

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
INSTITUT ZA FIZIKU

Tema: *PRIMENA OTPORNIH MERNIH TRAKA KOD
MERENJA SILE PRILIKOM MASTIKACIJE
SA TOTALNIM ZUBNIM PROTEZAMA*

Student: Dragana Rosić

mentor: Dr. Zoran Mijatović

Novi Sad, 1999. godine

*Ovaj rad je raden u Laboratoriji za
fizičku elektroniku, Instituta za fiziku
u Novom Sadu, pod mentorstvom
docenta dr Zorana Mijatovića.*

S A D R Ž A J

Uvod.....	1
I POGLAVLJE	
1.1 Pojam mastikacije. Vrste.....	2
1.2 Pojam zagrižajne sile. Vrste.....	3
1.3 Promene uslovljene gubitkom zuba.....	3
1.4 Totalne zubne proteze.....	4
1.5 Zagrižajne sile kod osoba sa totalnim protezama.....	5
1.6 Rešenje: Izrada totalnih zubnih proteza.....	6
1.7 Merenje sile na spoju protezna baza-noseća tkiva.....	7
II POGLAVLJE	
2.1 Merne trake.....	8
2.2 Princip rada merne trake.....	9
2.3 Oblici mernih traka i materijali za njihovu izradu.....	11
III POGLAVLJE	
3.1 Sistemi merača pritiska i njihove osobine.....	14
3.2 Merači sila sa dijafragmama.....	15
3.3 Kawano – eksperiment.....	17
IV POGLAVLJE	
4.1 Izrada merne sonde.....	18
4.2 Kalibracija.....	19
V POGLAVLJE	
5.1 Priprema i uvodne napomene.....	22
5.2 Izvodjenje eksperimenta i rezultati.....	23
ZAKLJUČAK.....	30
Rečnik stručnih izraza.....	31
LITERATURA.....	33

UVOD

Zagrižajna sila je sila koja se ispoljava između jednog antagonističkog para zuba pri izometrijskoj kontrakciji mastikatornih mišića. Zagrižajne sile kod nosilaca totalnih proteza su četiri do pet puta manje nego kod osoba sa punim zubnim nizovima. Razumljiva je težnja rekonstruktivnih disciplina da rehabilitacijom stanja mastikatornog aparata i narušenja funkcija postignu što veće vrednosti funkcionalanih sila, koje bi bile približno jednake silama u zdravoj denciji.

Uspeh protetskog rada se meri veličinom ostvarene žvačne sile. Poznavanje ovih sila je izuzetno značajno kod nosilaca totalne proteze s obzirom na nefiziološki prenos pritiska žvakanja kod ove vrste pacijenata i negativne efekte koje on proizvodi. Ovo je rezultiralo konstrukcijom sistema za merenje sile koja stvara pritisak na spoju protezna baza- noseća tkiva.

U ovom radu je opisan postupak merenja sile koji se javlja prilikom mastikacije između proteze i tkiva pomoću otpornih mernih traka proizvođača HBM, Nemačka, tip 1.5/120 LY 11, nominalnog otpora 120Ω i aktivne površine $1.5 \times 1.2\text{mm}$. Rad ima pored uvoda i zaključka, pet poglavlja.

U prvom poglavlju se govori o mastikaciji i zagrižajnoj sili, kao i o problemima koji nastupaju gubitkom zuba i način njihovog prevazilaženja.

U drugom poglavlju su opisane merne trake, principi njihovog rada i oblici, kao i materijali koji se koriste za njihovu izradu.

Poglavlje tri govori o razvoju sistema za merenje sile na spoju protezna baza-tkivo.

Poglavlje četiri opisuje izradu merne sonde i njenu kalibraciju.

Poglavlje pet opisuje eksperiment.



I POGLAVLJE

1.1 Pojam mastikacije. Vrste

Mastikacija predstavlja kompleks svih položaja i kretanja donje vilice, za čije postizanje su odgovorni svi elementi žvatnog sistema, a rukovodeću ulogu ima proprioceptivni mehanizam. Specifičnost proprioceptivnog mehanizma žvatnog organa jeste da su njemu pridodati izuzetno osetljivi receptori, smešteni u periodontalnom tkivu, što ima za posledicu izvanrednu preciznost, u rukovođenju mandibularnim kretnjama.[1,2]



Sl.1.-Donja vilica (mandibula)

Čin žvakanja karakteriše naizmenično smenjivanje faze fiziološkog mirovanja, faze uzimanja hrane, prvobitnog drobljenja, formiranja zalogaja i gutanja. Sve ove radnje su u čitavom nizu detalja individualne. Mastikacija nije urođena funkcija već se mora učiti potom ona postaje refleksna funkcija i zahteva maksimalno angažovanje najviših centara nervnog sistema.

Mastikacija može biti dvostrana (bilateralana) ili jednostrana (unilateralana). Ova druga je posledica okluzalnih smetnji i prilagodavanja oboljenjima.

Za potporna tkiva orofacijalnog sistema važno je bilateralno žvakanje radi pravilne stimulacije potpornog tkiva.

[3,4]

1.2 Pojam zagrižajne sile.Vrste

Zagrižajna sila je sila koja se ispoljava između jednog antagonističkog para zuba pri izometrijskoj kontrakciji mastikatornih mišića.

U pogledu nivoa opterećenja razlikuju se [4] :

- minimalna zagrižajna sila
- srednja zagrižajna sila
- submaksimalana zagrižajna sila
- maksimalna zagrižajna sila

a u pogledu trajanja opterećenja:

- brz zagrižaj
- prolongiran zagrižaj

1.3 Promene uslovljene gubitkom zuba

Specifičnost mastikacije sa totalnim zubnim protezama je uslovljena specifičnostima koje su vezane za promene u usnoj duplji koje nastaju vadenjem zuba, zatim tehničkim mogućnostima totalnih zubnih proteza i savršenosti tehničke izrade . Promene koje nastaju vadenjem zuba pored fizičkog nedostatka zuba i alveolarnog tkiva se ogledaju u gubitku receptora paradoncijuma i gubitkom okluzione ravni.

Gubitkom zuba nestaju periodontalni receptori čime se gubi značajan deo izvora informacija koji, dok su zubi prisutni putuju iz usne duplje prema centralnom nervnom sistemu i regulišu rad mastikatornih mišića.

Kao posledica gubitka receptora se smanjuje sposobnost interokluzione percepcije, jer je broj receptora u mastikatornoj sluzokoži zanemarljiv [5].

Slabljenje interokluzione percepcije kod nosilaca totalnih zubnih proteza je prva karika u lancu koji uslovljava promenu načina mastikacije u odnosu na ozubljene osobe.

Sledeći problem je što se gubitkom zuba gubi okluziona ravan. Trajan gubitak antagonističkog dodira uslovljava i gašenje memorijalnog obrasca okluzione ravni. U bezubim ustima dezintegrisan je slobodni interokluzioni prostor. Memorijalni obrasci kranijalne granice ovog prostora blede i s vremenom nestaju. Povećava se amplituda oscilirajućih pokreta mandibule prema maksili. Dolazi do istezanja ligamenata, i anatomorfoloških promena u TMZ. Koliko ne dođe do blagovremenog protetskog zbrinjavanja javlja se nalaz neposrednog kontakta anteriornih delova, rezidualnih viličnih grebena [6].

1.4 Totalne zubne proteze

Specifičnosti mastikacije uslovljene tehničkim mogućnostima totalnih zubnih proteza se odnosi na sistem retencije i stabilizacije. Kinematika totalnih proteza u toku mastikacije nastaje kao rezultat dislocirajućih sila okolnih mišića. Ovi pokreti se manifestuju u vidu pomeranja, kliženja, odizanja, utiskivanja i rotacije, pri čemu perioralna muskulatura stvara silu [7].

Zubne nadoknade treba da na biološki način rešavaju odnos sa živim tkivom. Pa se pri konstrukciji totalnih proteza moraju uzeti u obzir sile koje deluju u oralnim uslovima kao i način kako se te sile distribuiraju preko protezne baze na mukooselni fundament. Veličina mastikatornih sila direktno

zavisi od veličine mišića koji ovu stvaraju, mesta njihovog pripoja na mandibuli i morfoloških oblika bezubog alveolarnog grabena, tipa žvakanja, međusobnog odnosa između visine vilične grane u odnosu na prednju kranijalnu bazu izadnju visinu lica i stepen intramaksilarne separacije.

Kod bezubih osoba, zbog redukovanih promena na viličnim grebenima i formiranja različitih nagiba alveolarnih grebena u sagitalnom pravcu postoji individualni položaj okluzione ravni u odnosu na rezultantu mišića za žvakanje tj. ona je pod različitim uglom pa su i dobijene sile različite. [8]

Ugao između frankfurtske horizontalne i mandibularne ravni, određen anatomskim obeležjima, od vanrednog je značaja za ispoljavnaje sile mastifikacije. DiPietro je vršio istraživanja u tom pravcu i došao do zaključka da manji ugao između ove dve ravni omogućava generisanje veće sile. [9]

1.5 Zagrižajna sila kod osobe sa totalnim protezama

Zagrižajne sile kod osoba sa totalnim protezama su značajno manje u odnosu na osobe sa prirodnim zubikom. Većina stručnjaka iz ove oblasti ukazuje da nosioci totalnih proteza imaju samo oko 1/5 do 1/4 zagrižajne sile u odnosu na osobe sa prirodnom dencijom, a kreću se od 60 do 120 N. [10]

Mnogobrojne studije ukazuju da postoji fundamentalna razlika u distribuciji funkcijske energije kod nosilaca totalnih proteza u odnosu na osobe sa intaktnim zubikom. Osobe sa prirodnim zubima više generišu energiju kroz bolus, dok nosioci totalnih proteza je direktno prenose kroz proteznu bazu na noseća tkiva. Kao rezultat ove specifične dinamike, često se javlja stres potpornih tkiva sa sledstvenom upalom sluzokože i brzom resorpcijom alveolarne kosti. Ukupna mišićna aktivnost elevatora mandibule značajno se ne razlikuje između nosilaca

totalne proteze koji su dobro adaptirani na njih osoba sa prirodnim zubima. Međutim, ne postoji logično objašnjenje zašto gubitak zuba smanjuje sposobnost mastikatornih mišića da izvrše rad. Kod nosilaca totalnih proteza kao posledica gubitka zuba i pored sačuvane mišićne aktivnosti dolazi do značajnog redukovanja mastikatorne efikasnosti. [11]

1.6 Rešenje: Izrada totalnih zubnih proteza

Jedini konzervativni način stomatoprotetske rehabilitacije pacijenata je izrada totalnih zubnih proteza. Specifičnost totalnih zubnih proteza je u tome što se intimni odnos baza proteze sa ležištem ostvaruje dejstvom fizičkih faktora, kao što su: površinski napon, viskoznost pljuvačke, adhezija i kehezija, ventilni učinak i atmosferski pritisak. Kinematika totalnih proteza u toku mastikacije nastaje kao rezultat dislocirajućih sila okolnih mišića. Ovi pokreti se manifestuju u vidu pomeranja, klizanja, odizanja, utiskivanja i rotacije. Mastikatorne sile koje se prenose na potporna tkiva, kroz bazu proteze stvaraju nefiziološki pritisak, koji ukoliko je velik, može da izazove resorpciju bezubog alveolarnog grebena. Dobro razvijen greben je osnovni preduslov za dobru retenciju, i stabilizaciju totalnih zubnih proteza. [12]

Patohistološka istraživanja na uzorcima kadavera, koji su bili nosioci totalnih zubnih proteza, pokazuju da je kod svih kost sačuvala reparatornu sposobnost, ali je ostogeneza izmenjena. Autori predpostavljaju da mobilne zubne nadoknade čine pritisak na periostalne krvne sudove i kompromituju ishranu kosti, što potpomaže razvoj atrofičnih i degenerativnih promena kosti.

Pokazano je da postoji zavisnost između jačine pritiska i patohistoloških promena potpornih tkiva. Dokazano je da mali

pritisak ne prouzrokuje bilo kakave promene, dok se sa povećanjem pritiska povećava intenzitet resorpcije kosti i inflamacije gingive.

Prema najnovijoj studiji iz ove oblasti, sistematski faktori kontrolišu završnu fazu resorpcije rezidualnog alveolarnog grebena, dok lokalni faktori dominiraju u prvoj fazi nakon vadenja zuba. [13]

1.7 Merenje sile na spoju protezna baza-noseća tkiva

Iz svih navedenih razloga javlja se potreba savremene stomatološke struke da se konstruiše sistem za merenje sile, koja stvara pritisak na spoju protezna baza-noseća tkiva.

Osobine koje takav sistem treba da zadovolji su: preciznost merenja, reproducibilnost, lakoća izrade, kompatibilnost sa mastikatornim sistemom, biološka podnošljivost i ekonomska prihvatljivost.

U tu svrhu su korišćeni piezodavači, dok su otporne merne trake korišćene za merenje sile zagrižaja između zuba. U ovom radu je opisan postupak merenja sile koja se javlja prilikom mastikacije, između protezne baze i tkiva, pomoću otpornih mernih traka.

II POGLAVLJE

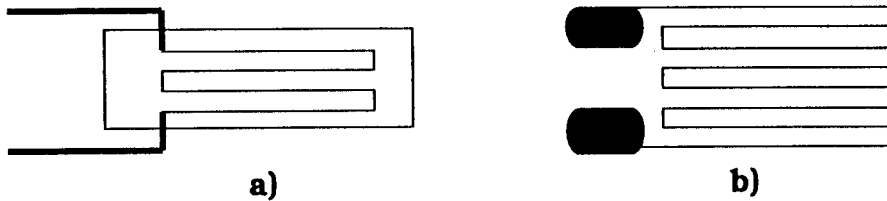
MERENJE SILE I NAPREZANJA

Široka primena električnih metoda za merenje sile i naprezanja započela je krajem 30-tih godina ovog veka kada su razvijene prve merne trake. Merne rake omogućavaju lako određivanje deformacija metalnih uzoraka pod uticajem naprezanja, odnosno sile koja se meri. Pored mernih traka za merenje sile sada se uspešno koriste induktivni i magnetostrikcioni (magnetoelastični) pretvarači. Razvoj ovih pretvarača i odgovarajuće elektronske merne opreme, uticao je da su mehanički uređaji za merenje sile u mnogim delatnostima potpuno potisnuti od strane elektronskih uređaja.

2.1 Merne trake

Žičane merne trake pronašao je 1936. Godine 25-togodišnji američki inženjer Edvard Simons, a patentirao ih je 1942. Godine. Princip rada zasniva se na tenzootpornom efektu, tj. promeni otpornosti žice pri njenom istezanju, što je uočio još 1856. godine Lord Kelvin. Merne trake su primenjive za merenje i mnogih drugih mehaničkih veličina, kao što su: ubrzanje, vibracije, pritisak, protok fluida idr. Koje na pogodan način mogu izvršiti deformaciju trake.

Prve merne trake su bile od žice a danas se proizvode od folije tankog filma ili poluprovodnika. Na slici 2. Prikazane su tzv. lepljene merne trake. Kod njih se višestruko uvijena tanka žica, odnosno folija lepi između dva lista papira ili plastike, tako da se dobije pretvarač u obliku pravougaonika dužine od 5mm pa do 5cm.

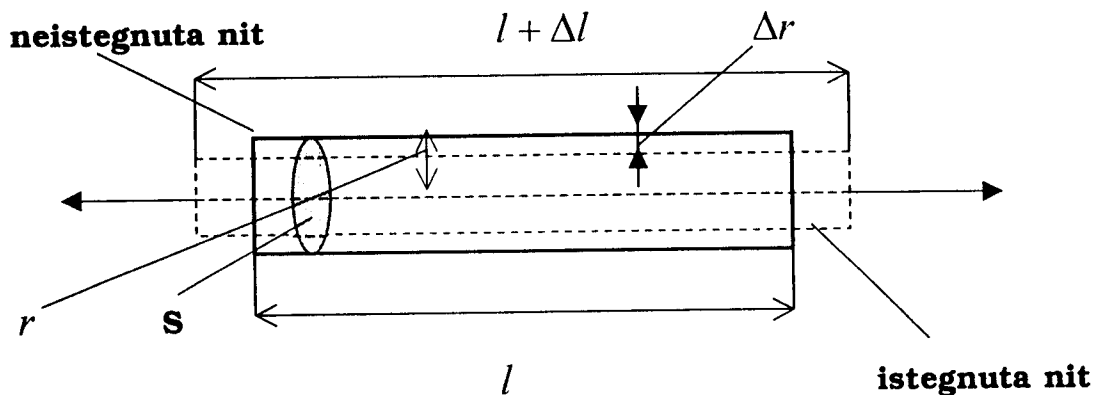


Sl.2. Merne trake od: a) tanke metalne žice
b) folije

Trake se lepe pomoću lepкова na bazi epoksi smola i pričvršćuju na površinu elastičnog objekta čije se deformacije mere. Lepljenjem se ostvaruje čvrst spoj trake i podloge tako da se deformacije koje nastaju na objektu u pravcu žica praktično jednake deformaciji trake. Merna traka, u prvoj aproksimaciji, reaguje samo na deformaciju u pravcu niti a ne i na deformacije u normalnom pravcu. To se objašnjava činjenicom da je uzdužni presek žice mnogo veći od normalnog (poprečnog) preseka, pa lepak kojim je traka pričvršćena za podlogu može u punoj meri da prenese deformaciju po dužini, ali ne i širini žice. Međutim, u praksi se zapaža i osetljivost na deformacije podloge normalne na pravac žice. Ova tzv. poprečna osetljivost je nešto izrazitija kod traka od folije nego kod žice ali je znatno manja od podužne osetljivosti. Kod praktičnih proračuna uticaj poprečne osetljivosti trake se obično zanemaruje.

2.2 Princip rada merne trake

Fizičke osnove rada mernih traka mogu se proučiti na jendnostavnom modelu metalne niti kružnog poprečnog preseka prikazane na slici 3.



Sl. 3. Uz objašnjenje principa rada mernih traka

Otpornost niti je : $R = \rho \frac{l}{S} = \frac{\rho l}{\pi r^2}$ (2.1)

ρ - specifična otpornost materijala žice

l - dužina žice

r - poluprečnik žice

Pri podužnoj deformaciji žice $\frac{\Delta l}{l}$, nastaje smanjenje

poluprečnika $\frac{\Delta r}{r} = -\mu \frac{\Delta l}{l}$ (2.2)

μ - Puasonov kefcijent koji se kod metala kreće u opsegu 0.24 do 0.40. Na osnovu relacije (2.1) i (2.2) za relativnu promenu otpornosti žice pri malim istežanjima dobija se:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} + 2\mu \frac{\Delta l}{l} + \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (2.3)$$

ili

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} \left(1 + 2\mu + \frac{\Delta \rho / \rho}{\Delta l / l} \right) \quad (2.4)$$

član $\frac{\Delta\rho/\rho}{\Delta l/l}$ naziva se koeficijent piezorezistencije i izražava

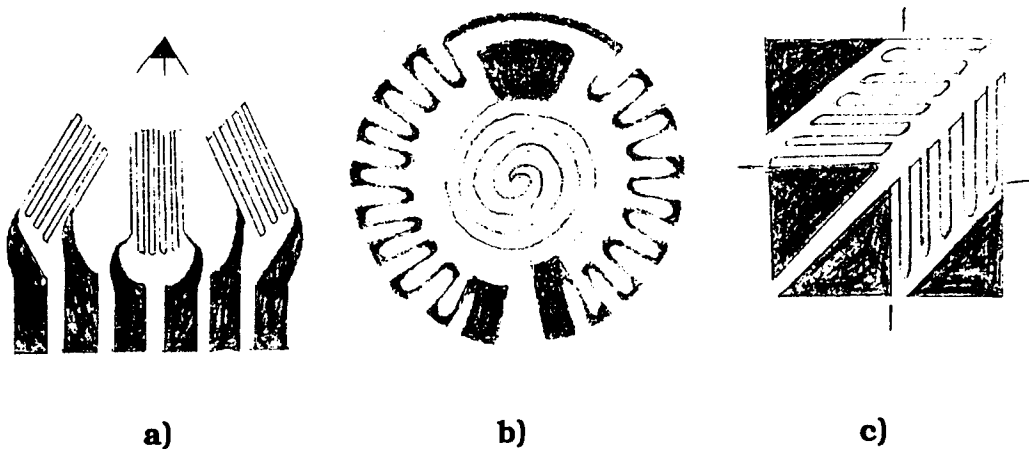
promeniu specifične otpornosti žice usled mehaničkog naprezanja žice. Kod materijala korišćenih za izradu mernih traka, koeficijent piezorezistencije predstavlja konstantnu veličinu, tako da čitav izraz relacije (2.4) predstavlja konstantu. Na taj način vidi se da je zavisnost promene otpornosti žice od istežanja linearna:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \frac{\Delta l}{l} \quad (2.5)$$

Za većinu mernih traka osetljivost k približno iznosi 2, ali ima materijala kod kojih ona dostiže i 6, kao što je npr. platina.

2.3 Oblici mernih traka i materijali za njihovu izradu

Naprezanje materijala u metalnim konstrukcijama može biti složeno, pa često nije dovoljno meriti deformaciju u samo jednom pravcu. Zbog toga se trake prave u obliku rozete koja se sastoji od tri trake postavljene pod različitim uglovima sl.4(a). Za neke specijalne primene koriste se i drugi oblici traka, od kojih su neke prikazane na slici 4.



Sl.4. različiti oblici mernih traka od folije

Od materijala koji se koriste za izradu mernih traka, zahteva se da imaju veliku specifičnu otpornost, što manji temperaturni koeficijent otpornosti i veliku osetljivost k . Poželjno je da merna traka ima relativno veliku otpornost, obično iznad 100Ω , da bi se smanjio uticaj otpornosti priključaka i dovodnih kablova. Zbog toga se traka izvodi u obliku tanke višestruko namotane žice ili folije. Prečnik žice iznosi od 3 do $10\ \mu m$.

U opsegu nižih temperatura, do oko $300^\circ C$ za izradu traka koriste se legure na bazi Cu i Ni, kao što je na primer konstantan

(60% Cu i 40% Ni). Trake od ovog materijala imaju koeficijent osetljivosti $k=2$, mali termički koeficijent otpornosti od oko

$3 \cdot 10^{-5}^\circ C^{-1}$ i specifičnu otpornost $0.49 \frac{\Omega mm^2}{m}$. Termički

koeficijent širenja iznosi $1.2 \cdot 10^{-5}^\circ C^{-1}$ što je vrlo blisko kao i u slučaju čelika.

Jedan drugi materijal sa komercijalnim nazivom "karma" sastoji se od 74%Ni, 20%Cr, 3%Fe i 3%Al. Osetljivost takođe iznosi $k=2$, dok su termički koeficijent otpornosti i širenja $10^{-4}^\circ C^{-1}$ i $1.3 \cdot 10^{-5}^\circ C^{-1}$, respektivno. Specifična otpornost

iznosi $1.6 \frac{\Omega mm^2}{m}$.

Za merenje naprezanja na visokim temperaturama do oko $1000^\circ C$, koriste se trake od čiste platine ili od legure 90%Pt i 10%Ir. Ove materijale karakteriše veliki koeficijent osetljivosti $k=6$, međutim, njihova nepogodna osobina je veliki termički koeficijent otpornosti i niska vrednost specifične otpornosti od

0.1 za Pt, odnosno $0.25 \frac{\Omega mm^2}{m}$ za leguru Pt i Ir.

Za izradu mernih traka koriste se poluprovodnički materijali, kao što je npr. silicijum sa visokim koncentracijama dodatnih nečistoća. Poluprovodničke merne trake karakteriše vrlo velika osetljivost koja iznosi i do 200. Velika osetljivost potiče od velike vrednosti koeficijenta piezorezistencije. Poluprovodničke trake su pogodne za osetljiva merenja napreznja i sile. Međutim, linearnost i temperaturska stabilnost, kao i opseg radnih temperatura su lošiji nego kod metalnih traka. Zbog toga se poluprovodničke merne trake, iako poznate više od 20 godina još uvek rede koriste od metalnih mernih traka.

Za lepljenje mernih traka koje rade u opsegu nižih temperatura koriste se lepkovi kao što su npr. acetonsko - celuloidni, bakelitno-fenolni, ardalit i sl. Trake koje rade na visokim temperaturama lepe se pomoću keramičkih lepkova pri čemu se žica nalazi između azbestnih slojeva. [14]

RAZVOJ MERAČA SILA NA SPOJU PROTEZNA BAZA-NOSEĆA TKIVA

3.1 Sistemi merača sila i njihove osobine

Brojni istraživači su prikazali modele merača sila korišćene unutar usne duplje sa manje ili više uspeha. Veliki deo posla je bio usredsređen na beleženje sila koja se razvijaju tokom žvakanja i gutanja.

Većina merača pritiska i sile zavisi od pomeranja ili promene dimenzija njihovog osetljivog elementa. Ovo bi trebalo da bude srazmerno upotrebljenoj sili ili pritisku. Ukoliko koristimo merač sile i ukoliko sila deluje normalno na datu

površinu, pritisak možemo izračunati na osnovu relacije: $P = \frac{F}{S}$,

gdje je S aktivna površina koja nam je poznata.

Različiti sistemi merača pritiska mogu se svrstati u četiri grupe, s obzirom na tip osetljivog elementa postoje:

- 1) otporni potisni merači
- 2) iduktivni i kapacitivni merači
- 3) merači koji koriste piezoelektrične kristale
- 4) hidraulični merači

Sile koje se javljaju usled samog žvakanja grupisane su u one sile koje se javljaju na okluzionoj površini i one koje se javljaju na spoju protezna baza-noseća tkiva. [15-18]

Ranija proučavanja koristila su promenljiva indukciona potisna merači, koji su zamenjeni otpornim potisnim meračima čija je prednost bila u tome što su manji i pokretani jednostavnim električnim strujnim kolom (Vitstonov most). [19-24]

Lawson [25] je pokazao da se preciznost uporedo povećava sa povećanjem nepomičnosti pokretnog elementa. Istraživači su, kao odgovor na to, razvili merače pritiska sa nepomižnom dijafragmom (membranom). Iako je preciznost bila poboljšana u ovim sistemima registrovan pitisak je i dalje bio zavisn od položaja merača. Razlog tome, bio je što se opterećenje primenjivano na ivicu membrane merača pokazalo manjim nego što je bilo u njegovom središtu.

Indukcioni sistemi su sistemi kod kojih učestalost zavisi od dimenzija membrane i njene elastičnosti. Ovi sistemi nisu skupi ali je njihovo sklapanje teško, a popravka je dugotrajna. [26-28]

Piezoelektrični merači, koji su u suštini bili nepomični koriste se u merenju okluzionog opterećenja. Ipak, oni ne bi bili dovoljno osetljivi za merenje pritiska na spoju protezna baza-noseće tkivo. Neki od merača su osetljivi na temperaturne promene i time izloženi negativnom delovanju otvaranja usta ili disanja prilikom eksperimenta. Oni nisu bili prikladni za merenje statičkih i sporo promenljivih sila [28,29].

Sistemi zasnovani na hidrauličnim principima korišćeni su za određivanje sila između proteze i zatvorene (okluzalne) površine. Svaki od ovih sistema sastojao se uglavnom od gumenih cevi ispunjenih tečnošću koje su mogle biti kompresovane prenoseći pritisak u dodatni oralni merač kroz nepomičnu neelastičnu cev. Ovi sistemi bili su u mogućnosti da zabeleže sile iz onih pravaca koji nisu bili u centru interesovanja i na taj način su mogli izazvati beleženje lažnog pritiska. [30-32]

3.2 Merači sila sa dijafragmama

Kao najbolji merači sila na spoju protezna baza-noseće tkivo pokazali su se merači sa dijafragmama. Pravljene su sonde



sačinjene iz: limene kutijice, spoljašnje membrane, unutrašnje membrane, središnje igle i potisnog merila. Kućište je sačinjeno od mesinga. Kod bilo kog potisnog merila čiji rad se zasniva na opterećenju ćelije membrane svakako presudan mehanički deo je osetljivi element uređaja, koji se obično naziva opružni element. Njegova uloga da usmeri posledicu opterećenja u izolovano i homogeno polje napona gde potisna merila mogu biti postavljena, i obezbediti delovanje suprotne sile koja bi uspostavila prvobitno stanje neopterećenja merila.

Kod ovog tipa merača unutrašnja membrana, središnja igla i spoljašnja membrana čine opružni element. Debljina spoljne membrane, koja se protezala uz oralnu sluzokožu, mogla se odabrati na osnovu očekivanog prostiranja sila. Obe membrane su načinjene od mesinga ili nerđajućeg čelika. Središnja noseća igla bi bila toliko mala koliko bi potrebe eksperimenta zahtevale. Njena svrha je u tome da prenese višesmernu opterećenja naneta spoljašnjoj membrani ka jednoj komponenti sile koja je normalna na unutrašnju membranu.

Ovaj merač pored toga što je jednostavan, jeftin i prikladan za merenje sile na spoju proteza-sluzokoža, pokazao je mnoge druge pogodnosti: osetljivost merača mogla se menjati promenom veličine i debljine membrane; male je veličine i lak; lako se sklapa i popravlja i vrlo je ekonomičan. Težilo se proizvodnji merača sa pružnim elementom povećane nepomičnosti. Osnovna razlika između ovog i prethodnih projekata sastojala se u mehanizmu opružnog elementa, koji se ovde javlja sa dve membrane. Unutrašnja membrana mogla se uvijati samo usled opterećenja ili pritiska prenesenog na nju pomoću središnje igle. Ovo je smanjilo nelinearne posledice koje su se mogle pojaviti usled delovanja sila koje nisu normalne na unutrašnju membranu merača.

Sveukupna linearnost i preciznost zavise od izgleda opružnog elementa i materijala koji se koriste u konstrukciji. Takav uređaj je linearan samo za mala skretanja membrane. Uopšteno gledano, skretanje membrane u središtu ne bi trebalo biti veće od debljine membrane i poželjno je da se ono zadrži u samo jednoj četvrtini membrane.

Za postizanje maksimalne tačnosti bilo bi idealno ako bi membrana bila konstruisana kao sastavni deo tela merača, ali ovo nije izvodljivo.

Budući razvoj biće usmeren ka konstrukciji merača sile koji koristi kao potisno merilo membranu. Ovaj projeklat ima prednost u pogledu distribucije napona membrane. Kod konstrukcije bi se povećala osetljivost merača i obezbedila temperaturna samokompensacija. [33]

3.3 Kawano-eksperiment

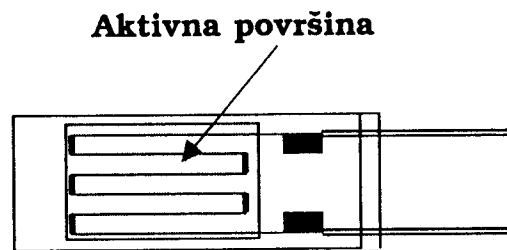
U jenom od eksperimenata u kojem se merio pritisak koji se javlja između protezne baze i usno jezičnih oboda alveolarnog grebena uspešno je korišten pretvarač sa membranama. Prednost ovih merača je u tome što se ne mora izradivati posebna merna sonda već se može direktno postavljati na mesto merenja. S obzirom da su merenja sile u radu [13] vršena na različitom mestu u usnoj duplji, nego merenja vršena u ovom radu, dobijeni rezultati se ne mogu porediti. Eksperiment [13] pominjemo kao primer sličnog merenja pri kom je korišten drugi tip merača.

IV POGLAVLJE

IZRADA MERNE SONDE I KALIBRACIJA

4.1 Izrada merne sonde

Kao davač u ovom merenju korišćena je otporna merna traka proizvođača HBM, Nemačka, tip 1.5/120 LY 11, nominalnog otpora 120Ω i aktivne površine $1.5 \cdot 1.2mm$.



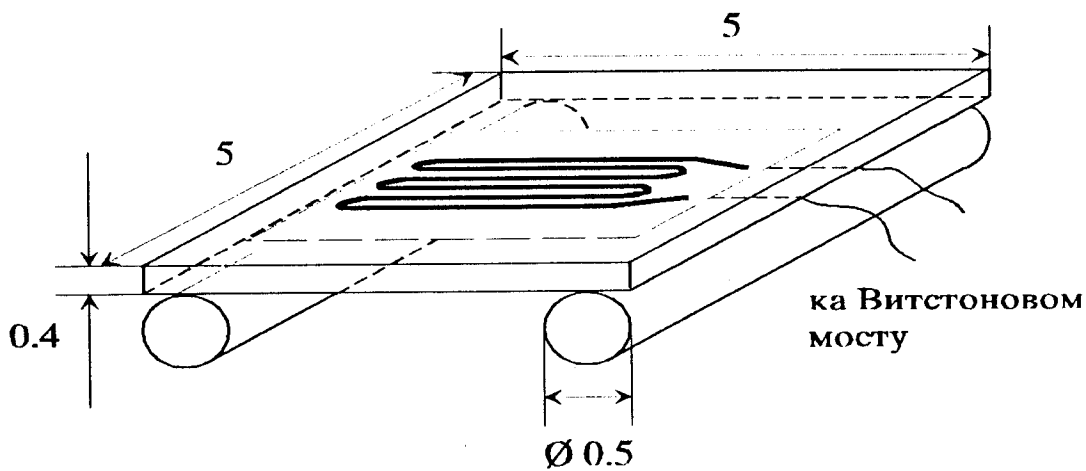
Sl. 5. Otporna merna traka

Nosač merne trake je namenjen optimalnom funkcionisanju merne trake. Postoji mogućnost da se iseče nosač, ali preterano skraćivanje dužine nosača može izmeniti napon koji je unešen u mernu mrežu i tako uticati na osetljivost merne trake. Merna sonda treba da bude što manjih dimenzija, kako bi se postigla što bolja kompatibilnost sa mastikatornim sistemom, pa je potrebno nosač skratiti po jedan milimetar sa svih strana.

Nakon skraćivanja, merna traka se lepi na nosač od čeličnog lima debljine $0.4mm$ i dimenzija $5 \times 5mm$. Ovaj nosač od čeličnog lima ostaje elastičan do $6N$.

Pošto se kod ovog tipa davača sila meri na osnovu deformacije merne trake, normalno na niti otporne merne trake,

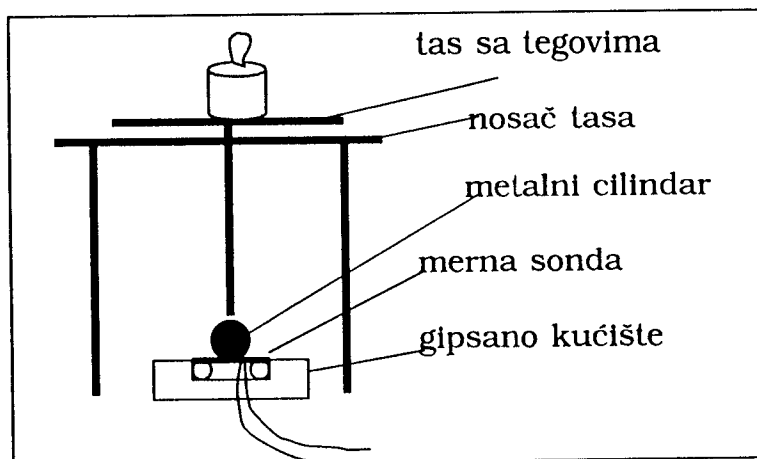
zalepljeni su metalni cilindri prečnika 0.5mm koji služe kao podupirači za deformaciju nosača.



Sl.6 Konstrukcija merne sonde

4.2 Kalibracija

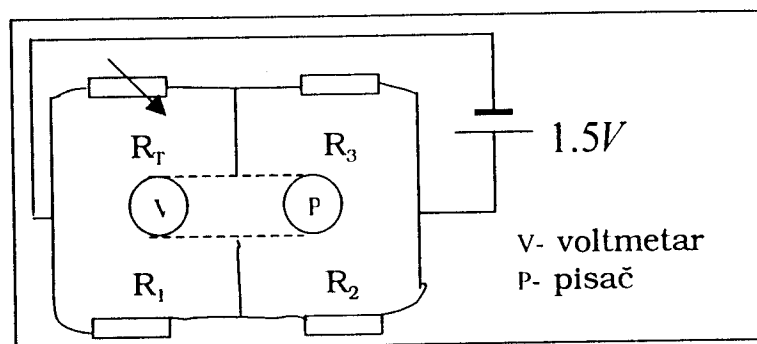
Merna sonda je postavljena u gipsano kućište koje je stabilno tako da je položaj sonde fiksiran. Na njenu aktivnu površinu delujemo metalnim cilindrom. Ovaj cilindar je povezan sa tasom na koji stavljamo tegove određene mase ($10\text{g} - 1\text{kg}$).



Sl. 7 Kalibraciona aparatura

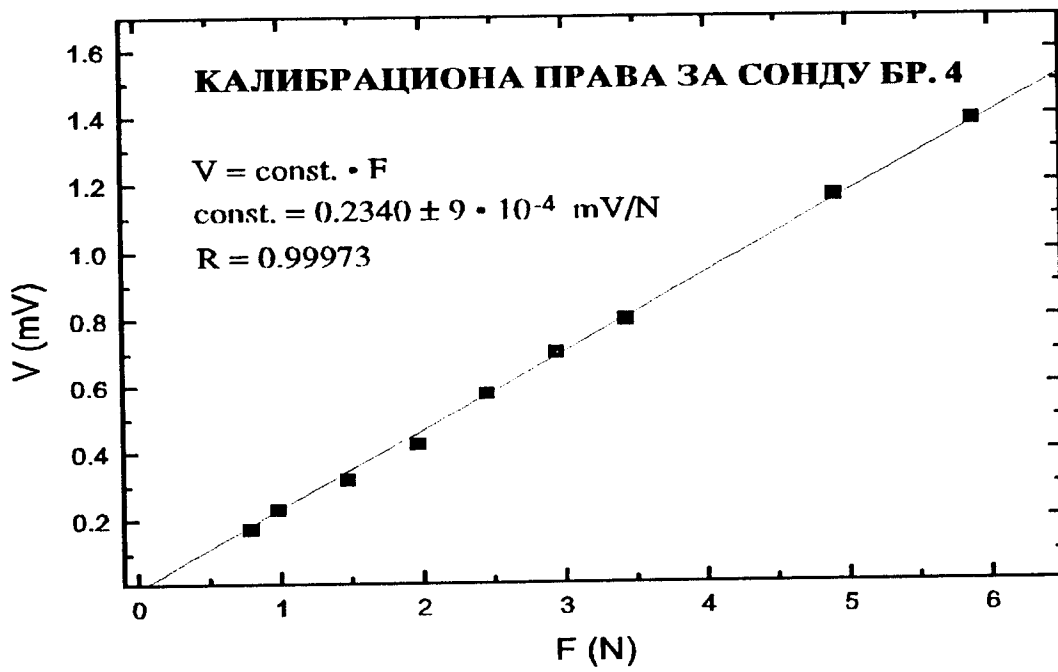
Krajevi otporne trake se povezuju u Vitstonov most koji se uravnotežuje pri odsustvu opterećenja. U tom slučaju u kolo Vitstonovog mosta je vezan mikro-voltmetar kojim se proverava ravnoteža. Tokom merenja u kolo se vezuje pisač. Registrovani signali su naponski. Veličina tih signala zavisi od mase tega (m) na tasu pa na osnovu te zavisnosti možemo nacrtati kalibracionu pravu: $V = f(F)$, gde je $F = (m + m_n) \cdot g$, a m_n je masa nosača tega.

Kalibracija se vrši na temperaturi ljudskog organizma ($37^\circ C$) u vlažnim uslovima kakvi vladaju u usnoj duplji. Maksimalni dozvoljeni napon za napajanje mosta je $1.5V$. Za napajanje je korišćena baterija od $1.5V$ zbog toga što je to najstabilniji izvor jednosmjernog napona. Ovo je bitno, jer su signali koji se registruju mali ($\approx 1mV$), pa bi svaka fluktuacija napona koja potiče od izvora napajanja uticala na signal i unosila bi veliku grešku.



Sl.8. Vitstonov most

Kalibracioni grafik prikazan na je na slici 9. Sa grafika vidimo da je linearnost očuvana do $6N$, sa koeficijentom korelacije $R = 0.99973$.



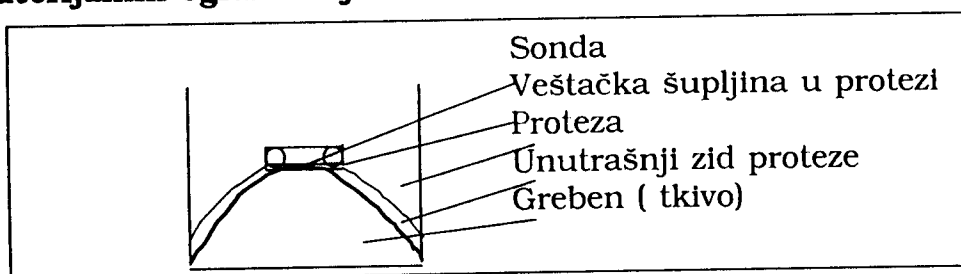
SI.9 Kalibraciona prava

EKSPERIMENTALNI DEO

5.1 Priprema i uvodne napomene

Ovde je prikazan prvi pokušaj da se kod nas izvede merenje sile na spoju protezna baza-tkivo pomoću otpornih mernih traka prilikom mastikacije sa totalnim zubnim protezama. Preliminarna merenja su urađena na nekoliko pacijenata. Međutim, svrha ovog rada je da opiše rad merne sonde pa je stoga urađena analiza rezultata dobijenih kod jedne osobe.

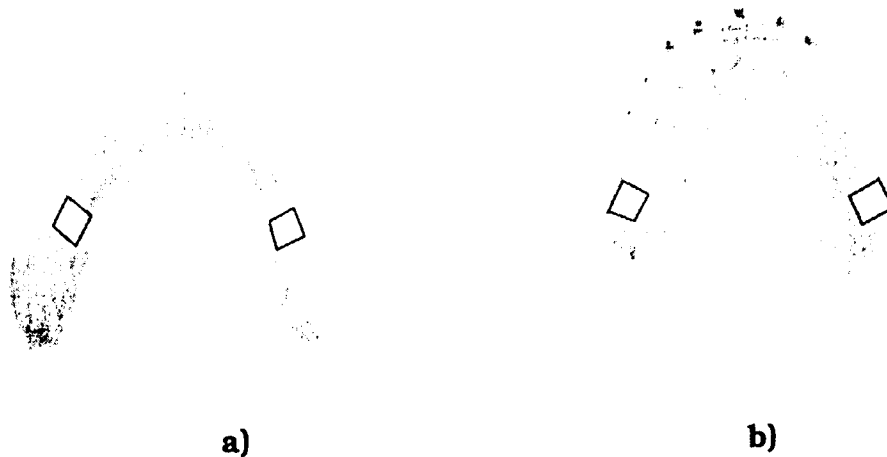
Na protezi je napravljeno specijalno kućište za sondu, koje je obezbeđivalo dodir osetljivog dela sonde sa sluzokožom i nije izazivalo nelagodnost pacijenta. Prilikom merenja sonda se postavlja tako da su podupirači okrenuti ka protezi (kao na slici). Krajevi sonde su prelakirani, kako ne bi došlo do međusobnog kontakta, povezani su u svežanj i provedeni napolje kroz ugao usta, da ne bi metali pokrete pri mastikaciji. Priključne žice su veoma osetljive na kidanje pa prilikom merenja može doći do uništenja sonde. Sonde su premeštane sa proteze na protezu tako da nisu uvek bile u idealno istom položaju. Poboljšanje bi bilo da se sonde fiksiraju u određenom položaju za svakog pacijenta pojedinačno što nije urađeno zbog materijalnih ograničenja.



Sl.10. Položaj sonde u kućištu

Tokom žvakanja posmatrana je sila ne samo na strani žvakanja nego i sa mirujuće strane. Mirujuća strana je ona na kojoj se zalogaj ne nalazi. Rezultati su pokazali da mirujuća strana takođe učestvuje kao potporna oblast pri mastikaciji i sila se sa strane mastikacije može preneti na alveolarni greben mirujuće strane radi smanjenja sile na strani žvakanja.

Položaji sonde prilikom merenja prikazani su na slici 11. Meri se sila između gornje, odnosno donje proteze i grebena, kada se mastikacija obavlja na istoj strani na kojoj se nalazi sonda i na suprotnoj strani.



Sl.11. Položaj sonde prilikom merenja:

a) donja proteza

b) gornja proteza

5.2 Izvođenje eksperimenta i rezultati

Dva posebna tipa merenja su izvršena u eksperimentu. Kao prvo merena je sila za vreme maksimalnog ugriza, i kao drugo, merena je sila proizvedena mastikacijom različitih vrsta hrane. Po standardu biramo kao tvrdu hranu kikiriki-3 zrna, a kao žilavu grožđe-5 zrna. Za svaku od ovih vrsta hrane osobine žvakanja bile su različite i obe vrste su bile teške za mastikaciju kod nosilaca totalnih proteza. U toku eksperimenta izvodi sa:

Vitstonovog mosta, koji se napaja baterijom 1.5V, su vezani na ulaz pisača.

Rezultati koji su izneti u ovom radu odnose se na slučaj kada je sonda bila postavljena na gornjoj protezi sa desne strane. Primer rezultata registrovan na pisaču prikazan je na slici 12a pri mastikaciji kikirikija i na slici 12b pri mastikaciji grožđa.

Pri merenju su postavljeni sledeći parametri pisača:

OSETLJIVOST PISAČA: 0.025 mV/cm

BRZINA KRETANJA PAPIRA: 120 mm/min

Signale koje je pisač beležio tokom mastikacije posedovali su velike izmene u amplitudi. Poredeći signale za suvo groždje i kikiriki uočava se da su signali za kikiriki veći, što je i bilo za očekivati, jer je kikiriki predstavljao tvrdu hranu. Srednja vrijednost sile je veća pri mastikaciji kikirikija nego pri mastikaciji suvog groždja.

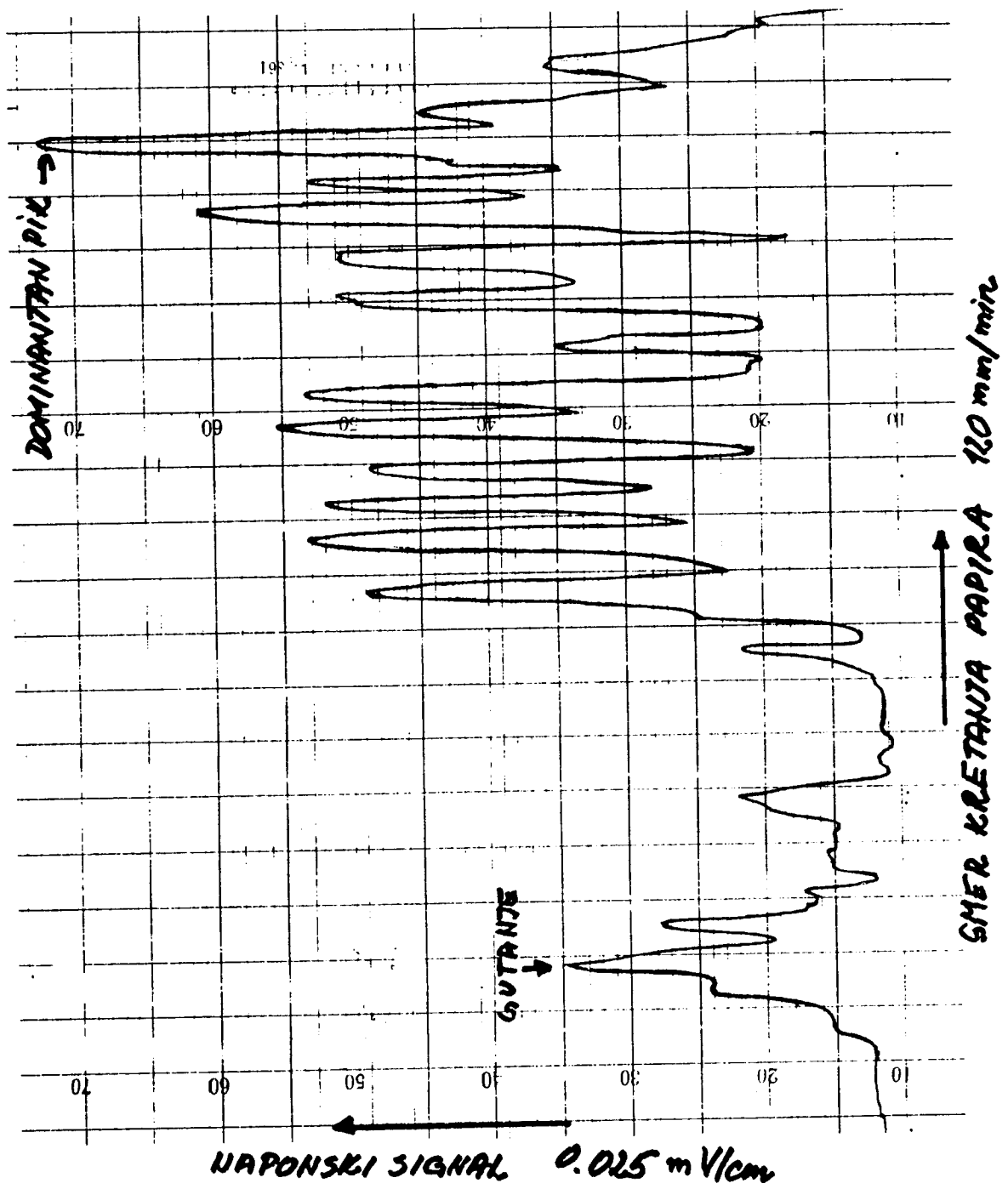
Takođe se uočava da se najveći pik pri mastikaciji kikirikija javlja na početku procesa, a nakon toga pikovi se ujednačavaju. Za razliku od toga pri mastikaciji suvog groždja javljaju se dva dominantna pika, jedan u početnoj fazi i drugi, koji je izraženiji na sredini ciklusa žvakanja.

Dužina trajanja mastikacije za kikiriki je nešto veća nego za suvo groždje: $T(s.g)=1.125(4)$ min i $T(k)=1.625(4)$ min

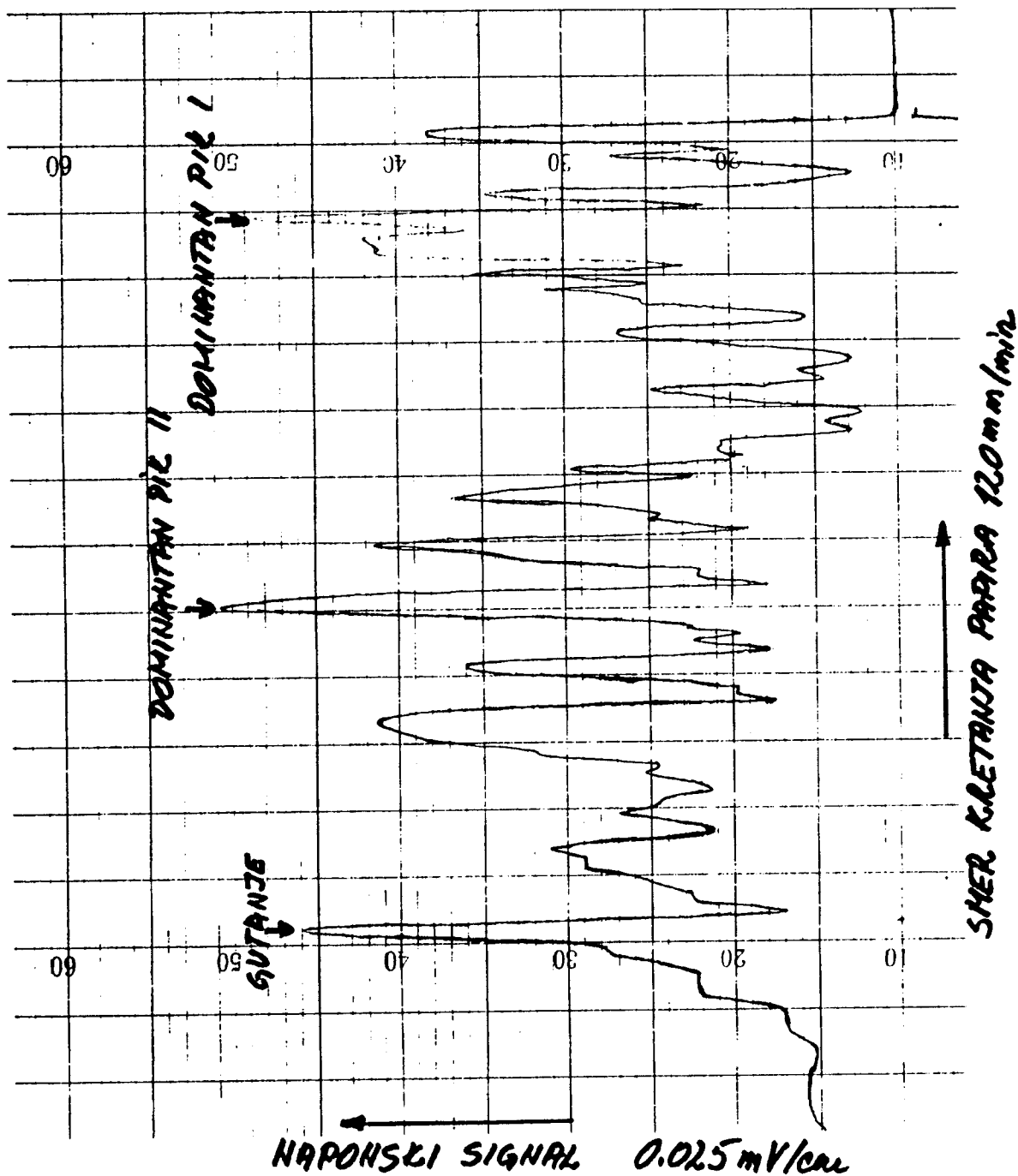
Sa dobijenih snimaka možemo izračunati i frekvenciju pokreta, znajući brzinu kretanja papira. Ona iznosi: $f(s.g)=16.00(6)$ pok/min i $f(k)=11.08(3)$ pok/min.

Ovaj metod merenja je dovoljno osetljiv da registruje karakterističan signal pri gutanju hrane. Oblik ovog signala se pokazao gotovo isti kod različitih pacijenata. Iz oblika signala se vidi da je čin gutanja složen proces, jer se javljaju tri prevojne tačke, što je posledica dejstva različitih mišića koji učestvuju

pri gutanju. Ovaj signal je izraženiji pri gutanju suvog groždja nego pri gutanju kikirikija.



Sl.12a Signal za kikiriki



Sl. 12b Signal za grožde

Na osnovu registrovanih signala i kalibracione prave možemo pristupiti izračunavanju *sile na spoju protezna baza-noseća tkiva*. U tabelama 1 i 2 date su vrednosti sile izračunate za sve pikove, kao i srednja sila koja se razvija u toku mastikacije. Srednja sila za suvo groždje je: $F_{sr}=0.70(5)$ N, a za kikiriki $F_{sr}=0.92(8)$ N.

Tabela 1. Signali i izračunate sile pri mastikaciji suvog grožđa.

Br. pika	l [mm]	U [mV]	F [N]
1	70	0.1750	0.748(6)
2	42	0.1050	0.449(5)
3	61	0.1525	0.625(6)
4	96	0.2400	1.026(6)
5	80	0.2000	0.855(6)
6	64	0.1600	0.684(6)
7	52	0.1325	0.566(6)
8	42	0.1050	0.449(5)
9	37	0.0925	0.395(5)
10	67	0.1675	0.716(6)
11	79	0.1975	0.844(6)
12	102	0.2550	1.090(7)
13	65	0.1625	0.694(6)
14	79	0.1975	0.844(6)
15	42	0.1050	0.449(5)
16	52	0.1300	0.556(6)
17	90	0.2250	0.962(6)

$$F_{sr} = 0.70(5)N$$

Tabela 2. Signali i izračunate sile pri mastikaciji kikirikija.

Br. pika	l [mm]	U [mV]	F [N]
1	61	0.1525	0.653(6)
2	85	0.2125	0.908(6)
3	154	0.3850	1.645(8)
4	105	0.2625	1.122(7)
5	125	0.3125	1.336(7)
6	99	0.2475	1.058(7)
7	100	0.2500	1.068(7)
8	60	0.1500	0.641(6)
9	106	0.2650	1.132(7)
10	111	0.2775	1.186(7)
11	94	0.2350	1.004(6)
12	102	0.2550	1.090(7)
13	105	0.2625	1.122(7)
14	95	0.2375	1.015(6)
15	26	0.0650	0.278(5)
16	27	0.0675	0.289(5)
17	41	0.1025	0.438(5)
18	60	0.1500	0.641(6)

$$F_{sr} = 0.92(8)N$$

Kao što smo i očekivali, pokazalo se da je srednja sila pri mastikaciji kikirikija veća od srednje sile pri mastikaciji suvog groždja. Razlika u procentima iznosi 24%. Pošto se metod pokazao dovoljno osetljiv možemo ga primenjivati za merenje sila na spoju protezna baza-noseća tkiva prilikom mastikacije sa totalnim zubnim protezama.

ZAKLJUČAK

Zbog mnogobrojnih razloga pojavila se potreba savremena stomatološke struke da se konstruiše sistem za merenje sile na spoju protezna baza-noseća tkiva prilikom mastikacije. Ovakav sistem trebalo bi da zadovolji preciznost, reproducibilnost, lakoću izrade, kompatibilnost sa mastikatornim sistemom, biološku podnošljivost i ekonomsku prihvatljivost.

U ovom radu je opisan prvi pokušaj da se kod nas izvede merenje sile na spoju protezna baza-noseća tkiva pomoću otpornih mernih traka.

Napravljene su 4 merne sonde, na relativno jednostavan način. Snimljene su njihove kalibracione krive, koje su pokazale dobru linearnost do $6N$. Koeficijent linearnosti je bio gotovo isti za sve četiri sonde. Sonde su bile dimenzija $5 \times 5mm$ i vezane u jednostavno električno strujno kolo koje sadrži Vitstonov most. Inače, merilo je pokazalo dobru kompatibilnost sa mastikatornim sistemom i biološku podnošljivost.

Loša osobina ovih senzora je osetljivost priključnica na kidanje, pa se one mogu lako uništiti.

Nepogodnost je bila i to što su se sonde premeštale iz jedne proteze u drugu, tako da nisu uvek bile u idealno istom položaju pri ponovljanju merenja. Pобољшanje bi bilo da su se sonde fiksirale u određenom položaju za svakog pacijenta ponaosob. Međutim zbog materijalnih okolnosti proizvodnja sondi je bila ograničena.

Do sada su se najbolje pokazali merači sa dijafragmama koje je koristio Kawano u svome eksperimentu. Pogodnost je bila ta što za ove merače nije bila potrebna izrada posebnog nosača, već su se direktno mogli postaviti na merno mesto.

Rečnik stručnih izraza

- alveola** – šupljina, udubljenje
- anatomorfološke izmene** – izmene u građi i obliku
- anteriorni** – prednji
- atrofija** – smanjenje funkcije
- bolus** – zalogaj
- gingiva** – deo oralne sluzokože koji pokriva alveolarni nastavak
gornje i donje vilice i obuhvata vratove zuba
- histos** – tkivo
- intaktan** – ceo
- inflamacija** – zapaljenje
- kadaver** – leš
- kranion** – lobanja
- mastikacija** – žvakanje
- mandibula** – donja vilica
- maksila** – gornja vilica
- mukoza** – sluzokoža
- okluzija** – zatvaranje
- okluzalna ravan** – ravan koju dodiruju gornji i donji zubi
- orofacijalni sistem** – vilica sa svojom muskulaturom, zubi sa
potpornim tkivima, vilični zglob, jezik,
usnice, obrazi, nepce, ždrelo i pod usne.
duplje sa svojim mišićima i inervacijom
- ostogeneza** – generisanje kosti
- paradoncijum** – funkcionalni sistem koji se sastoji od gingive,
periodoncijuma, cementa i alveolarne kosti
- proprioceptivni mehanizam** – tkivni receptori u sluzokoži
- peridoncijum** – pridontalna membrana
- percepcija** – dodirivanje, opažanje
- prolongiran** – produžen
- patohistologija** – nauka o oboljenju tkiva

periostalan - oko kosti

retencija - zadržavanje na ležištu

stabilizacija - zadržavanje u toku funkcije

sagitalan - strelast, koji ide kroz sredinu tela

reparatorna sposobnost - sposobnost obnavljanja

TMZ - temporo mandibularni zglob

LITERATURA

1. Krstić M, Petrović A, Stanišić Sinobad D, Stošić Z. Totalna proteza. Gornji Milanovac: Dečije novine, 1998.
2. Ivaniš T. Relacija određenih konstitucijskih faktora s intenzitetom mastikacijskih sila. Zagreb: Doktorski rad, 1986.
3. Suvin M, Branovački D. Dostignuća u stomatološkoj protetici II, Beograd: Zavod za udžbenike i nastavna sredstva, 1985.
4. Martinović Ž. Elektromiografski nalaz kod ozubljenih, Beograd: Magistarski rad, 1987.
5. Langer A. i Michman J. Occlusal perception after placement of complete dentures. J Prosthet Dent 1968.
6. Kawamura Y, i Watanable M. Studies on oral sensori thresholds I: The discrimination of small differences i thickness of steel wires i person with natural and artificial dentitions. Med J Osaca Univ 1960.
7. Smith DE, Kydd WL, Wykhuis WA i Phillips LA. The mobility of artificial dentures during comminution. J Prosthet Dent 1963.
8. Igić A. Naponska stanja totalnih proteza i mandibule kod različitih oblika alveolarnih grebena u sagitalnom pravcu, Niš: Doktorski rad, 1990.
9. DiPietro G. Signifikance of the Frankfort-mandibular plane angle to prosthodontics. J Prosthet Dent 1976.
10. Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH. Biting strength zan chewing forces in complete dentures. J Prosthet Dent, 1990.
11. Glantz PO i Stafford GD. Bite forces and funkcional loading levels in maxillary complete dentures. Dent Mater, 1985.
12. Slagter AP, Bosman F, van der Glas HW, van der Bilt A. Human jaw-elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state. Arch Oral Biol, 1993.
13. Kawano F, Nagao K, Inoue S, Matsumoto N. Influence of the buccolingual position of artificial posterior teeth on the pressure distribution on the supporting tissue under complete denture.
J Oral
14. Dr. Dragan Stanković, Fizičko tehnička merenja, Naučna knjiga 1987.
15. Howell A H, Manley R S. An electronic strain gauge for measuring oral forces J Dent Res 1948.
16. Koel A H Brudevold F. Vertical forces used during chewing of food. J Dent Res 1950.
17. Brudevold F. A basic study of chewing forces of a denture wearer. J Am Dent Assoc Dent Cosmos 1951.

18. Yurkstas B S. Curby W A. Force analysis of prosthetic applicates during function. J Prosthet Dent 1953.
19. Anderson D J. A Method of measuring forces of denture bases against supporting tissues. J Prosthetic Dent 1955.
20. Frechette A R. Masticatory forces associated with the use of various types of artificial J. Prosthet Dent 1975.
21. Frechette A R. Comparison of balanced and non-balanced occlusion of artificial dentures based upon distribution of masticatory force J prosthetic Dent 1955.
22. Anderson D J. Measurement of stress in mastication: I J Dent Res 1956.
23. Anderson D J. Picton D C A. Masticatory stresses in normal modified occlusion. J Dent Res 1958.
24. Lawson W A. The validity of a method use for measuring masticatory forces. J Prosthet Dent 1960.
25. Wain E A. A method of measuring retention. Proc Br Soc Stady. J Prosthet 1961.
26. Wain E A. Oral pressures. Dent practic 1964.
27. Wain E A. The used of telemetry in prosthetics. Dent Practic 1969.
28. Nyquist G. Owall B. Masticatory load restuctions during function. Odont Rewy 1968.
29. Mansour R M. Piezoelectric transducesers for oral force menitoring. J Med Eng Tech 1977.
30. Finnegan F J. Determination of maxillomandibular force generated during deglution J Prosthet 1967.
31. Bearn E M. Sam masticatory force patterns produced by full denture vearers Dent Practit 1972.
32. Bearn E M. Effect of different oclussal profiles on the masticatori forces transmited by complete dentures. Br Dent J 1973.
33. Watson C. J Abdul Wahad M.D. The Development of and Inexspesive Pressure Transducer for Use at the Denture Base-Mucosal Surface Interface, 1984.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

- Redni broj:
RBR
- Identifikacioni broj:
IBR
- Tip dokumentacije: *Monografska dokumentacija*
TD
- Tip zapisa: *Tekstualni štampani materijal*
TZ
- Vrsta rada: *Diplomski rad*
VR
- Autor: *Dragana Rosić, br. dos. 188/94*
AU
- Mentor: *Dr Zoran Mijatović, docent PMF Novi Sad*
MN
- Naslov rada: *Primena otpornih merih traka kod merenja sile prilikom mastikacije sa totalnim zubnim protezama*
NR
- Jezik publikacije: *Srpski (latinica)*
JP
- Jezik izvoda: *Srpski*
JI
- Zemlja publikovanja: *Jugoslavija*
ZP
- Uže geografsko područje: *Vojvodina*
UGP
- Godina: *1999.*
GO
- Izdavač: *Autorski reprint*
IZ
- Mesto i adresa: *Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, 21000 Novi Sad*
MA
- Fizički opis rada: *(5/34/12/2/0/33/0)*
FO
- Naučna oblast: *Fizika*
NO
- Naučna disciplina: *Medicinska fizika*
ND
- Predmetna odrednica/ključne reči: *Totalne zubne proteze, mastikacija, merenje sile, otporne trake*
PO
- Čuva se: *Biblioteka Instituta za fiziku, PMF Novi Sad*
ČU
- Važna napomena: *Nema*
VN
- Izvod: *U radu su prezentovani rezultati merenja sile koja se javlja prilikom mastikacije kod pacijenata sa totalnim zubnim protezama. U tu svrhu razvijen je metod merenja korišćenjem otpornih merih traka. Izrađene su odgovarajuće sonde koje se postavljaju na mesto unutar proteze na kojem se vrši merenje. Ovaj metod se pokazao kao primenjiv za ovakva merenja.*
IZ
- Datum prihvatanja teme od strane Veća: *25.06.1999.*
DP
- Datum odbrane: *28.07.1999.*
DO
- Članovi komisije:
Predsednik:
Dr Miroslav Vesković, vanredni profesor, PMF, Novi Sad
Članovi:
Dr Stevica Djurović, vanr. profesor, PMF, Novi Sad
Dr Zoran Mijatović, doc., PMF, Novi Sad
KO