

Vol. 23, Br. 2

1989.

UDK 616.314-089.23

CODEN: ASCRBK

YUISSN: 0001—7019

Izvorni znanstveni rad

SILE MOBILNIH ORTODONTSKIH NAPRAVA EVALUIRANE SENZORIMA VLASTITE KONSTRUKCIJE

Mladen Šljaj*, Željko Goja, Vladimir Lapter***

Zavod za ortodontiju Stomatološkog fakulteta* i

Zavod za mehaničke konstrukcije Fakulteta strojarstva i brodogradnje**

Sveučilišta u Zagrebu

Primljeno: 17. 1. 1989.

Sažetak

U uvodnim izlaganjima istaknuti su najvažniji biomehanički principi bitni za podzeto istraživanje, te uvjeti koje mora zadovoljavati uređaj za intraoralno mjerenje ortodontskih sila. Nakon postavljanja cilja istraživanja, provedeno je istraživanje nekih svojstava akrilata od kojeg se naprave izrađuju. Slijedi utvrđivanje tipova tenozmetara, vrste ljepila i konfiguracije mjerenja te odabir mjernih pojačala i pisaa. Opisani su pojedini mjereni senzori, njihov princip rada i prikladnost ovisno o vrsti naprave. Uređaj za baždarenje modificiran je prema vlastitim potrebama, a rezultati baždarenja su obrađeni na računaru programom linearne regresije, te su pokazali linearno ponašanje svih konstruiranih senzora što omogućuje njihovu uspješnu primjenu i olakšava interpretaciju rezultata.

Ključne riječi: ortodontske sile, mjerni senzori

UVOD

Biomehanički pristup omogućuje bolje razumijevanje sistema sila kojima djeluju ortodontske naprave, što može rezultirati poboljšanjem njihova djelovanja (1).

Krajnji cilj aplikacije ortodontske sile je pomak zuba ili neke druge strukture u orofacijalnoj regiji (2 — 4.).

Pomak zuba uvelike ovisi, osim o smjeru i hvatištu sile, te sidrištu naprave i o njenoj veličini. Mnoga dosadašnja istraživanja histoloških promjena orofacijalne regije utvrdila su optimalne sile za pojedine pomake, ali su rezultati istraživanja često i kontradiktorni (5 — 16.).

Sile koje nastaju djelovanjem fiksnih ortodontskih naprava relativno je lako izmjeriti, osobito u prvoj fazi terapije, (1) a i sile koje nastaju djelovanjem funkcionalnih naprava aktivatora i bionatora također su relativno dobro poznate (14, 17. — 20.).

Podaci o mjerenjima sila koje proizvode aktivne mobilne naprave, tj. aktivna ploča u brojnim modifikacijama, su vrlo oskudni. Od njih treba izdvojiti rad Witta 1966. (21), koji mjeri sile nastale djelovanjem aktivne ploče s ekstenzorom za protruziju dva gornja centralna inciziva.

Poseban problem u ovoj vrsti istraživanja je izbor metode za mjerenje sila. Sila se najčešće određuje posredno, preko drugih fizikalnih veličina, kao što su deformacije i naprezanja prethodnim baždarenjem poznatim silama ili pak matematičkim kalkulacijama (22 — 26.).

Smatra se (27, 28), da uređaj za mjerenje sila mora ispunjavati nekoliko osnovnih uvjeta:

- da omogućava statička i dinamička mjerenja,
- da bude što manji i fleksibilniji, te da ne ometa funkciju,
- da nema djelovanja nakon prestanka doziranja sile,
- da nije osjetljiv na promjene temperature,
- da dopušta mjerenje od 0,01 N do više desetaka N,
- da je višekратно upotrebljiv.

Sve navedene uvjete može ispunjavati apliciran elektrootpornički tenzometar (strain gauge), pa je zato u istraživačkom pristupu izabran za provođenje eksperimentalnog dijela istraživanja.

Princip rada elektrootporničkih tenzometara bazira se na činjenici da se električni otpor vodiča mijenja kada se on izdužuje.

Godine 1938. Simmons i Ruge, (29), neovisno jedan od drugoga usavršavaju ovu ideju i izrađuju prve elektrootporničke tenzometre, različito tehnički izvedene, ali u biti po istom načelu. Obojica su koristili žicu kao vodič naljepljenu na čelik odnosno papir. Žičani elektrootpornički tenzometri se i danas koriste, ali je svoj pravi razvoj tenzometar dosegao napretkom elektronike i pronalaskom postupka tiskanih krugova. To je omogućilo izradu tenzometra od metalne folije, a uvođenje raznih mjernih pojačala i instrumenata omogućilo je veću preciznost i mnogo jednostavniji postupak.

Na temelju uvodih izlaganja postavljen je cilj istraživanja:

- utvrditi pogodnost elektrootporničkih tenzometara kao sredstva za registraciju sile kojima djeluju aktivne mobilne ortodontske naprave;
- konstruirati razne tipove davača za intraoralna mjerenja sila;
- ustanoviti prikladnost pojedinih tipova tenzometara ugrađenih u davače, s obzirom na raspoloživost prostora, agresivnost uvjeta u usnoj šupljini i moguće temperaturne promjene u toku provođenja mjerenja;
- riješiti sistem baždarenja, da se omogući direktno očitavanje rezultata i izbjegnju ponovljene matematičke kalkulacije za svako mjerenje.

KONSTRUKCIJA SENZORA

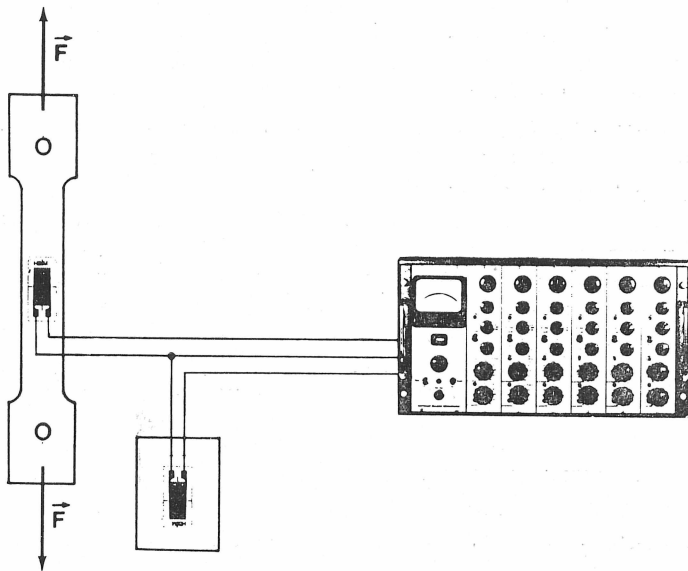
Ugradnja senzora na principu elektrootporničkih tenzometara u ortodontske naprave, odnosno konstrukcija senzora, zahtijevali su prethodno poznavanje nekih svojstava akrilata, od kojeg se naprave izrađuju. Bilo je potrebno utvrditi mogućnost ugradnje tenzometara direktno na akrilat i njihovo ponašanje u tim uvjetima, vrstu ljepila kojim se može ljepiti na akrilat, te stabilnost takvog mjernog sistema.

Zbog specifičnosti materijala trebalo je riješiti eventualne probleme temperaturne kompenzacije Wheatstonovog mosta, na kojem su bazirana mjerna pojačala.

Tenzometri se najčešće proizvode za aplikaciju na metale, i nisu dovoljno malih dimenzija za istraživanje ove vrste.

Izrađene su epruvete za ispitivanja od istog akrilata kakav se često koristi za izradu mobilnih naprava (Ortopoli-Polident) a od kojeg su kasnije izrađene naprave za eksperimente.

Nakon ispitivanja nekoliko vrsta ljepila izabrano je Z-70-HBM, koje je pokazalo najbolja svojstva.



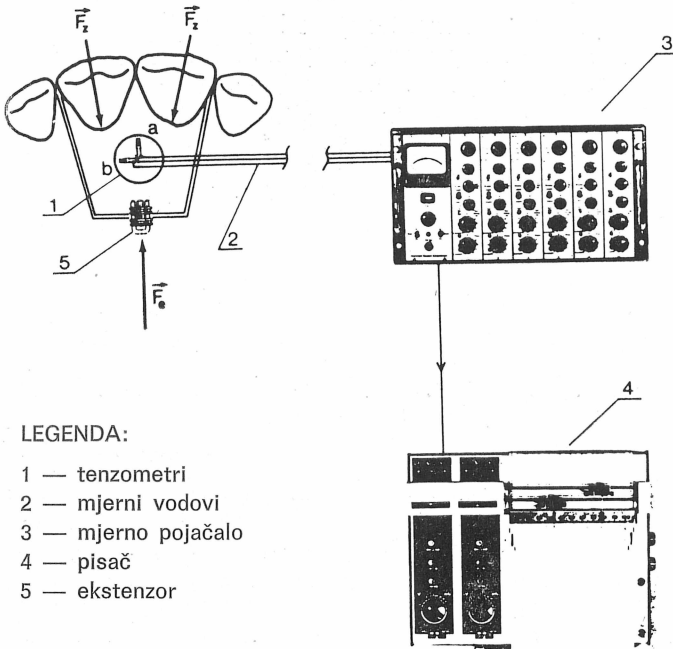
Slika 1. Mjerna epruveta s tenzometrima

Tenzometri su aplicirani na epruvetu (slika 1) i mjernim vodovima spojeni s mjernim pojačalom i pisačem. Korišteni su tenzometri LY 3/120 HBM, a mjerno pojačalo KWS,6T-5 i pisač Goertz-Servogor 2. Navedeni instrumenti korišteni su i u svim provedenim eksperimentima.

Temperatura kompenzacija mjernog sistema je provedena u konfiguraciji polumosta, tako što je kompenzacioni tenzometar naljepljen na pločicu od akrilata, koja se nalazila u istim temperaturnim uvjetima kao i mjerna epruveta a nije bila izložena nikakvom opterećenju.

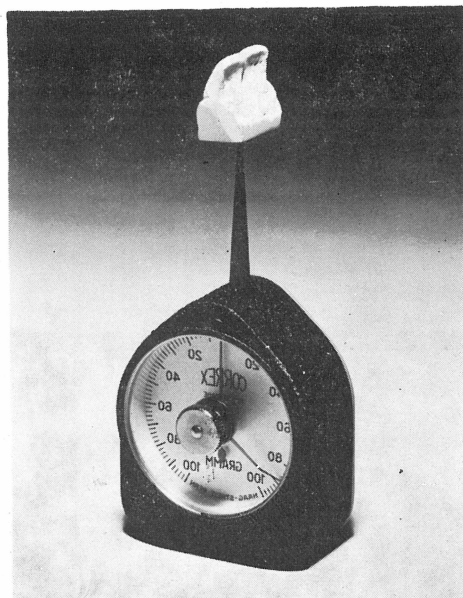
Na temelju saznanja iz prvog dijela istraživanja konstruirani su mjerni senzori.

Kod prvog tipa senzora tenzometri su uliveni direktno u akrilat kao što je prikazano na slici 2 i spojeni mjernim vodovima s pojačalom koje je povezano s pislačem. Uljevanjem tenzometara postiže se isti efekt kao i ljepljenjem jer se tenzometri deformiraju zajedno s konstrukcijom u koju su ugrađeni. Primjenjeno je nekoliko tipova tenzometara, a mjerenje je vršeno u konfiguraciji polumosta.



Slika 2. Mjerni senzor s ulivenim tenzometrima

Baždarenje senzora ugrađenog u nekoliko modifikacija aktivnih ploča izvedeno je apliciranjem poznatih sila dinamometrom. Da bi rubni uvjeti na mjestu kontakta bili potpuno ispunjeni, na mjernu polugu dinamometra su učvršćeni incizivi od sadre s modela ispitanika (slika 3). Prilikom baždarenja i probnih mjerenja uočeni su nedostaci mjernog sistema, koji su onemogućili primjenu takvog senzora u aktivnoj ploči s ekstenzorom za protruziju gornjih centralnih inciziva (T-ploča). Naime, zbog položaja tenzometara, koji su postavljeni u smjeru djelovanja sile, dolazilo je do



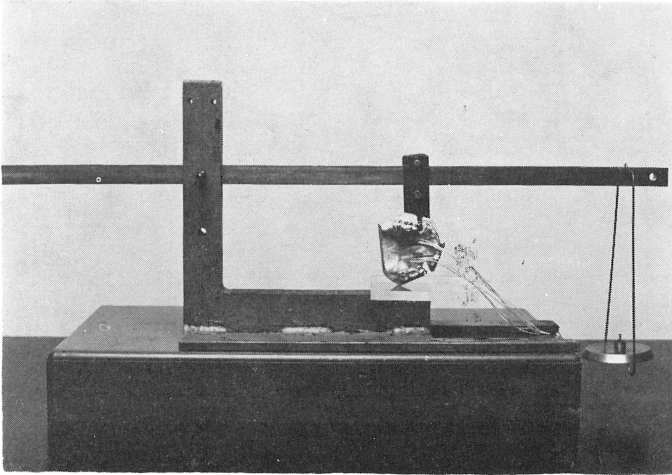
Slika 3. Dinamometar za baždarenje mjernog

gubitka stabilnosti tenzometara, što se održavalo na stabilnost mjernog sistema. Zbog konfiguracije T-ploče koja ovisi o anatomskoj konfiguraciji svoda nepca, dolazi do savijanja ploče nakon aktivacije. Ovo je savijanje skoro neprimjetno, ali njegov utjecaj nije kompenziran tenzometrima postavljenim u smjeru djelovanja sile. Postavljanje više tenzometara u konfiguraciji punog mosta nemoguće je zbog vrlo ograničenog prostora.

Senzori izrađeni na opisanom principu pokazali su se prikladni za korištenje u modifikacijama aktivne ploče s ugrađenim ekstenzorima za transverzalno širenje i s lepezastim ekstenzorima. Oblik naprave s takvim ekstenzorima je prikladan zbog toga što se akrilat nakon aktivacije ekstenzora deformira, pa sila proizlazi iz elastičnosti materijala. Tenzometri su uliveni na takva mjesta gdje postoji mogućnost registriranja deformacija izazvanih opterećenjem. Prethodno spomenuto baždarenje također je pokazalo nedostatke jer se sila ne može precizno dozirati dinamometrom, a povećanjem opterećenja se mijenja kut između poluge dinamometra i ortodontske naprave, što mijenja rubne uvjete i onemogućuje kasniju preciznu interpretaciju rezultata prilikom intraoralnih mjerenja.

Zbog toga je za daljnja baždarenja korišten okvir prikazan na slici 4, koji se sastoji od postolja u koje je učvršćena metalna poluga pa naprava radi na principu vage. Na oba kraja poluge obješene su zdjelice s utezima, čime je postignuto stanje ravnoteže. Na polovici dužine poluge učvršćen je mehanizam u koji se mogu učvrstiti sadreni zubi izrezani s odljeva

čeljusti na kojem je izrađena ortodontska naprava. Na postolje okvira je fiksiran sadreni odljev s ortodontskom napravom i ugrađenim mjernim senzorom. Opterećenjem poluge može se vrlo precizno dozirati sila, pod gotovo istim uvjetima koji će vladati u usnoj šupljini prilikom mjerenja.



Slika 4. Okvir za baždarenje sistema

Radi nemogućnosti korištenja opisanog mjernog senzora u raznim mobilnim ortodontskim napravama, konstruirana su dva tipa metalnih senzora s mogućnošću ugradnje i u druge naprave.

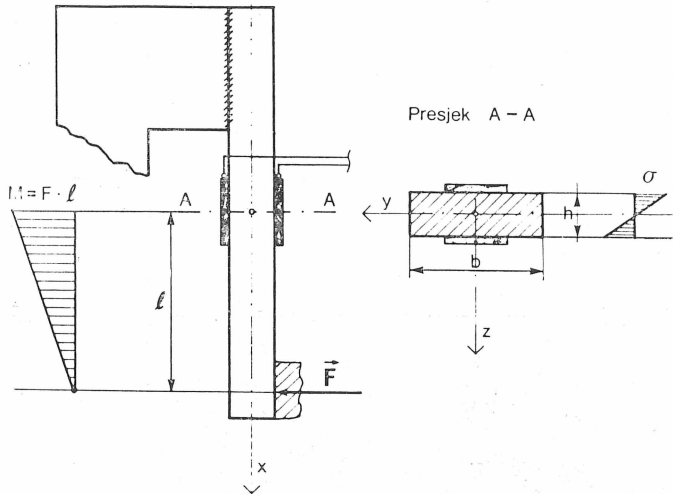
Osnovni princip rada ovih senzora bazira se na mjerenju naprezanja u konzoli, na koju se apliciraju tenzometri.

Konzola je opterećena na savijanje, a spajanjem u konfiguraciji polumosta moguće je izmjeriti aplicirane sile s dvostrukom osjetljivošću, pri čemu je provedena i temperaturna kompenzacija.

Zbog izrazitih elastičnih svojstava opružnog čelika od kojeg je izrađena konzola, osigurana je linearnost senzora. Dimenzije konzole i položaj tenzometara prikazani su na slici 5.

Naprezanja u konzoli se mogu izračunati na osnovu izraza

$$\delta = \pm \frac{M}{W} = \frac{F' \cdot l}{\frac{b \cdot h^2}{6}}$$



Slika 5. Konzola s tenzometrima

gdje je

M — moment savijanja

W — moment otpora poprečnog presjeka konzole

ν , b i h — dimenzije konzole.

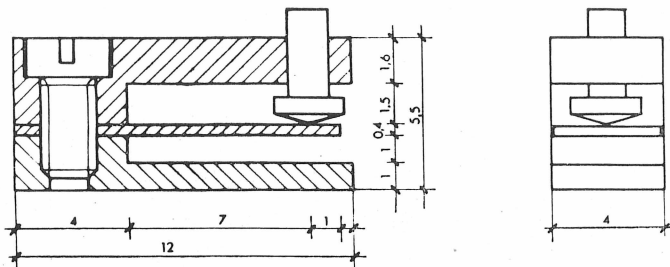
Ova naprezanja su povezana s deformacijama preko Hookeovog zakona te se nakon određenih srednjenja može izvesti veza između aplicirane sile i deformacije konzole, ovisno o dimenzijama konzole i elastičnim svojstvima materijala od kojeg je ona izrađena.

Ta relacija glasi

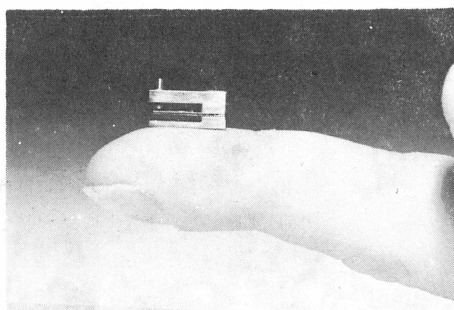
$$F = \frac{b h^2 E}{12 \nu} \epsilon$$

Analizom izraza vidi se koje sve veličine utječu na osjetljivost mjernog senzora, pa je izvršen odabir dimenzija i definirana dva tipa mjernih senzora.

Senzor prikazan na slikama 6 i 7 sastoji se od metalnog kućišta, nalik na glazbenu viljušku, izrađenog od nehrđajućeg čelika. Gornji i donji dio senzora su nepomični i međusobno spojeni vijkom, koji omogućuje rastavljanje i ponovno sastavljanje u slučaju potrebe promjene karakteristika senzora. Između ova dva dijela učvršćena je konzola od opružnog čelika, debljine 0,4 mm, koja je procijenjena na osnovu proračuna, baziranog na očekivanim iznosima sila.



Slika 6. Konzolni senzor s klipom



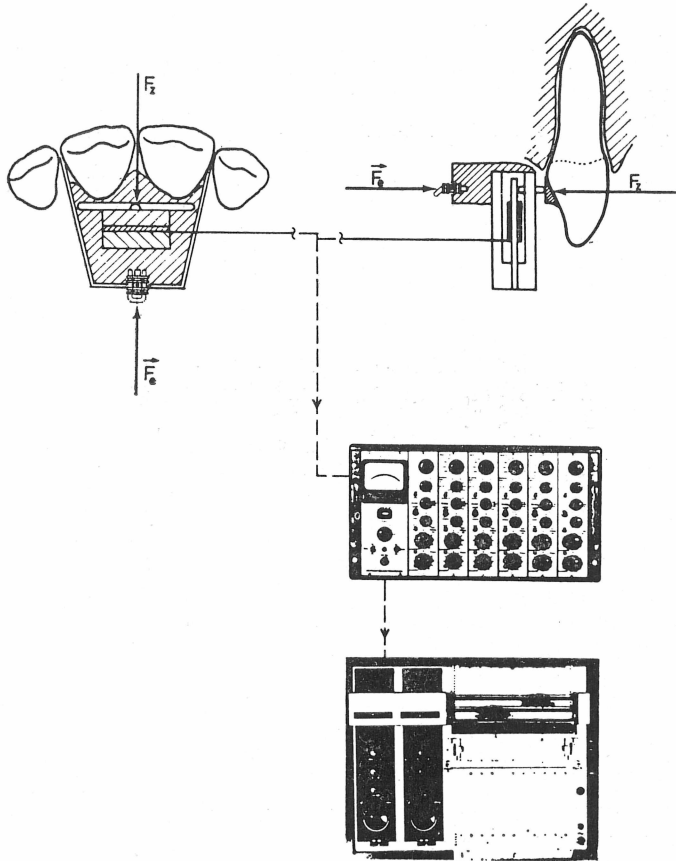
Slika 7. Konzolni senzor s klipom

Kroz otvor na gornjem dijelu kućišta umetnut je klip koji slobodno klizi i prenosi silu na čeličnu konzolu koja se deformira. Na konzolu su s obje strane naljepljeni tenzometri LY 1,5/120 HBM, kojima je prethodno odrezan višak poliamidne podloge da bi im dimenzija bila što manja. Tenzometri su zaljepljeni ljepilom Z-70 HBM i izolirani lakom M-Coat A Micro Measurements, da bi se isključio utjecaj vlage u usnoj šupljini.

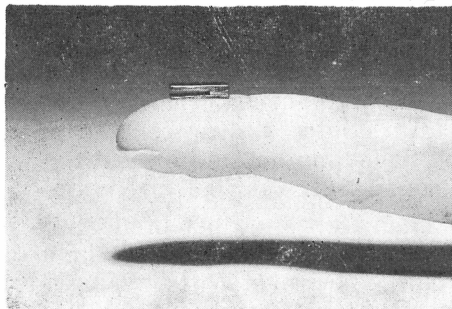
Ovakav je mjerni senzor ugrađivan u akrilat ortodontske naprave tako da klip koji prenosi pritisak na konzolu registrira deformacije tankog sloja akrilata koji se upire u zube. Tako je moguće registrirati čistu silu koja djeluje na jedan zub ili više njih a da se ne mijenjaju elastična svojstva naprave niti uvjeti kontakta (slika 8).

Mjerni vodovi vode iz usne šupljine do mjernog pojačala i pisača, ali su prethodno uliveni u akrilat što osigurava da ne dođe do prekida kontakata i utjecaja pomicanja ispitanika na iznos mjernog signala.

Mjerni senzor prikazan na slici 9 sastoji se od kućišta koje je izrađeno od nehrđajućeg čelika i istih dimenzija kao i donji dio kućišta prethodno opisanog senzora, osim što nema otvor za vijak. Konzola je također istih dimenzija i debljine ali je nakon ljepljenja tenzometara točkasto varena za kućište.



Slika 8. Ugradnja konzolnog senzora s klipom i princip mjerenja



Slika 9. Konzolni senzor

Ugradnja mjernog senzora provedena je na sličan način kao i onog prethodnog.

Zbog manjih dimenzija ovaj senzor je bilo moguće ugraditi i kod mlađih ispitanika s manjom čeljusti.

Rezultati baždarenja su za svaku napravu i svaku vrstu senzora obrađeni na računaru programom za linearnu regresiju, pomoću kojeg se kroz mjerne točke provlači pravac koji najbolje zadovoljava sve mjerne vrijednosti.

Ovaj program koristi se u matematičkoj analizi metodom najmanjeg kvadrata za provedbu potrebne aproksimacije. Kao pokazatelj podudarnosti rezultata baždarenja, s dobivenim pravcem je izračunat i koeficijent korelacije koji pokazuje rasipanje rezultata mjerenja. Relativno visoki iznosi ove veličine pokazuju linearno ponašanje svih senzora u području ispitivanja, što olakšava interpretaciju rezultata intraoralnih mjerenja.

RASPRAVA

U osvrtu na moderna istraživanja u ovoj domeni i njihovom usporedbom s vlastitim istraživanjima nameće se nekoliko esencijalnih problema.

Niz je istraživanja u kojima se elektrootpornički tenzometri koriste za konstrukciju raznih senzora za mjerenje žvačne sile (30. — 40.). Sigurno je da su ovakvi senzori vrlo pogodni za tu svrhu ali treba istaknuti da njihova konstrukcija ne predstavlja veliki problem. Naime dijelovi senzora na koje se apliciraju tezometri, uvijek su izvan usne šupljine, pa nema problema ograničenog prostora, utjecaja temperaturnih promjena prilikom disanja, kao ni vrlo nepovoljnog djelovnja vlažnosti, tj. utjecaja sline.

U istraživanjima *in vitro* u kojima se mjere deformacije zuba (41) i deformacije lubanje prilikom opterećenja (42), također nema tehničkih problema.

Kompliciranija je ugradnja tenzometara i konstrukcija mjernih senzora koji se upotrebljavaju za direktna intraoralna mjerenja. Najveći problem je vrlo ograničen prostor, osobito ako se sile mjere na nekoliko lokacija odjednom, posebno u donjoj čeljusti. Situaciju olakšava okolnost što današnja industrija proizvodi tenzometre tako malih dimenzija da njihova veličina ne predstavlja problem kao u istraživanjima šezdesetih godina (41, 43, 44.). Na fotografijama mjernih senzora Goulda i Pictona (43, 44.) može se uočiti da je duljina aktivne rešetke žičanih tenzometara 5—6 mm. Kao usporedbu navodimo da smo u vlastitim istraživanjima koristili tenzometre s duljinom rešetke od 0,6 mm, dakle deset puta kraće.

Rukovanje tako malim tenzimetrima predstavlja novi problem, kao i tehnička izvedba mjernih senzora, koji moraju imati adekvatne dimenzije. Posebno bi se osvrnuli na radove Witta 1966. i 1969., Hildenbrandova 1968, Komposch 1969., Witta i Komposch 1971., te Sandera i Schmutha 1979. (14, 17. — 21.).

Oni koriste vrlo jednostavne konstrukcije mjernih senzora u obliku čelične trake s naljepljenim tenzometrom. Takvi senzori omogućuju višekratnu primjenu i ranije su baždareni pa je registracija sila jednostavna, ali svi autori ističu problem temperaturne kompenzacije jer tenzometre apliciraju u konfiguraciji četvertmosta. Uz jedan aktivni tenzometar apliciraju kompenzacioni koji je potpuno neaktivan, a u istim temperaturnim uvjetima. To je relativno teško, ako ne i nemoguće izvesti, jer na mobilnoj ortodontskoj napravi praktički ne postoji mjesto koje nije opterećeno, a tenzometri registriraju i najmanje deformacije.

Taj je problem riješen apliciranjem tenzometara s obje strane opruge, u konfiguraciji polumosta. Takvim se načinom spajanja postižu dva efekta; dobiva se dvostruko veći mjerni signal i time povećava osjetljivost, a budući da su promjene deformacija zbog temperaturnih promjena suprotnog predznaka, temperaturna kompenzacija je potpuna. Iz opsežnih podataka u literaturi o mjerenjima sila tenzometrima proizlazi da pogodnost ovih uređaja za tu svrhu nije sporna. Nisu međutim pobliže objašnjene tehnički detalji oko njihove ugradnje.

Zbog toga je, da bi bilo moguće konstruirati mjerne senzore prikladne za intraoralna mjerenja, trebalo prvo provesti teorijsku analizu djelovanja raznih mobilnih ortodontskih naprava, te niz pokusnih ugradnji tenzometara i probnih mjerenja na modelima. Svrha poduzetih istraživanja bila je razrada metodologije koja će omogućiti kasnija rutinska mjerenja.

ZAKLJUČCI

Rezultati provedenih istraživanja navode na slijedeće zaključke:

- Elektrootpornički tenzometri korišteni u provedenim istraživanjima vrlo su pogodni za mjerenje sila koje induciraju mobilne ortodontske naprave, pa tako i razne modifikacije aktivne ploče.
- Tenzometre je najbolje koristiti ugrađene u razne mjerne senzore od kojih su najprikladniji oni manjih dimenzija koji ne mijenjaju elastična svojstva niti oblik i veličinu ortodontske naprave.
- Konstrukciju mjernih senzora i njihovu ugradnju u konkretne ortodontske naprave treba provesti tek nakon teorijske analize njihovog djelovanja. Na taj se način neuspjesi mogu izbjeći.

MEASUREMENT OF ORTHODONTIC APPLIANCE FORCES BY MEANS OF ORIGINALLY CONSTRUCTED SENSORS

Summary

In introductory remarks the most important biomechanical principles, which are relevant for the research, and conditions which must be satisfied presented in intraoral measuring of orthodontic forces were pointed

out. First the aim of the research was defined, and then the investigation of mechanical properties of acrylics as a material for orthodontic appliances were carried out. The type of strain gauges, bonds and measuring system configurations, as well as measuring amplifiers and recording instruments were discussed. Some of measuring sensors, their principles and applicability were discussed. The calibration apparatus was modified for the sensor developed, and the calibration results were analysed by means of statistical methods (linear regression). The behaviour of all used sensors were found to be linear, which enables their application and reduces the measuring results interpretation.

Key words: orthodontics forces, strain gauges

Literatura

1. BURSTONE CJ. Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics, in Graber TM, Swain BF eds. *Current Orthodontic Concepts and Techniques*. Philadelphia: W. B Saunders Comp, 1985.
2. CHRISTIANSEN R, BURSTONE CJ. Centers of Rotation Within the Periodontal Space. *Am J Orthod* 1969; 55: 353—67.
3. HOUSTON WJB, ISACSON KG. *Orthodontic Treatment With Removable Appliances*. Bristol: John Wright and Sons Ltd 1977.
4. REITAN K. Biomechanical Principles and Avoidance Reactions, in Graber TM, Swain BF eds. *Current Orthodontic Concepts and Techniques*. Philadelphia: WB Saunders Comp, 1985.
5. REITAN K. Some Factors Determining the Evaluation of Forces in Orthodontics. *Am J Orthod* 1957; 43:32—40.
6. REITAN K. Bone Formation and Resorption During Reversed Tooth Movement In: Kraus BS, Riedel RA, Vistas in Orthodontics. Philadelphia: Lee and Febiger, 1962.
7. WEINSTEIN S. Minimum Forces in Tooth Movement. *Am J Orthod* 1967; 53:881—91.
8. HIXON EH, AASEN TO, ARANGO J, CLARK RA, KLOSTERMAN R, MILLER SS, ODOM WM. On Force and Tooth Movement. *Am J Orthod* 1970; 57: 476—85.
9. GRABER TM. *Orthodontics Principles and Practice*. Philadelphia: WB Saunders Comp, 1972.
10. CHACONAS SJ, CAPUTO AA, HAYASHI RK. Effects of Wire Size, Loop Configuration, and Gabling on Canine Retraction Springs, *Am J Orthod*, 1974; 65:58—67.
11. CAPUTO AA, CHACONAS SJ, HAYASHI RK. Photoelastic Visualisation of Orthodontic Forces During Canine Retraction, *Am J Orthod*, 1974; 65: 250—62.
12. NIKOLAI RJ. On Optimum Orthodontics Force Theory as Applied to Canine Retraction, *Am J Orthod*, 1975; 68: 290—301.
13. KIYAMA K. Histological Study on minimum Force of Tooth Movement, *J Kyushu Dent Soc*, 1977; 31:1—11.
14. SANDER F, SCHMUTH G. Der Einfluss verschiedener Bissperen auf die Muskelaktivität bei Aktivatorträgern, *Fortschr Kieferorthop*, 1979; 40:107—20.
15. MACKENNA BR, TÜRKER KS. Jaw Separation and Maximum Incising Force, *J Prosthet Dent*, 1983; 49:726—34.
16. SMITH RJ, BURSTONE CJ. Mechanics of Tooth Movement, *Am J Orthod*, 1984; 85:294—302.
17. HILDENBRAND M. Die vertikale und segitale Lageveränderung des Unterkiefers durch den Aktivator und ihre Bedeutung für die kräfte in dorsaler Richtung, *Inaugural-Disertation*, Freiburg, 1968.
18. KOMPOSCH G. Die vertikale und segitale lageverandreung des Unterkiefers durch den Aktiavtor und ihre Bedeutung für die Kräfte in Kranialer

- Richtung, Inaugural-Dissertation, Freiburg, 1969.
19. WITT E. Muskelpyysiologische Untersuchungen bei der Distalbißbehandlung mit den Aktivator und Bionator Schweiz Mschr Zahnheilk, 1969; 73: 469—76.
 20. WITT E, KOMPOSCH G. Intermaxilläre Kraftwirkung bimaxillärer Geräte, Fortschr Kieferorthop, 1971; 32:345—56.
 21. WITT E. Untersuchung Kieferorthopädischer Kräfte und ihrer Wirkung auf Zahn und Parodontium unter Anwendung elektronischer Messmethoden, Habilitationsschrift, Freiburg, 1966.
 22. BORCHERS L, KOTTMANN S. Spannungsanalyse am Modell eines Dentalimplantats, Messtechnische Briefe, 1983; 19:31—44.
 23. REINHARDT RA, PAO JC, KREJCI RF. Periodontal Ligament Stresses in the Initiation of Occlusal Traumatism, J Periodont Res, 1984; 19:238—49.
 24. REITZ PV, SANDERS JL, CAPUTO AA. A Photoelastic Study of a Split Palatal Major Connector, J Prosthet Dent, 1984; 51:19—29.
 25. ICHIDA E, CAPUTO AA. Stresses Induced by Endodontic Stabilizers, J Prosthet Dent, 1986; 55:168—79.
 26. FIELDS HW, PROFIT WR, CASE JC, VIG KWL. Variables Affecting Measurements of Vertical Occlusal Force, J Dent Res, 1986; 65:135—44.
 27. SCHOPF PM. Zur Dynamik der orofacielen Muskulatur, Habilitationsschrift, 1970.
 28. GAŽI-ČOKLICA V, LAPTER V. Objektivizacija sile u ortodonciji primjenom mjernih instrumenata, Acta Stom Cro, 1976; 10:165—70.
 29. DALLY JW, RILEY WF. Experimental Stress Analysis, 2ed, Mc Graw Hill, New York, 1978.
 30. LINDERHOLM H, WENNTRÖM A. Isometric Bite Force and its Relation to General Force and Body Build, Acta Odont Scand, 1970; 28:679—88.
 31. LINDERHOLM H, LINDQUIST B, RINGQUIST B, RINGQUIST M, WENNSTRÖM A. Isometric Bite Force in Children and its Relation to Body Build and General Muscule force, Acta Odontol Scand, 1971; 29:563—75.
 32. RINGQUIST M. Isometric Bite Force and Its Relation to Dimensions of the Facial Sskeleton, Acta Odontol Scand, 1973; 31:35—42.
 33. ATKINSON HF, RALPH WJ. Tooth Loss and Biting Force in Man, J Dent Res, 1973; 52:225—37.
 34. RALPH WJ. The Effects of Dental Treatment on Biting Force, J Prosthet Dent, 1979; 41:143—57.
 35. DECHOW PCP, CARLSON DS. A Method of Bite Force Measurement in Primates, J Biomech, 1983; 16:797—805.
 36. LASSILA V, Mc CABE JF. Properties of Interocclusal Registration Materials, J Prosthet Dent, 1985; 53:100—116.
 37. LASSILA V. Comparison of Five Interocclusal Recording Materials, J Prosthet Dent, 1986; 55:215—27.
 38. FLOYSTRAND F. Vestibular and Lingual Muscular Pressure on Complete Maxillary Dentures, Acta Odontol Scand, 1986; 44:71—88.
 39. SPOSETTI VJ, GIBBS CH, ALDERSON TH, JAGGERS JH, RICHMOND MEE, COULON M, NICKERSON DH. Bite Force and Muscle Activity in Overdenture Weares Before and After Attachment Placement, J Prosthet Dent, 1986; 55: 265—76.
 40. KÖRBER K. Die elastische Deformierung menschlicher Zähne, Dtsch. Zahnärztl Zschr, 1962; 55:691—75.
 41. ENDO B. Distribution of Stress and Strain Produced in the Human Facial Skeleton by the Masticatory force, Zinruigaku Zassi, 1965; 73:9—35.
 42. GOULD MSE, PICTON DCA. A Method of Measuring forces Acting on the Teeth From the Lips, Cheeks and Tongue, Br Dent J. 1962; 112:235—46.
 43. GOULD MSE, PICTON DCA. A Study of Pressure Exerted by the Lips and Cheeks of Subjects With Normal Occlusion, Arch Oral Biol, 1964; 9:469—75.