

Raspodjela sila aktivnih ploča utvrđena elektrootporničkim davačima

Distribution of Active Plate Forces
by Electrical Resistance Strain Gauge Transducers

Mladen Šlaj
Andrej Meniga*
Darije Plančak**

Zavod za ortodontiju
* Zavod za dječju i preventivnu stomatologiju
** Zavod za parodontologiju
Stomatološkog fakulteta u Zagrebu

Sažetak

Provedena je eksperimentalna analiza distribucije sila na dvije modifikacije aktivne ploče: s ekstenzorom za aktivno širenje ugrađenim simetrično i asimetrično. Osim veličine sila kojim ova naprava djeluje, trebalo je utvrditi ovisnost sile o sidrištu, tj. o načinu ugradnje vijka i rezanju akrilata. Teorijska analiza ove naprave pokazala je da se može očekivati da je sila veća na strani s manjom ukupnom aktivnom površinom. Ta je pretpostavka i dokazana rezultatima mjerenja.

Registrirana je bitno veća sila na kojoj je pomaknut vijak, oko 10 N, dok je na drugoj strani registrirano svega 6,5 N. Sile registrirane na simetrično rezanoj ploči bile su gotovo jednake lijevo i desno.

Na početku mjerenja registrirane su obostrano vrijednosti od oko 8 N, koje su pale na oko 5 N u petom mjerenju.

Ključne riječi: ortodontske sile, elektrootpornički tenzometar.

Acta Stomatologica Croatica
1992; 26: 109-116

IZVORNI
ZNANSTVENI RAD

Primljeno: 30. siječnja 1992.

Uvod

Ortodontske naprave mogu izazvati razne vrste pomaka jednog ili više zuba, što ovisi o vrsti naprave, načinu aplikacije sila, te individualnoj biološkoj reakciji (1, 2). Svaka ortodontska naprava djeluje u skladu s trećim Newtonovim zakonom, koji kaže da je akcija jednako iznosa i suprotnog smjera reakciji. Suvremeni pristup (1) polazi od stajališta da se, po toj

logici, svaka naprava sastoji od dva dijela – aktivnog i reaktivnog, gdje aktivni dio izaziva pomake zuba i potpornih struktura, a reaktivni služi kao sidrište.

Aktivna ploča datira još od godine 1929.; kasnije je ta ploča više puta usavršavana pretežno dodavanjem aktivnih i retencijskih elemenata (3). U literaturi su stoga opisane mnoge modifikacije ove naprave. Ekstenzori su najčešći ak-

ktivni elementi, a ima ih mnogo vrsta i načina djelovanja (4, 5, 6).

Djelovanje ekstenzora, osim o vrsti, uvelike ovisi o načinu njegove ugradnje u aktivnu ploču, te o smjeru rezanja akrilatne baze. Najčešće je korištena ona s ekstenzorom za transversalno širenje, gdje je aktivna ploča simetrično okomito rezana, a vijak ugrađen centralno. Ovakvom ugradnjom ekstenzora želi se postići potpuno recipročno sidrište, tj. da naprava obostrano djeluje istim silama. Kod modifikacije aktivne ploče koja je asimetrično rezana, a vijak ugrađen bliže jednoj strani zubnog niza, efekt bi trebao biti sidrište koje nije recipročno, s većom silom na površinski manjoj strani. U literaturi su podaci o tome rijetki, pa treba spomenuti istraživanja Pavlina i Vukičevića (7, 8), koji navode da opisani način ugradnje ekstenzora ne utječe na distribuciju sile kojom naprava djeluje.

Materijal i metoda

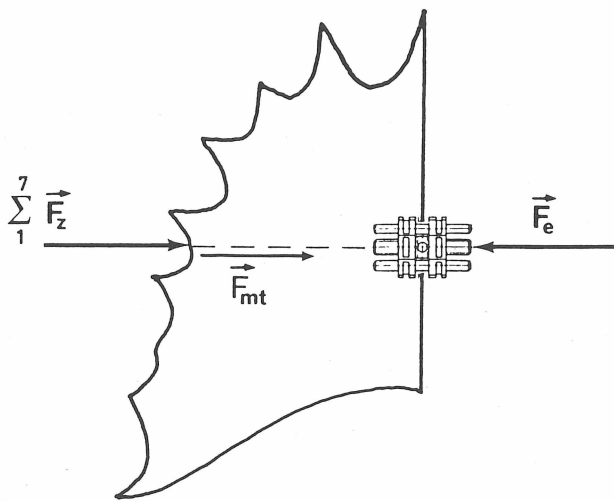
Istraživanja temeljena na metodi elektrooptičkih tenzometara (strain gauge) pokazala su da eksperimentalnim postupcima nije moguće prići bez teorijske analize konkretne ortodontske naprave. U ovom slučaju to su dvije modifikacije aktivne ploče s vijkom za transversalno širenje, simetrično i asimetrično ugrađenim.

Analizom opterećenja ove naprave (slika 1) može se uočiti da se sila ekstenzora prenosi na sve zube i na neka tkiva nepčanog svoda jedne strane čeljusti, dok je raspodjelu sile ekstenzora po pojedinom zubu nemoguće utvrditi teorijskom analizom. Ona, naime, ovisi ne samo o otporu svakog pojedinog zuba, već i o položaju zuba u odnosu na ekstenzor.

Analizom distribucije sila lijeve i desne strane asimetrično rezane ploče s ekstenzorom za transversalno širenje vidljivo je da je sila ekstenzora uravnotežena s resultantnim silama zubi i resultantom površinskih tkiva nepčanog svoda (slika 2). Zbog različitih površina tkiva koja su u kontaktu s ortodontskom napravom, iz uvjeta ravnoteže proizlazi da je rezultanta sila kojom se zubi suprotstavljaju djelovanju naprave, različita lijevo i desno. Tu je razliku nemoguće teorijski utvrditi, a ovisi o odnosu sila zuba i mekih tkiva, te o odnosu aktivnih površina na lijevoj i desnoj strani. Prema tome, mo-

guće je pretpostaviti da je sila kojom ploča djeluje na pojedine zube veća na strani na kojoj je manja ukupna aktivna površina.

Za potvrdu teorijskih pretpostavki, u ortodontske naprave su ugrađeni davači s tenzometrima. Na temelju prethodnih iskustava (9, 10), tenzometri su uliveni u akrilat, jer je oblik naprave prikladan za taj način aplikacije. Prilikom aktivacije ekstenzora, naime, akrilat se zbog otpora deformira pa sila kojom ploča djeluje na zube proizlazi iz elastičnosti akrilata.

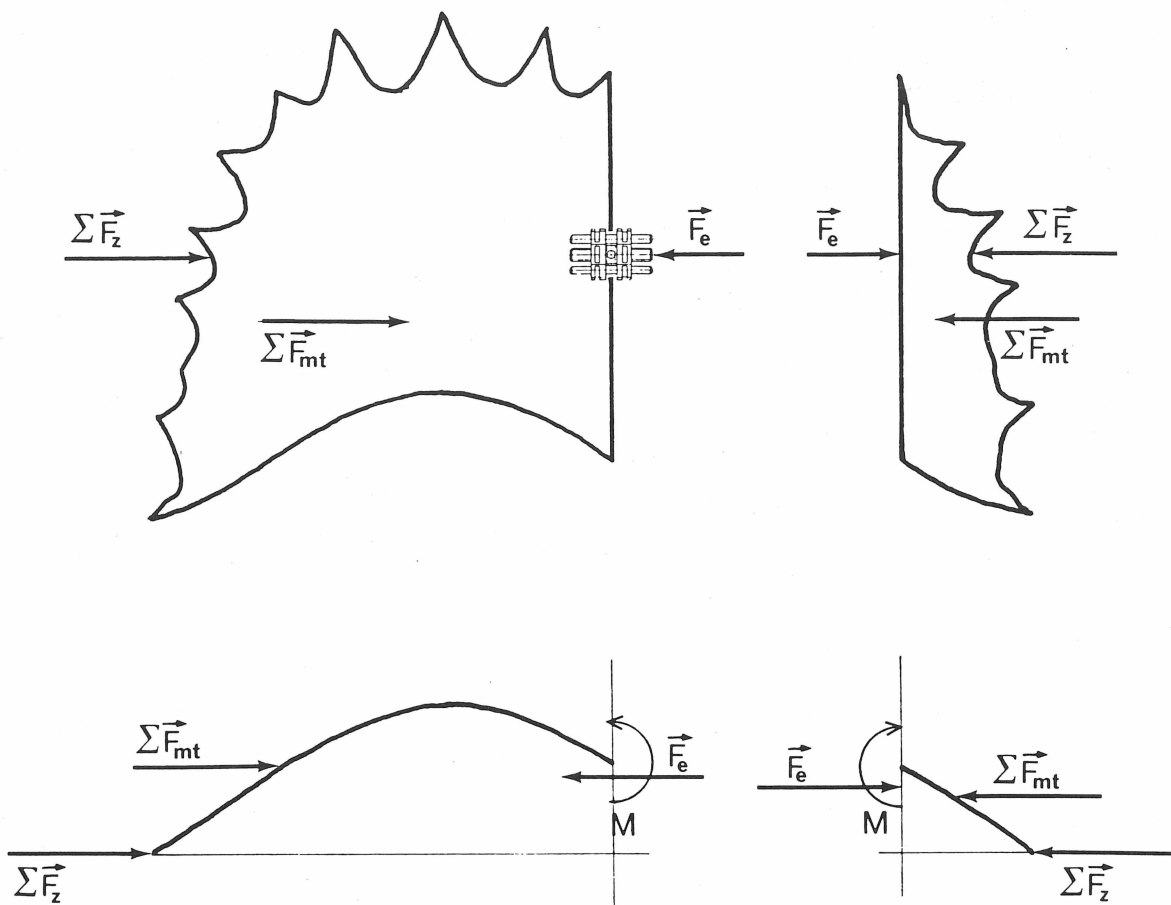


Slika 1. Opterećenje ploče s ekstenzorom za simetrično širenje

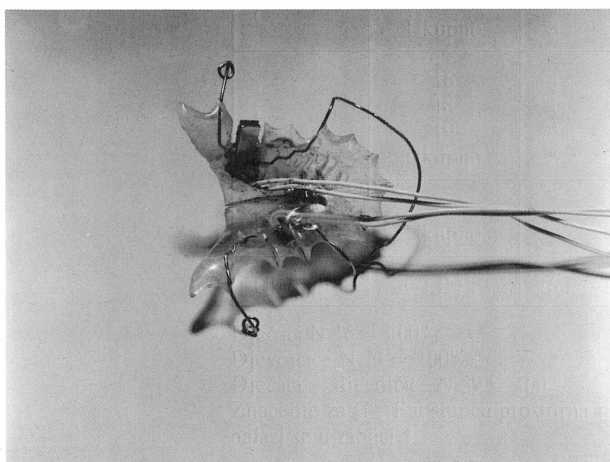
Figure 1. Active plate analysis with a symmetric expansion screw

Princip mjerenja i ugradnje tenzometara prikazani su na slikama 3 do 5. Mjerni senzori su i kod jedne i kod druge naprave postavljeni u nivou prvih molara. Akrilat je razrezan oko mjernog senzora u smjeru djelovanja sile, što je omogućilo registraciju sile kojom naprava djeluje na prve molare i eliminiralo utjecaj deformacija u drugim dijelovima naprave, zbog djelovanja na druge zube. Početni dio mjernih vodova također je uliven u akrilat da njegovo potezanje ne bi utjecalo na iznos mjernog signala. Baždarenje je provedeno u metalnom okviru, na principu vage, koji je detaljno opisan prije (9, 10).

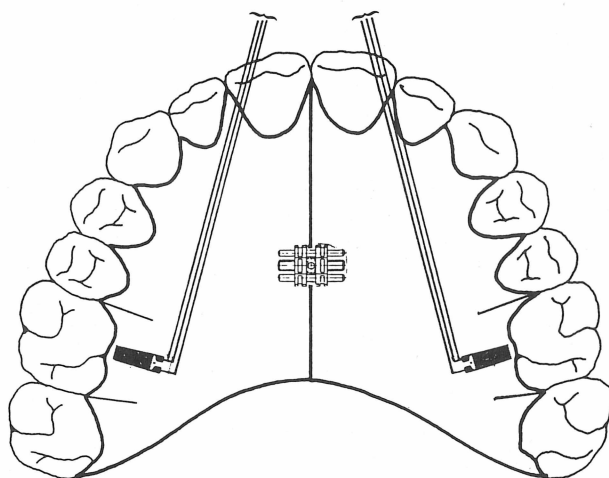
Rezultati baždarenja obrađeni su programom linearne regresije, kojim se kroz mjerne točke provlači pravac koji najbolje zadovoljava sve mjerne vrijednosti. Kao pokazatelj podudarnosti



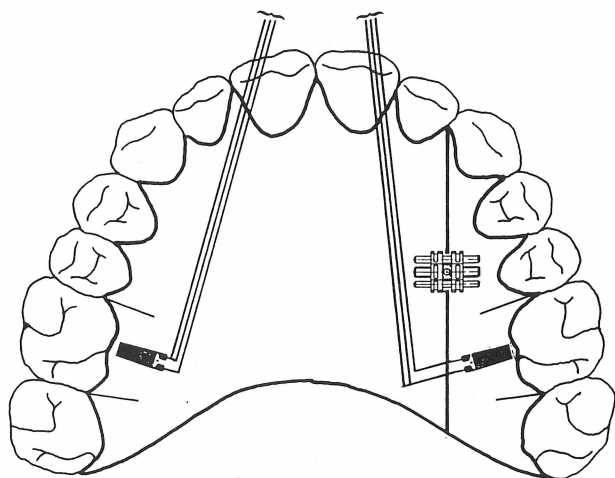
Slika 2. Opterećenje ploče s ekstenzorom za asimetrično širenje
 Figure 2. Active plate analysis with an asymmetric expansion screw



Slika 3. Ugradnja davača u simetrično rezanu ploču
 Figure 3. Strain gauge transducer in a symmetric active plate



Slika 4. Ugradnja davača u asimetrično rezanu ploču
 Figure 4. Strain gauge transducer in an asymmetric active plate

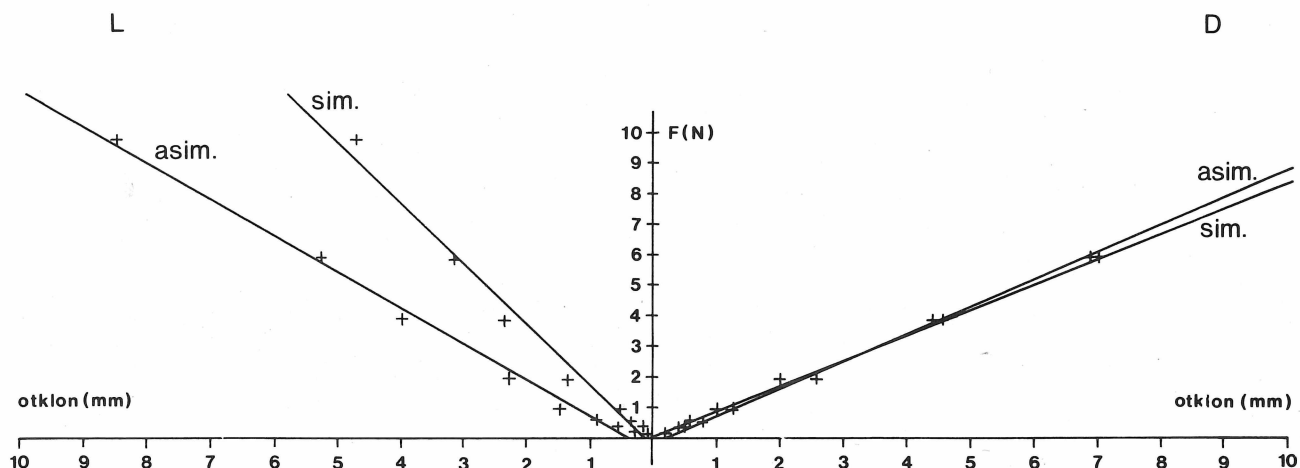


Slika 5. Dvije vrste davača ugrađenih u ploču za simetrično širenje

Figure 5. Two types of transducers built in an active plate

sti rezultata baždarenja, s dobivenim pravcem je izračunat i koeficijent korelacije koji pokazuje rasipanje rezultata mjerenja. Na slici 6. vidi se da postoji visoka pouzdanost mjerenja, budući da koeficijenti korelacije pokazuju linearno ponašanje davača. Mjerenja u usnoj šupljini registrirana su mjernim pojačalom KWS/6T-5 i pisačem Goertzservogor 2, a u davače su ugrađeni tenzometri LY 1,5/120 HBM i to u konfiguraciji polumosta, što je omogućilo potpunu temperaturnu kompenzaciju.

Mjerenja su provedena na istom ispitaniku u dobi od 15 godina. Naprava je prilagođena u ustima, tako da nije proizvodila nikakvu silu. Nakon toga je aktiviran ekstenzor za jednu četvrtinu okreta, kao što je i inače uobičajeno, te je naprava aplicirana u usta ispitanika. Sila je registrirana na mjernom pojačalu i pisaču, simultano na obje strane, korištenjem dvaju kanala mjernih instrumenata. Mjerenja su provedena u slijedećim intervalima: 10 minuta mjerenje, 10 minuta stanka, ponovo 10 minuta mjerenje, 10 minuta stanka, te ponovo 10 minuta mjerenje.



Slika 6. Rezultati baždarenja ugrađenih davača

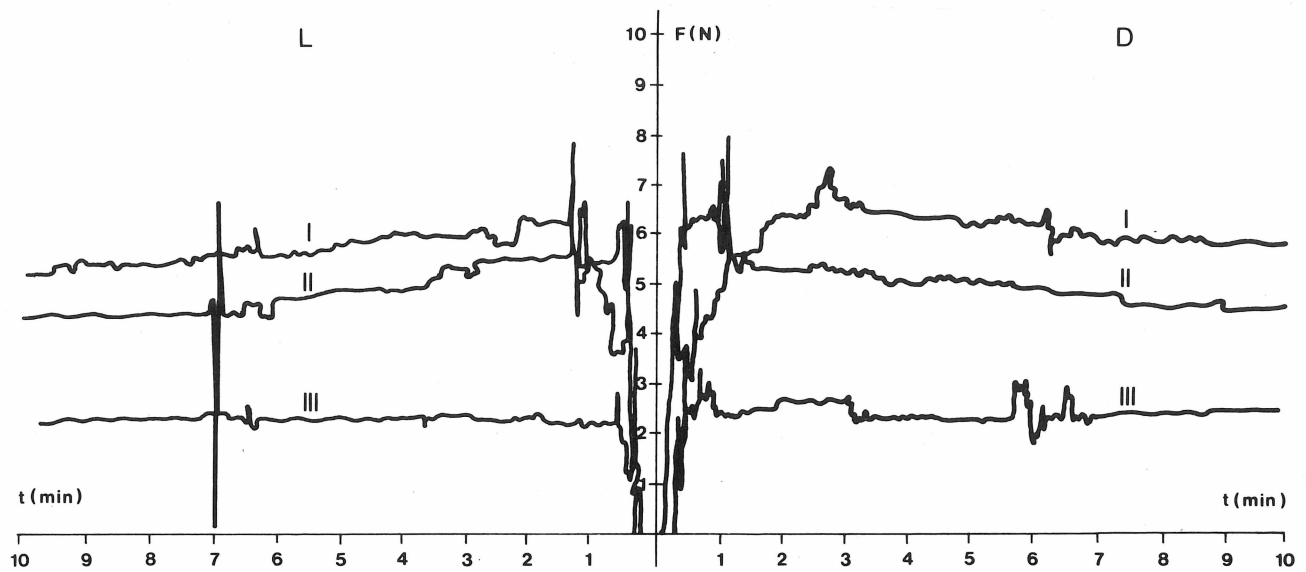
Figure 6. The gauging of built-in transducers

Rezultati

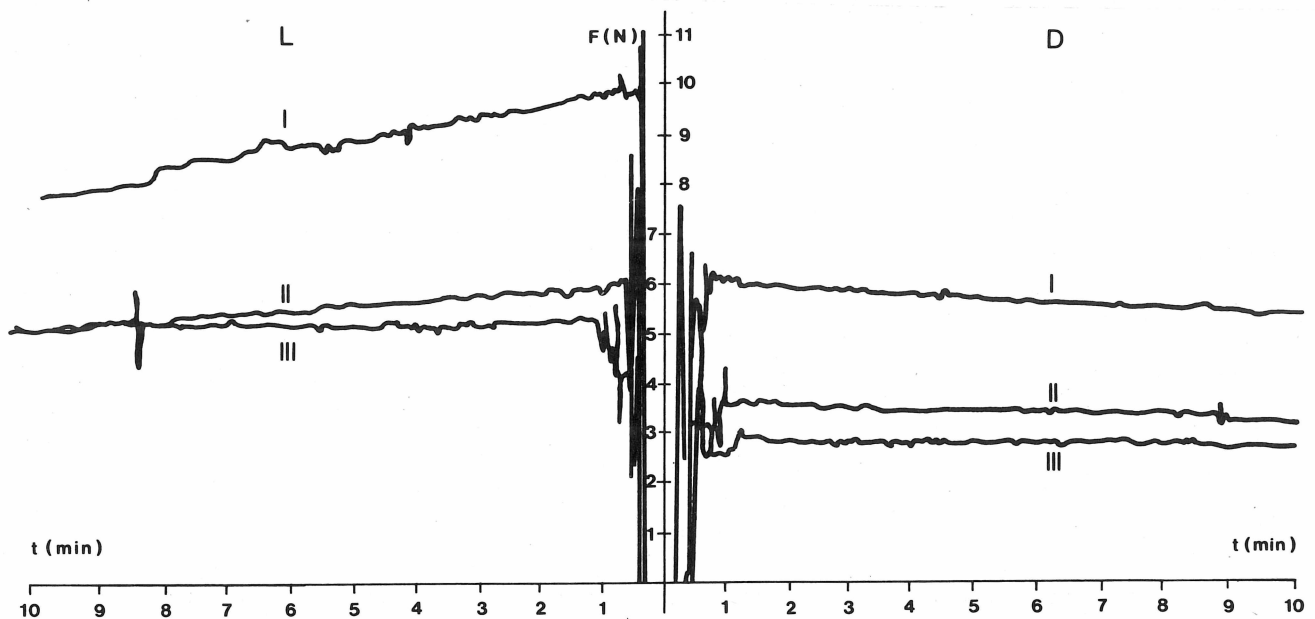
Rezultati mjerenja prikazani su na slikama 7 do 9.

Sile kojima simetrično rezana ploča djeluje na prve molare gotovo su jednakih obostranih

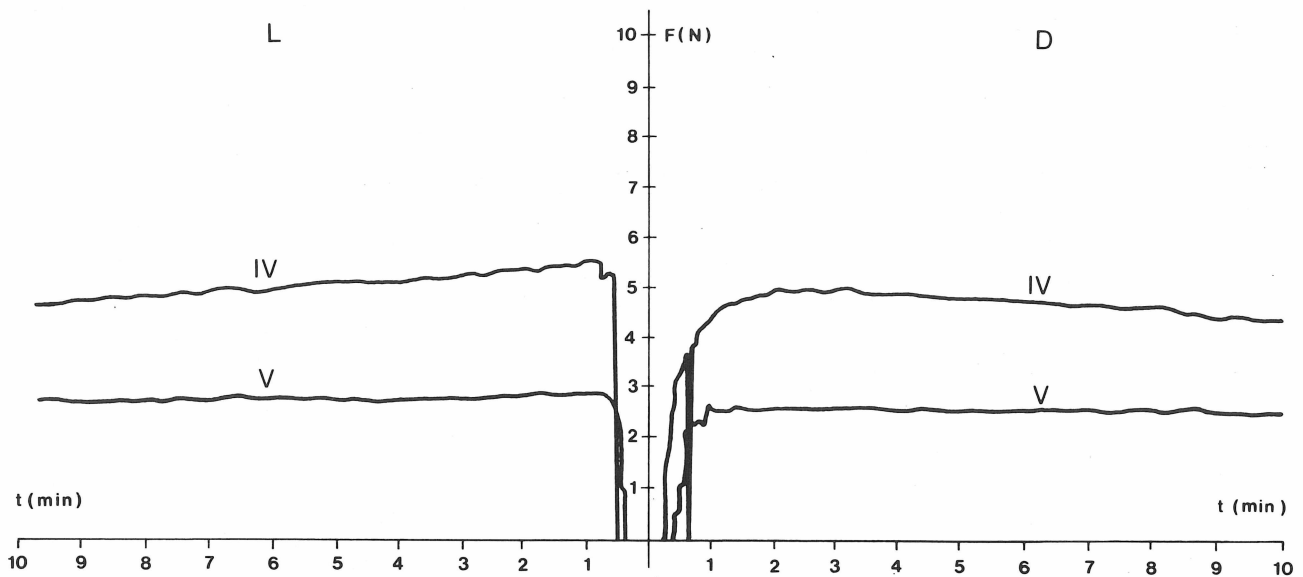
iznosa. Nakon aplikacije aktivirane naprave vrijednost doseže do 8 N, ali u prvoj minuti mjerenja sila opada i već na početku druge minute iznosi 6,5 N. U daljnjih 8 minuta mjerenja sila opada do oko 6 N (slika 7).



Slika 7. Registracija sila aktivne ploče za simetrično širenje
Figure 7. Registration of symmetric active plate forces



Slika 8. Registracija sila aktivne ploče za asimetrično širenje
Figure 8. Registration of asymmetric active plate forces



Slika 9. Registracija sila aktivne ploče za asimetrično širenje – dodatna mjerenja

Figure 9. Registration of asymmetric active plate forces – additional measurements

Na početku drugog mjerenja vrijednost sile je oko 6 N, zatim opada na oko 5 – 5,5 N i na toj se vrijednosti ustaljuje.

Treće mjerenje pokazuje manje vrijednosti, ali nema opadanja sile. Sila je naime oko 3 N za cijelo vrijeme mjerenja. Da bi se ustanovilo što se događa s iznosom sile, i opada li ona i dalje, nakon pola sata je izvršeno dodatno mjerenje. Kod ovog mjerenja sila je ostala istih vrijednosti.

Veličine sila kojima djeluje asimetrično rezana ploča bitno se razlikuju lijevo i desno (slika 8). Sila je mnogo veća na lijevoj strani, na koju je pomaknut ekstenzor, dakle na strani s manjom kontaktnom površinom. U trenutku aplikacije doseže čak oko 10 N, te tijekom prvih 10 minuta kontinuirano opada do oko 7 N. Vrijednost sile na desnoj strani doseže oko 6,5 N na početku mjerenja, ali ne opada tako naglo kao na lijevoj strani, pa na kraju mjerenja iznosi oko 6 N.

Drugo mjerenje pokazuje daljnje opadanje sile lijevo do oko 5 N, a desno od 3,5 N opada na oko 3 N.

U trećem mjerenju nije registrirano daljnje opadanje sile ni lijevo ni desno. Njezina vrijednost se lijevo ustaljuje na oko 5 N, a desno na oko 3 N.

Da bi se isključio utjecaj mekih tkiva nepčanog svoda na veličinu sile, provedena su dodatna mjerenja (slika 9). Prije aplikacije naprava je izbrušena tako da ostaje u kontaktu samo sa zubima.

Rasprava

Već je u uvodnim razmatranjima istaknuto da su modifikacije aktivne ploče na kojima su provedeni eksperimenti izabrane zbog toga što su u stručnoj literaturi podaci o mjerenjima sila na tim napravama vrlo oskudni. Teško je zbog toga uspoređivati rezultate vlastitih istraživanja s drugim nalazima. Mjerenja sila provedena su nakon teorijske analize, pa su izostali neki nedostaci ranijih eksperimenata (9, 10). Mjerni senzori bili su jednostavni i mogli su se višekratno koristiti, jer su dijelovi naprave s tenzometrima i mjernim vodovima izrezani i ugrađeni u nove naprave. Zbog kemijske veze akrilata naprave i senzora osigurana je čvrsta veza i simultano deformiranje.

Kod simetrično rezane naprave, rezultati mjerenja se podudaraju na obje strane. Sile su u početku vrlo velike, ali se relativno brzo smanjuju. Nakon samo 30 minuta, obostrano je registrirano oko 2,5 N. U tih 30 minuta sila poste-

peno opada, a u slijedećih 30 se uopće ne mijenja. To govori u prilog pretpostavci da početna sila izaziva inicijalno pomak zuba za širinu parodontnog prostora (2), a možda i ugibanje cijelog alveolarnog nastavka, te udaljenijih struktura (7, 8, 9, 10). Mjerenje sila na asimetrično rezanoj ploči posebno je interesantno. Teorijska analiza je navodila na pomisao da je sila veća na strani s manjom ukupno aktivnom površinom. Pavlin (7, 8) u istraživanjima provedenim metodom holografske interferometrije konstatira da nema nikakve razlike u efektu bilo simetrične bilo asimetrične ploče za transversalno širenje. Možda ovako različite nalaze Pavlina i vlastitih istraživanja treba tumačiti činjenicom da je njegov eksperiment proveden na modelu, na kojem su meka tkiva parodonta imitirana pomoću mekog akrilata.

Što se tiče apsolutnih iznosa sila registriranih vlastitim istraživanjima, postoji mogućnost usporedbe s ranijim nalazima. Hicks (11) se koristi modifikacijom ploče cementirane na zube za polagano transversalno širenje. Registrirana je sila od oko 900 grama, ali je mjerenje provedeno na sadrenim odljevima, pa je prema tome u ustima bila znatno manja. Cotton (12) navodi iste vrijednosti, sa sličnim načinom mjerenja sile. Witt (13), koristeći se elektrootporničkim senzometrima, mjeri silu in vivo, i navodi vrijednosti od preko 500 grama.

Potpunije informacije pružili bi rezultati simultanog mjerenja na više lokacija iste strane, što u zadnje vrijeme postaje moguće minijaturizacijom gotovih tvorničkih davača, pa čak i bežičnim prijenosom mjernog signala.

Zaključak

Na temelju provedene teorijske analize i eksperimentalnog mjerenja sila moguće je zaključiti slijedeće:

- mjerenja sila aktivnih mobilnih ortodontskih naprava mogu se efikasno provesti davačima temeljenim na elektrootporničkim tenzometrima;
- ugradnju davača s tenzometrima u ortodontske naprave treba provesti tek nakon teorijske analize njihova djelovanja;
- promjena sidrišta dovodi do promjene veličine sila kojima naprava djeluje na zube i druge strukture usne šupljine;
- na veličinu, odnosno distribuciju sile utječu i meka tkiva nepčanog svoda i alveolarnog nastavka;
- kod simetrično rezane ploče, sile su podjednake na obje strane naprave;
- kod asimetrično rezane ploče, sila je bitno veća na strani s manjom ukupnom aktivnom površinom, tj. na strani na kojoj je pomaknut ekstenzor, što se podudara s teorijskom analizom naprave.

DISTRIBUTION OF ACTIVE PLATE FORCES BY ELECTRICAL RESISTANCE STRAIN GAUGE TRANSDUCERS

Summary

Distribution of forces on two active plate modifications, i.e. with symmetrically and asymmetrically built-in extensor for transversal extension, was experimentally analyzed. Besides the size of forces exerted by the device, dependence of the force magnitude on the anchorage, i.e. on the way of the screw insertion and acrylate cut, was also determined. Theoretical analysis of the device showed that greater force should be expected on the side with lower total active surface. This hypothesis was also proven by measurement results.

Adresa za korespondenciju:
Address for correspondence:

Doc. dr. Mladen Šljaj
Zavod za ortodontiju
Stomatološki fakultet
41000 Zagreb
Gundulićeva 5

A substantially greater force of about 10 N was recorded on the side where the screw was shifted, whereas a force of only 6.5 N was registered on the other side. The forces recorded on a symmetrically cut plate were almost identical on the two sides. At the beginning of measurements, values of about 8 N were bilaterally registered and thereafter observed to decline to about 5 N.

Key words: *orthodontic forces, strain gauge transducers*

Literatura

1. BURSTONE C J. Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. In Graber T M, Savin B F. Eds. Current Orthodontic Concepts and Techniques. Philadelphia: W B Saunders comp, 1985.
2. REITAN K. Biomechanical Principles and Reactions. In: Graber T M, Swain B F. Eds. Current Orthodontic Concepts and Techniques. Philadelphia: W B Saunders comp, 1985; 101-192.
3. GRABER T M, NEUMANN B. Removable Orthodontic Appliances. Philadelphia: W B Saunders comp, 1984.
4. DAUSCH-NEUMANN D, KHAWARI A. Die in der Kieferorthopädie gebräuchlichen Schrauben. Fortschr Kieferorthop 1969; 30:413-25.
5. CHACONAS S J, CAPUTO A A. Observation of Orthopedic Force Distribution Produced by Maxillary Orthodontic Appliances. Amer J Orthod 1982; 82:492-501.
6. LAPTER V. Konstrukcija radne metode za ispitivanje djelovanja lepezastog vijka u tretmanu kompresija čeljusti u interkaninom sektoru. Zagreb, Sveučilište u Zagrebu, 1974. Disertacija.
7. PAVLIN D. Analize naprezanja i deformacija na skeletu lubanje kod djelovanja srodnih ortodontskih naprava temeljene na metodi holografske interferometrije. Zagreb, Sveučilište u Zagrebu, 1981, Magistarski rad.
8. PAVLIN D, VUKČEVIĆ D. Mechanical Reactions of Facial Skeleton to Maxillary Expansion Determined by Laser Holography. Amer J Orthod 1984; 85:498-505.
9. ŠLAJ M. Strain gauge kao posrednik registracije sila koje proizvode mobilne ortodontske naprave. Zagreb, Sveučilište u Zagrebu, 1986, Disertacija.
10. ŠLAJ M, GOJA Ž, LAPTER V. Mjerni senzori vlastite konstrukcije za mjerenje sila koje proizvode mobilne ortodontske naprave. Acta Stomat Croat 1989; 23:95-107.
11. HICKS E P. A Clinical Study of the Skeletal Versus Dental Response to Low-Magnitude Force. Amer J Orthod 1978; 73:121-29.
12. COTTON L A. Slow Maxillary Expansion: Skeletal Versus Dental Response to Low Magnitude Force in Macaca Mulata. Amer J Orthod 1978; 73:1-9.
13. WITT E. Untersuchung kieferorthopädischer Kräfte und ihrer Wirkung auf Zahn und Parodontium unter Anwendung elektronischer Messmethoden, Freiburg, 1966, Habilitationsschrift.