS, W. G.: Amer. J. Orthod., 67:554, 1975
23. DAUSCH-NAUMANN, D., KHAWARI, A.: Fortschr. Kieferorthop., 30:413, 1970
24. LAPTER, V.: Konstrukcija radne metode za ispitivanje djelovanja lepezastog vijka u tretmanu kompresija čeljusti u interkaninom sektoru, disertacija, 1974
25. LAPTER, V.: Regulacija zubi i čeljusti (Prekliničke vježbe), 1. izd., Savez studenata medicine, Zagreb, 1962
26. SCHOPF, P. M.: Zur Dynamik der orofacielen Muskulatur, Habilitationsschrift, 1970
27. KUNVARI, B.: SHfZ, 68:212, 1958
28. LUFFINGHAM, J. K.: Arch. oral. Biol., 13:309, 1968
29. LUFFINGHAM, J. K.: Arch. Oral. Biol., 14:337, 1969
30. LUFFINGHAM, J. K.: EOS, 45:313, 1969
31. McNULTY, E. C., LEAR, C. S. S., McCRREES, C. F. A.: J. Dent. Res., 47:537, 1968
32. McWILLIAMS, A. R., KENT, J. N.: J. A. D. A., 86:1310, 1973
33. GOULD, M. S. E., PICTON, D. C. A.: Brit. dent. J., 114:175, 1963
34. SCHOPF, P. M.: Fortschr. Kieferorthop., 32:25, 1971
35. MUFTIĆ, O.: Elektrotehničar, 3—4, 1970
36. EHRHARDT, A., FRANKE, H.: Luager Lexikon der Technik, 2., Deutsch Verl., Stuttgart, 1960
37. WITT, E.: E. O. S., 42:391, 1966

Primljeno za objavljivanje 1. studenog 1976.