

УНИВЕРЗИТЕТ „ТОМОСЪТ“ - АРГОБИЛСКО ОКОЛНО

ОТДЕЛЕНИЕ ПО МЕДИЦИНА

КАТЕДРА ПО ПЕДИАТРИЯ И НЕОНАТОЛОГИЯ

КАТЕДРА ПО ПЕДИАТРИЯ И НЕОНАТОЛОГИЯ

ДЕФОРМАЦИЯ НА ТЕЛО НА МОСТ ВО ЗАВИСНОСТ ОД ВИСИНАТА, ШИРИНАТА И ФОРМИРАТА НА РАСТОНОСТ

Д-Р АНАТОЛИЈА ПЕТРОВИЧ ПЕТРОВИЧ, Д-Р АНАТОЛИЈА ПЕТРОВИЧ ПЕТРОВИЧ

КАТЕДРА ПО ПЕДИАТРИЯ И НЕОНАТОЛОГИЯ

УНИВЕРЗИТЕТ "КИРИЛ И МЕТОДИЈ" - СКОПЈЕ

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ

Клиника за фиксна стоматолошка протетика

Асист.д-р Јагода Бајевска

ДЕФОРМАЦИЈА НА ТЕЛО НА МОСТ ВО ЗАВИСНОСТ ОД ВИСИНАТА,
ШИРИНАТА И ГОЛЕМИНАТА НА РАСПОНОТ

- клинички и експериментални иследувања -

- Магистерски труд -

Ментор:

Проф.д-р Е.Мирчев

Скопје, 1988 година

За непрекинатото интересирање, сугестии и совети во текот на изработката на овој труд, најдлабоко се заблагодарувам на менторот проф. д-р Ефтим Мирчев.

Се заблагодарувам за помошта во работата, за усмерувањето во спроведувањето на испитувањата на проф. д-р Ѓорѓи Симов и доц. д-р сци Ерол Шабанов.

Особена благодарност му должам на д-р сци Дончо Чаловски за несебичната помош во изведувањето на експерименталниот дел од испитувањата и овозможените стручни консултации.

Исто така, благодарна сум и на Ана Змејковска за техничката изведба во заботехничката лабораторија, како и на сите други кои на свој начин ми помогнаа во реализацијата на мојот труд.

СОДРЖИНА

	стр.
1. Увод и преглед од литература	1
2. Цел на трудот	17
3. Материјал и метод на работа	18
4. Резултати	23
4.1. Клинички резултати	23
4.2. Експериментални резултати	28
4.2.1. Определување на модулот на еластичност	28
4.2.2. Испитувања на еластична деформација	31
4.3. Теоретска пресметка на вгивови	44
4.4. Пресметнување на напонот кај спруветите	46
5. Дискусија	48
6. Заклучок	59
7. Литература	62

ВОВЕД И ПРЕГЛЕД ОД ЛИТЕРАТУРА

Губењето (отпаѓањето) на одделни заби или на група заби доведува до нарушување на естетиката, фонацијата и функцијата што го тера пациентот да бара помош за нивно надоместување. Во такви случаи, протетичката терапија треба да ги исполни очекувањата на пациентот и со реконструкција да ги воспостави изгубените функции.

Еден вид протетичка конструкција, која е предмет на нашето испитување е мостот, и тоа неговата деформација, предизвикана од неправилна техничка или клиничка изработка.

Мостот е терапевтско средство, што не само што ги надоместува забите што недостасуваат, туку и ги реставрира пометените или загубени функции. Биолошката вредност на мостот е поголема ако тој успешно се инкорпорира во орофацијалниот систем. Тој е средство преку кој се трансформираат механичките и физички сили во физиолошки функции со соодветна биолошка реакција на живото ткиво, што се остварува со почитување на низа фактори, почнувајќи од планирањето, клиничката и техничката фаза на работа и примената на соодветен материјал.

Со мостот, како терапевтско средство, во рехабилитацијата на цвакалниот орган се настојува што повеќе да се имитира анатомската и физиолошка состојба, решавајќи, во исто време, два основни проблеми: технички и биолошки. Мостовната конструкција, што служи како замена на изгубените заби, е носена од биолошка основа, што реагира на физички и механички закони. Неисполнувањето на механичките, или биолошките бара-

ва, ќе резултира не само со неуспех на самата реставрација, туку и со губење на забите-носачи, односно ќе се загуби превентивната улога. Според тоа, во мостот се интегрирани основните принципи на механичките и биолошките закони, од што треба да резултира една хармонија меѓу фиксно-протетичката конструкција и мастикаторниот систем, односно забите да бидат во истовремен и рамномерен допир. Според тоа, таа е биомеханичка конструкција.

Со денталната мостовна конструкција се надоместуваат загубените заби, се воспоставува континуитет на забната низа и цвакопритисокот се пренесува на преостанатите заби преку допирните површини. Мостовната конструкција е средство за превентивна, функционална, фонетска и естетско-физиономиска реконструкција на прекинатите забни низи и орофацијалниот систем. Не е веќе догма дека мостовите се подобри и подолготрајни изработки, при што, за една стабилна состојба во усната празнина, покрај спомнатите елементи, одлучува и усната хигиена. (Lange 1985).

Денталните мостови по форма, големина и висина треба да одговараат на изгубените заби и да бидат во правилен однос со антагонистите за да се добие складна и урамнотежена оклузија. Во текот на својата функција, мостот е изложен на дејство на јаки функционални сили, што кај одредени пациенти можат да достигнат и до 1000 N. Затоа, при планирањето на мостовната конструкција, покрај биолошките, естетските и хигиенските услови на оралната празнина, треба да се земат предвид и принципите на статиката и цврстината (јачината) на

конструкцијата за да се одбегне деформацијата на телото и да се овозможи нивно нормално функционирање.

Делови на мостот се: столбовите-носачи на мостот, врските, телото и основата.

Цвакопритисокот, што паѓа врз телото, преку коронките се пренесува на носачите на мостот, каде што по пат на истегнување преку Шарпеевите влакна се пренесува на виличната коска. Постои физиолошка разлика во морфологијата на забите и нивната положба во коскено ткиво, а со тоа и разлика во способноста да се спротивстават на големината на оптоварувањето. Најотпорни се првите, вторите молари и канините.

Со врските на мостот, телото се поврзува со носачите на мостот. Како врски што се употребуваат денес се сите видови вештачки забни коронки. Тие треба да ги задоволат морфолошките карактеристики на природните заби, воспоставувајќи оптимални оклузални односи.

Забите што недостасуваат, односно празниот простор меѓу забите-носачи, се исполнува со телото на мостот, чија форма е променлива и во основа зависи од местоположбата во виличниот лак. По класичното сфаќање, анатомската форма на телото не е толку битна, се посветувало поголемо внимание на начинот за одржување на хигиената па се изработувале секаде каде што имало услови за хигиенски мостови, а во видливиот дел да има природен изглед. Формата на надоместените заби, оклузално и донекаде вестибуларно, зависно од местоположбата, донекаде ги задржува морфолошките карактеристики на загубените природни заби. Оралната страна на телото на мостот се моделира

повеќе косо, за да обезбеди подобра хигиена. Според Kende (1959), формата на телото на мостот не треба анатомски да се обликува, туку вестибуларните и орални видови треба да затвораат агол од 45° .

Vukovoјас (1963), смета дека обликот на телото зависи од местото во виличниот лак. Постои разлика меѓу формата на телото на мостот во пределот на фронтот, во горната бочна регија и во долната бочна регија. Телото во пределот на фронтот на попречен пресек е во форма на леќа и гингивата ја допира површински. Во горната бочна регија, формата на попречниот пресек е правоаголен триаголник со кратка катета - цвакална површина, подолгата катета-вестибуларната површина, а хипотенуза е оралната површина. Ваквото тело, зависно од видливоста, се моделира со површински допир, линеарен, или ако не се гледа, да отстои од гингивата, односно, хигиенски. Во долната бочна регија, телото има триаголест облик на рамнокрак триаголник при што вестибуларната и орална површина се еднакви, а третата, цвакалната површина, е помала. Најповолен агол што го затвора вестибуларната и орална површина е 35° , и не ја допира гингивата.

Ambrecht i Gerber (1969), Fröhlich i Körber (1970) бараат тело со пресек во вид на срце без контакт со алвеоларниот гребен. Regel (1972) опишал модифициран хигиенски мост и рекол дека -за да се реши хигиенскиот момент, а и да нема проблеми со цврстината- ако се подели телото на три дела, треба да има висина колку што изнесува ширината на оклузалниот дел.

Врската на телото со коронките е зголемена, бидејќи гингивалниот раб на телото е конкавен и продолжува во проксималните површини на коронките.

Обликот на телото на пресек, кој преовладува кај денталните мостови е триаглед. Според Suvini i Kosovel (1975) вестибуларната површина е слична на природниот заб, што го заменува, додека јазичната површина не мора да биде строго морфолошки обликувана, но не смее да се оддалечи од природниот облик, бидејќи ќе пречи на јазикот и при фонацијата ќе се јават тешкотии.

Tjan (1983) опишал хигиенски мост, чие тело ги задржува приближно $2/3$ од Букалната површина и половина од лингвалната површина на забите што недостасуваат. Гингивалната површина на телото е обликувана конвексно или рамно буколингвално за да помогне во потполното чистење на денталниот плак.

Денешниот став во тој поглед е телото на мостот да се моделира повеќе морфолошки и кога мостот не се гледа, без да ослаби неговата отпорност на силите на двакопритисокот. Гингивалниот дел на телото да отстои до 1 мм (хигиенски), за да може да се спроведе активна и пасивна усна хигиена. Или, може да допира на гингивата линеарно, без притисок. Таа не е строго геометриска линија, туку, зависно од гребенот, е поширока или потесна површина. Телото може да има и полухигиенски полуседлест однос со гребенот. Таквите тела се попривратливи за пациентот и не предизвикуваат психички немир, но пак затоа хигиената е многу слаба.

Растојанието меѓу антагонистите и алвеоларниот гребен, каде што се изработува мостот, претставува висина на телото на мостот. Таа од една страна се граничи со алвеоларниот гребен, а од другата со забите од спротивната вилица, во положба на централната оклузија, односно на максималната интеркуспидација. Висината е индивидуална. Кај едни пациенти висината е мала, поради тоа што клиничките коронки на природните заби се кратки, ако реконструкцијата се врши набрзо по губењето на забите. Кај други, висината е поголема поради тоа што и забите се подолги.

Висината може да биде голема и кога се оштетува алвеоларниот продолжеток механички, при тешка или нестручна екстракција на заб.

Во случај кога е мало растојанието меѓу забите антагонисти и соодветниот дел на безабиот гребен, не може да се направи конструкција со оптимална форма и димензии. Притоа ќе се добие грацилно тело на мост, кое брзо ќе се деформира или ќе се скрши, со што ќе се оштети ткивото или забите-носачи. Според некои автори, тоа е контраиндикација за изработка на мост, според други, во такви случаи телото на мостот се моделира со потесна цвакална површина, па се редуцира и, во најлош случај, висината да биде еднаква со ширината.

Постојат и други можни решенија, повеќе или помалку прифатливи. Vujošević (1986) предлага телото на мостот да се прошири и благо да се приближи кон гребенот. Таа површина мора да биде високо полирана. Други тоа го нарекуваат нехиџиенско седлесто налегнување на телото врз гребенот. Ретко ре-

шение е по хирушки пат да се снижи алвеоларниот гребен (алвеолотомија или гингивектомија) и да се продолжат носачите со што се добива поголемо растојание меѓу него и антагонистите. (Vukovoјас -1963, Vujošević -1986).

Најдобро е кога висината е максимална, бидејќи со тоа се зголемува цврстината на мостот, а со тоа се зголемува и спојот на телото со врските. Со тоа се зголемува и јачината на конструкцијата и, во исто време, се распоредува притисокот на поволен начин. Големината на поврзувањето треба да изнесува најмалку 3 мм. (Мирчев, 1986). Лотаните места или местото на поврзување на телото со врските се чувствителни и најчесто тука, и во средината на телото, настанува деформација или кршење на мостот. Со техниката на дводимензионалната фотоеластичност, утврдено е дека на местото на поврзувањето е присутна висока концентрација на напрегање. (Farah i Craig -1971).

Во 1984 година Apotheker, Nishimura, Seerattan го изнеле сознанието дека за да се намали негативниот ефект на непрецизно излевање на големите мостови, нивното изработување треба да биде од неколку делови. Залемувањето на деловите од мостот го вршеле по конвенционален начин и со употреба на Nd-Yag - ласер. Со користењето на ласерот добиле максимално спојување на деловите, додека со конвенционалното залемување се покажало дека мостовите на тие места се фрактурираат во устата.

Ширината на цвакалната површина на телото, кога недостасуваат два заба, при отпорни носачи се моделира исто ка-

ко што е и ширината на загубените заби или на забот-носач. Доколку недостасуваат три заба, тогаш мора да се намали ширината на цвакалната површина на телото и таа да не ја надминува површината на два нормални заби (Đajić i sor. -1980).

Потесните цвакални површини го намалуваат функционалниот ефект, а оклузалната површина е потесна доколку меѓувилничниот простор е понизок. Според Surin (1975), ширината на цвакалната површина е за третина потесна од природните заби, што зависи од висината на меѓувилничниот простор.

Ширината на телото не смее многу да се намали, според Tjan (1983), од следниве причини:

1. Таа треба да обезбеди максимален оклузален однос со спротивните заби и оптимална мастикаторна функција.
2. Да ги заштити јазикот и образната лигавица, обезбедувајќи доволен хоризонтален преклоп.
3. Да спречи оштетување на фундаментот со храна.

Должината на телото е ограничена со забите што го ограничуваат дефектот. Услови за изработка на мост има кога растојанието е од еден или два изгубени заба. При поволни услови и со редукција на цвакалната површина за $1/3$ можат да се надоместат и три изгубени заба во бочната регија.

Behrend (1977) нашол дека мост, со кој се реставрираат беззабни места до околу 22 мм во должина, може да има поволна прогноза, (а тоа е простор од два моларни заби).

Ако се земе предвид дека мостот претставува проста греда при неговото оптоварување, се јавува момент на свитку-

вање, односно еластична деформација. Моментот на свиткување-то, е најголем кога должината-распонот меѓу забите-носачи е поголем и кога силата делува во средината меѓу забите-носачи (Schwickerath, 1986).

Исто така цврстината на телото зависи и од попречниот пресек на интерденталното спојување, односно сепарацијата меѓу членовите. Тука се наоѓа најслабиот дел на конструкцијата (Vukovoјас 1974, Schwickerath 1982). За да биде оралната страна на хигиенскиот мост појака, Kововчевиќ (1978) бара таа да е рамна, бидејќи мостовите се свиткуваат и кршат на тие места. Според Eichner (1982) поврзните места на меѓучленовите, најмногу кај горните фронтални конструкции со четири меѓучлена, се изработуваат пренежни и при употребата се кршат.

При планирањето на мостот треба да се изврши правилен избор на материјалот-легурата, бидејќи од тоа зависи отпорноста на мостот. Легурите од 22 карати (40-75 Нв) се меки, но тие најчесто се употребуваат во секојдневната практика и со нив се претрпува неуспех. Tillitson, Craig, Farah i Peyton (1970) со помош на мерачи на деформации докажале дека мостовите поради нискиот модул на еластичност покажуваат големи вредности на деформација во споредба со другите дентални легури.

Најдобри се за употреба легурите од платинското злато. Од златните легури без платина најдобра е 20-каратната златна легура. Тврдината на легурите треба да се движи од 90-140 Нв (III-групи) за сите видови фиксни протези (теле-скопски, делумно едноделно леани коронки, циркуларни мостови

и фрез-техника). Со тврдина од 140-225 Нв (IV-група), легури-те одговараат за изработка на мостови со атечмени (Мирчев, 1982). Што се однесува до тврдината на сребрено-паладиумските легури, таа одговара на тврдината на златните легури од III и IV група и наполно одговараат за изработка на тело на мост. Водејќи сметка за тврдината и цврстината на материјалот, се спречува свиткувањето и кршењето на телата во услови на физиолошки или поголем цвакален притисок.

Резултатите од разни автори се различни, бидејќи тие користеле разни методи за испитување. Има повеќе методи за испитување на напрегањата кај мостовите: техника со Reiss-lak, метода на екстензивни-мерни ленти, холографија, техника на кривка облога, методи со употреба на фотоеластични материјали и други.

Craig i Peyton (1965) година оптоварувале мостови со товар од 266,6 N, користејќи ја техниката на кривка облога. Биле изработени горен и долен фронтален мост и горен бочен мост на модели од акрилат (пластика). Мостовите биле цементираны со препарираниите заби со цинкофосфатен цемент. Препарираниите заби биле излеани од бронза, а мостовите од злато.

Лакот бил испрскан како еднолична облога од 0,127-0,152 мм на мостот. Моделите со мостовите биле ставени на платформа на една машина за затегнување и компресија со максимален капацитет на товарање од 266,6 N во време од 30 минути, по што кај испитуваните објекти се јавиле пукнатини во лакот.

Користејќи ја кривката облога од лак одредени се големината и правецот на деформациите и напрегањата.

Авторите докажале дека напрегањето и правецот на деформациите зависат од големината на силата, местото каде што делува и формата на мостот.

Методата со употреба на фотоеластични материјали во експериментални цели нашла примена во стоматологијата од 1935 година, кога Австријанецот Зак (цитиран по Čatović i sog. -1981) прв ја применил во својата работа.

El-Abrashi, Craig, Peyton во 1970 година ја користеле техниката на дводимезионална фотоеластичност и со испитувањето утврдиле дека фиксните парцијални протези не функционираат во свиткувањето како симетрична греда, има зона на затегнување и компресија. Фотоеластичните модели се направени од полиестерски и епоксидни смоли. Телата на мостовите се оптоварени со концентриран товар од 222,2 N. Со осветлување на моделот со монохроматско светло се појавиле изохроматски рабови на моделот, као резултат на високата концентрација на напрегање. Тоа се бели и црни интерференциски линии, кои се анализираат на снимени фотографии. Авторите увиделе дека најслабот дел кај бочните мостови е фиксниот спој (лемената зона) поради тоа што тука е забележена висока концентрација на напрегање. Треба да се избегнува сепарација меѓу телото и коронките гингивално, во форма на латинската буква в (V) и тоа треба да се замени со жлеб во форма на латинска буква у (U), бидејќи кај таквиот облик се намалува концентрацијата на напрегање за 50 отсто.

Висечките мостови имале многу повисоки напрегања во фиксниот зглоб, отколку мостовите кои се прицврстени на двата краја.

Farah i Craig (1971), користејќи ја техниката на фотоеластични облоги, рекле дека таа, во основа, претставува метода која обезбедува визуелно набљудување на мерењето на распределеноста на напрегањата на површината на деловите, кои се наоѓаат во услови на оптоварување. Оптоварувањето било со сила од 444,3 N. Најголемата концентрација на деформацијата била во залемената зона. Гингивалниот дел на телото, во основа, не трпи деформации. За ова испитување, тие направиле златен мост од четири единици, обложен со фотоеластичен материјал.

Големината на деформациите и однесувањето на мостот зависеле од потпирачот на крајните заби. Кога корените на потпорните заби биле добро адаптирани на подлогата, мостот функционирал како греда, прицврстена на двата краја. Кога корените на потпорните заби се адаптирани послабо на подлогата, мостот функционирал како конзолна греда (во нашата клиничка практика тоа се крилните мостови и мостовите во лак, каде што носачите се недоволно отпорни и поголема е висината на лакот).

Во 1975 година Hood, Farah, Craig вршеле испитување на распределбата на напрегнувањето на модели на тричлени фотоеластични моста со различен облик на профилот на телото: конвенционално тело, хигиенско и модифицирано хигиенско тело. Телата на мостовите биле оптоварени со сила од 266,6 N. Модифицираниот хигиенски мост покажал смалено максимално свиткување во средината и намалено напрегање на местото на лемење во однос

на другите видови мостови.

Čatović, Kosovel, Muftić (1979 и 1981 година) исто така ја употребиле фотоеластичиметриската анализа и се обиделе прецизно да ги одредат местото и големината на концентрацијата на деформацијата. Моделот го изработиле од фотоеластичен материјал Araldit B. Тие констатирале дека конструкциите, поставени во услови на непотполна паралелност на забите-носачи, која условува нерамномерна распределба на цвакалниот притисок, различно се деформира во одделни свои делови. Концентрацијата на изохромите кај конструкцијата со диспаралелни носачи, а со тоа и деформацијата со поместување на силата од дисталниот кон мезијалниот крај послабо опаѓа. Местото на најголема концентрација на изохроми и деформација е пределот на наведнатиот дистален носач, а најчувствителни места на конструкцијата се споевите на телото со носачите, при што загрозеноста е повеќе изразена ако носачите се наведнати.

Во прикажаните методи за испитување на деформациите на едно пробно тело, се вбројува и динамичката метода-метода со екстензивни мерни траки.

Tillitson, Craig, Peyton во 1971 ја употребиле динамичната метода-мерење со помош на растегливи мерни ленти, за да ја анализираат напнатоста и делувањето на силите на горните бочни мостови, изработени од злато и хромна легура. Притоа се покажало дека центарот на мостот функционира идеално, што не е случај и со лемените места. Мостовите имаат трансферзални и ротациски движења при вибрацијата. Златниот мост имал резо-

нантна фреквенција од 4.700 херци, а хромниот 9.000 херци, што значи дека златниот мост имал повеќе напрегања.

Finger i Reimers (1974) експериментално ја испитувале деформацијата на мостот и нејзината зависност од формата со помош на екстензивни мерни ленти. Направиле модел од пластична материја, пластични носачи, прицврстени со силиконски материјали во пластично постолје, а мостовите од првиот премолар до вториот молар биле едноделно левани од фантом-метал (Degussa) за да се избегнат лотани површини, а со тоа и зони со висока концентрација на напнатост.

Од различните форми на тела што ги испитале, авторите го препорачуваат мостот со тело во вид на срце, испапчено со најголем пресек во средината, бидејќи бил покрут од сите други испитувани форми.

Истата година Schwickerath го мерел оптоварувањето на различни мостовни конструкции кај пациенти со максимално постигната цвакална сила при загриз. Се покажало дека од пресудно значење се формата, должината на мостот и материјалот. Мерењето на оптоварувањето го спровел со електрична мерна кутија или со механичко мерење на притисокот.

Големината на притисокот, што го постигнал кај пациентот бил помал на меѓучленовите при мало растојание и мала висина на меѓучленови отколку на носачите. Ова се променило кај телото кое било повисоко на попречен пресек. Таму вредноста на притисокот на меѓучленовите била поголема отколку на носачите.

Kurljandskij, Čedžemov, Galačiev (1973) исто така се занимавале со цврстината на мостовите и конструирале апарат

за нејзиното испитување.

Kurljandskij, Čedžemov i Revazov (1975) го посочише значењето на овој апарат, кој содржи динамометар, чија стрелка го покажува оптоварувањето на телото на мостот во килограми. Има индикатор кој ја покажува големината на микровгибот и неговата дозволена големина во однос на растојанието, силата и карактеристиките на материјалот.

Истите автори (1975) ја испитувале еластичната деформација на телото на мостот, регистрирајќи го вгибот на телото. Дијапазонот на микровгибот на телото на мостот се движел од 0,006-0,032 милимикрони, пропорционално на должината и ширината на телото на мостот.

Milanović (1981) го испитувала оптоварувањето, кое може да го поднесе конструкцијата на мостот без свиткување и без кршење. Земени се разни профили на тело на дентални мостови, изработени од стандардни материјали, оптоварени со концентрични вертикални сили, кои се и најголеми во процесот на мастикацијата. Таа заклучила дека најголема сила на оптоварување поднесуваат целосните профили.

Со најголема дозволена сила од шуплите профили бил оптоварен полуцевкастиот потковичест профил на мост бочно отворен а со најмала-полуцевкастиот потковичест профил отворен надолу. Исто така, има предност триаглестиот профил, отворен кон силата што делува, во однос на триаглестиот профил отворен бочно, кој во практиката најчесто се применува.

Во литературата, понатаму, наидуваме и на анализа на оптоварување на мостни конструкции, кои се делумно, или пот-

полно, ретинирани на имплантанти.

Takahashi (1978) испитувал распоред на напнатост на мост, изработен на дентални имплант и природен заб и тоа втор премолар и моларен имплантантен носач. Резултатите се споредени со наодите на фиксирана забна конструкција на два природни забни носачи, втор премолар и втор молар со хигиенско тело. Концентрацијата на напнатоста е најдена во телото, на мезијалните и дисталните делови на премоларната коронка и на мезијалниот дел на постериорната коронка. Поголема напнатост била предизвикана во премоларната регија, отколку во моларната регија.

Кога мостот е со моларен имплантантен носач, тогаш концентрацијата на напнатоста е најдена во телото, на имплантниот врат и на мезијалните и дистални делови на премоларниот носач. За да се ослободи околната коска околу имплантираниот носач од стрес, силите на оптоварување треба да бидат повеќе концентрирани на премоларниот носач.

DeGrand (1981) испитувал експериментално металкерамички мостови, составени од две блок-коронки и два слободни члена. Силата на оптоварувањето била хоризонтална и вертикална, а критичното оптоварување, на крајот од мостот, изнесувало 200 N. Материјалот, од кој бил изработен мостот, бил plexiglas -полиметил метакрилат, а agalditot F бил ставен преку излеаниот модел од plexiglas. Кога е оптоварено телото, тензијниот стрес се јавил на дисталната коронка и тоа во цервикалната регија.

Анализа на деформацијата на мостовните конструкции вршеле во своите трудови Glickman, Roeber, Brioni i Pameijer (1969) и многу други автори.

Klötzer (1960) докажал дека има врска меѓу деформација и формата и должината на мостот.

ЦЕЛ НА ТРУДОТ

Целта на овој труд е да се проучи и презентира:

1. Степенот на застапеност на деформациите на мостовите во клинички случаи.
2. Експериментално предизвикана деформација на геометриски дефинирани форми на тела на мостови. Кај експерименталните мостови ќе биде испитуван степенот на отпорноста на оптоварување, во зависност од влијанието на ширината и висината на телото на мостот, потоа нивната еластична деформација, под влијание на сили, чија големина одговара на просечните оклузални-функционални сили кај луѓето со евентуално добивање пластична деформација. Денталната легура од која ќе се леат мостовите е паладор (производ на фирмата "Галеника"-Земун).

МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД НА РАБОТА

Материјалот е добиен преку клинички и експериментални иследувања.

1. Со клиничките иследувања регистриравме застапеност на деформациите на мостовите во клинички случаи добиени на наш материјал. Прегледани се деформирани мостовни конструкции на пациенти што дошле на Клиниката во еден подолг период.

Испитувањето се состоеше од:

- анамнестичко иследување;
- клиничко испитување;
- рентгенска контрола и
- анализа на студио-модел.

Од анамнестичкото иследување се запознавме со времето на изработка и времето на носење, како и со субјективните тешкотии.

Од клиничкиот преглед се запознавме со локализацијата на мостот, формата на телото, односот на телото спрема гингивата, бројот на меѓучленовите (распонот меѓу носачите) и техниката на изработка. Исто така, нè интересираше: дали протетичката рамнина е нарушена.

Преку рентгенолошките снимања ја следевме состојбата на забите-носачи и нивната инклинираност.

На студио-моделите правевме напречни расечувања, кои ни послужија за проучување на формата на телото со анализирање на соодносот на ширината и висината.

2. Експериментални иследувања:

а) Спределување на модулот на еластичност на епрувета од паладор со мерна база $L=17,5$ мм, со кружен попречен пресек со дијаметар (d) 3,1 мм.

Епруветата е хомогенизирана.

б) Испитување на еластична деформација.

Експериментите се изведени на 3 групи долни латерални мостови со 3 меѓучлена. Од секоја група се направени и испитувани по 3 моста (епрувети) X_1, X_2, X_3 . За испитувањето се направени работни модели од долна вилица од пластична маса-акрилат, додека препарираниите заби, канин и втор молар-носачи на мостот, се од хром-кобалт-молибденова легура, за да не дојде до кршење при испитувањето. Мостовите се излеани од паладор со познат состав, даден од производителот ("Галеника"-Земун).

Телата на мостовите се целосно леани, со правилна геометриска форма, каде што се менува односот на ширината и висината.

Телата на мостовите, каде што се менува ширината, а висината е непроменета:

Епрувети А

A_1	$a = 8$ мм	A_2	$a = 8$ мм	A_3	$a = 8$ мм	$a =$ ширина
	$h = 8$ мм		$h = 8$ мм		$h = 8$ мм	$h =$ висина

Епрувети В

B_1	$a = 5,3$ мм	B_2	$a = 5,3$ мм	B_3	$a = 5,3$ мм
	$h = 8$ мм		$h = 8$ мм		$h = 8$ мм

Епрувети С

C_1	$a = 4 \text{ мм}$	C_2	$a = 4 \text{ мм}$	C_3	$a = 4 \text{ мм}$
	$h = 8 \text{ мм}$		$h = 8 \text{ мм}$		$h = 8 \text{ мм}$

Тела на мостови, каде што се менува висината, а
ширината е непроменета:

Епрувети А

A_1	$a = 8 \text{ мм}$	A_2	$a = 8 \text{ мм}$	A_3	$a = 8 \text{ мм}$
	$h = 8 \text{ мм}$		$h = 8 \text{ мм}$		$h = 8 \text{ мм}$

Епрувети D

D_1	$a = 8 \text{ мм}$	D_2	$a = 8 \text{ мм}$	D_3	$a = 8 \text{ мм}$
	$h = 6 \text{ мм}$		$h = 6 \text{ мм}$		$h = 6 \text{ мм}$

Епрувети Е

E_1	$a = 8 \text{ мм}$	E_2	$a = 8 \text{ мм}$	E_3	$a = 8 \text{ мм}$
	$h = 4 \text{ мм}$		$h = 4 \text{ мм}$		$h = 4 \text{ мм}$

Тела на мостовите со промена на висината и ширината.

Епрувети В

B_1	$a = 5,3 \text{ мм}$	B_2	$a = 5,3 \text{ мм}$	B_3	$a = 5,3 \text{ мм}$
	$h = 8 \text{ мм}$		$h = 8 \text{ мм}$		$h = 8 \text{ мм}$

Епрувети F

F_1	$a = 5,3 \text{ мм}$	F_2	$a = 5,3 \text{ мм}$	F_3	$a = 5,3 \text{ мм}$
	$h = 6 \text{ мм}$		$h = 6 \text{ мм}$		$h = 6 \text{ мм}$

Епрувети G

G_1	$a = 5,3 \text{ мм}$	G_2	$a = 5,3 \text{ мм}$	G_3	$a = 5,3 \text{ мм}$
	$h = 4 \text{ мм}$		$h = 4 \text{ мм}$		$h = 4 \text{ мм}$

На моделот, коронките се измоделирани и се поставени телата од восок со определени димензии. За да бидат телата идентични од секоја група, тие се умножени во метални калапи и така се добиени по 3 идентични моста од секоја група.

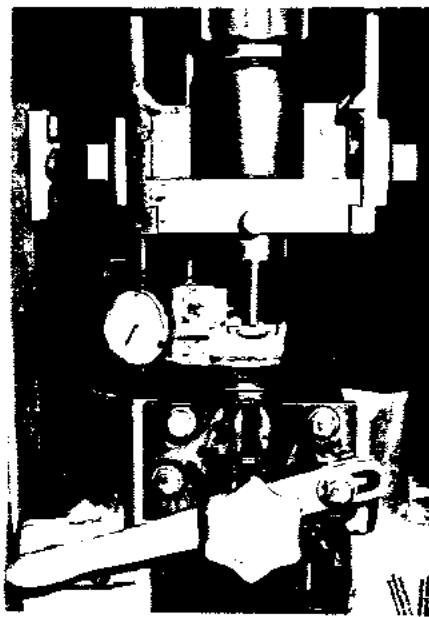
Секоја група на мостови, заедно со коронките, се вложени за леење во посебни кивети, за да бидат излеани под исти услови. Леењето се спроведува со ротакс-центрифуга со електрично топење на металот, а потоа мостовите се хомогенизирани.

Силата со која се оптоварени мостовите се менува, почнувајќи од 100-600 N (10-60 daN - 1 daN - 10 N). Местото на оптоварување е во средината на телото, со регистрирање на еластичната деформација и евентуалното добивање при таа сила и пластична деформација.

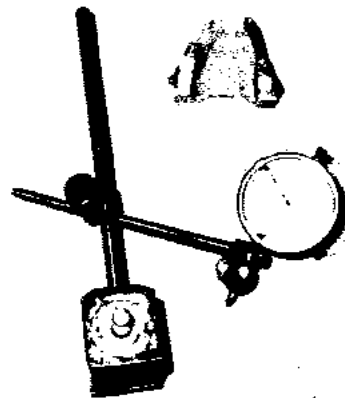
Површината на моделот под телата е ослободена со што се избегнува контактот меѓу телата и акрилатниот модел за време на оптоварувањето.

Испитувањето е спроведено на универзална машина за испитување со механички погон (сл. 1). Машината е избаждарена на опсег на товари од 0-20000 N со поделба од 50 N. Ова овозможува релативна прецизност на читање од 5 - 10 N.

Вгибовите се мерени со вгибометар - компаратор со баждарена скала за очитување од 0,01 мм (сл. 2). Приближната точност на очитувањето е зголемена на 0,002 - 0,001 мм.



Сл. 1



Сл. 2

РЕЗУЛТАТИ

Пластичната деформација на телата на мостовите претставува голема непријатност за пациентот. Со промената на формата се нарушува превентивната, функционална, фонетска и естетско-физиономиска реконструкција на прекинатите забни низови. Карактеристична е појавата на болка на забите-носачи при цвакање со изразена пластична деформација, а посебно со скршените тела на мостовите. Времето на носење на мостовите е различно и се забележува во период од привремено цементирање што е во мал број случаи, па се до време на носење од 20 год.

Кај 500 прегледани мостови од клиничка практика, најдени се 79 пластично деформирани мостовни тела. Мостовите се изработени од дентални златни легури и тоа 58 мостови (73,41%), а 21 мост (26,59%) се од сребрено паладиумски легури.

Техниката на изработка на деформирани мостови е кај случаи 52 (65,82%) по пат на дводелни мостови, кај кои лемното место е слабата страна. Врските се дводелно штанцани или леани коронки, што исто така влијае да дојде до деформација. Откако се помина на изработка на едноделно леаните мостовни конструкции, појавата на деформации е значително помала.

1. Во анализата на пластично деформирани тела на мостови (79) од вкупно прегледани 500, во горната вилица беа 28 (35,44%), чиј пресек на телата е правоаголен триаголник.

а) Со анализирањето на 28 мостови на студио-моделите се 15 случаи (53,57%) кај кои цвакалната површина на

телата е редуцирана за $1/3$ од вестибуло-оралниот промер на изгубените заби, а висината изнесува максимум од дозволениот простор. Ширината на телата и висината се со приближно еднакви вредности, или висината е нешто поголема. Но поради ненивелираност на оклузалната рамнина на одделни места, висината е помала. Телата се со 3 меѓучлена.

б) Забележани се 5 мостови (17,86%) со деформирани тела, чиј пресек на телата е правоаголен триаголник, со ширина на металниот скелет половина од ширината на цвакалната површина на забите што се надоместуваат, а висината изнесува максимум од дозволениот простор.

в) Исто така, регистрирани се и 8 мостови (28,57%) со истата форма на телата на пресек, кои имаат 4 меѓучленови. Иако тука висината е поголема од ширината, должината е несоодветна.

2. Од прегледаните 79 случаи во долна бочна регија најдени се 10 мостови (12,66) со деформирани тела, чиј пресек е рамнокрак триаголник.

а) Со испитувањето се забележа дека кај 6 случаи (60%) ширината на телата е редуцирана за $1/3$ од вестибуло-оралниот промер на изгубените заби, а висината изнесува максимум од дозволениот простор. Но, поради ненивелираност на оклузалната рамнина на одделни места висината е помала. Неподготвувањето на оклузалната рамнина доведува до намалување на висината и до несакани последици. Телата се со 3 меѓучлена.

б) Присутни се од испитаните случаи 4 моста (40%) со деформирани тела, кои имаат 4 меѓучлена.

3. Мостови со приближно срцевидна форма на пресек во долна бочна регија се 41 (51,9%), анализирани клинички и на студио-модели.

а) Дванаесет мостови (29,27%) од 41 чии тела отстојат од гингива 2-3 мм при што висината е намалена. Таа е намалена на одделни места и поради спуштени антагонисти, без да бидат претходно доведени во ниво на оклузалната рамнина. Телата се целосно леани со по 3 меѓучлена.

б) 29 моста (70,73%), чии тела се со форма на срце, на пресек со висина половина од висината на празниот простор. Телата се целосно леани. Со два меѓучлена 7 се деформирани (24,1%), со 3 меѓучлена 12 (41,4%) и со 4 меѓучлена 10 (34,5%) се скршени. Исто така, присутна е и ненивелираност на оклузалната рамнина. Пред да се изработат мостовите, состојбата на елонгираните заби не е измената, изработените тела имаат многу помала висина од ширината и во таа состојба, антагонистот навлегува како клин, предизвикувајќи кршење или деформација на телата.

Од анализата на рентген-снимките на забите-носачи се гледа дека при пластична деформација на телата на мостовите тие ја губат првобитната положба и се инклинираат кон празниот простор. Доаѓа до ресорпција на интерденталниот септум, деструкција на коскениот ткиво, делумно или потполно отсуство на lamina dura на алвеолата, проширување на периодонталниот простор, како и до разнишување на забите.

ТАБЕЛА 1

В К У П И Н О - 79					
горна вилица 28 (35,44%)			долна вилица 51 (64,56%)		
правоаголен триаголник		рамнокрак триаголник		орцевидна форма	
28 (35,44%)		10 (12,66%)		41 (51,9%)	
ненивелираност на оклузална рамнина	ширина на тело 1/2	ненивелираност на оклузална рамнина	4 меѓучлена	висина намалена за 2-3 мм	висина намалена за 1/2
15 (53,57%)	5 (17,86%)	6 (60%)	4 (40%)	12 (29,27%)	29 (70,73%)
8 (28,57%)		8 (28,57%)			
4 меѓучлена					

Деформирани тела на мостови во горна и долна вилица

ТАБЕЛА 2

вилаица \ форма	триаглеста форма	срцевидна форма
Горна вилица 28	8 (28,57%)	
Долна вилица 10	4 (40%)	
Долна вилица 29		10 (34,5%)

Деформирани тела на мостови
со несоодветна должина

Материјалите се еластични до границата на еластичност, која претставува максимално можен внатрешен напон на материјалот при што деформацијата е речиси еластична. Еластичноста се изразува во тн "модул на еластичност".

Пред експерименталното испитување на деформациите на тела на мостови потребно е определување на модулот на еластичност на паладорот, за што нема достатни литературни податоци. Модулот на еластичност е константа на врската меѓу напоните и специфичните деформации:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

каде што се:

E (N/mm^2) = модул на еластичност,

σ (N/mm^2) = напон,

ϵ = специфична деформација без димензии

Напонот - σ (сигма) претставува отпор на материјалот на единица површина

$$\sigma = \frac{P}{F} \quad \begin{array}{l} P - \text{сила} \\ F - \text{попречен пресек} \end{array}$$

$$F = \frac{d^2 \pi}{4}$$

d = дијаметар на круг

$$\pi = 3,14$$

Специфичната деформација - ϵ (епсилон) претставува издолжување на единица првобитна должина на материјалот.

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Δ = обичен знак за означување прираст или разлика

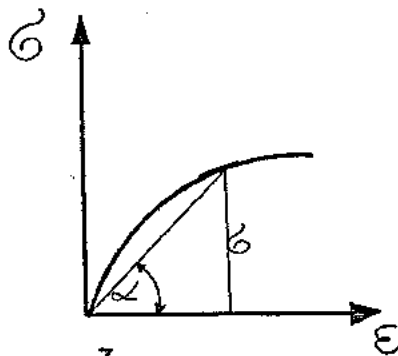
ΔL = издолжување

L_0 = почетна должина

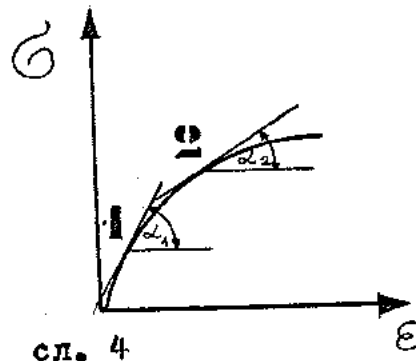
Постои физичко и математичко толкување на модулот на еластичност:

1. Физичко толкување: Модулот на еластичност (E) е сила на единица површина од попречен пресек, што ќе предизвика издолжување еднакво на првобитната должина на епруветата. Реалните метали не можат толку да се издолжат.

2. Математичко толкување: Модулот на еластичност е тангенс од аголот што го затвора кривата σ - ϵ со ϵ оската.

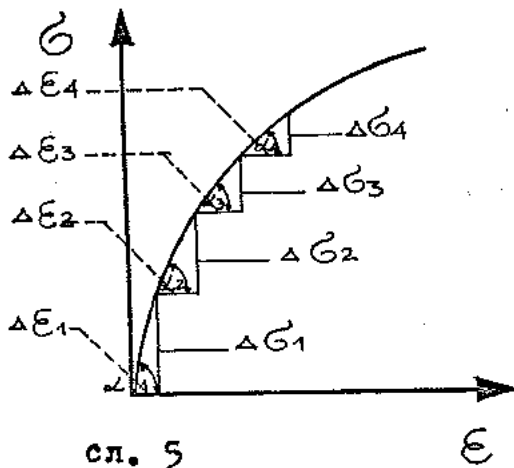


сл. 3



сл. 4

Бидејќи модулот на еластичност се менува со промена на оптоварувањето се воведува среден модулот на еластичност, каде постои една нелинеарна зависност помеѓу σ и ϵ .



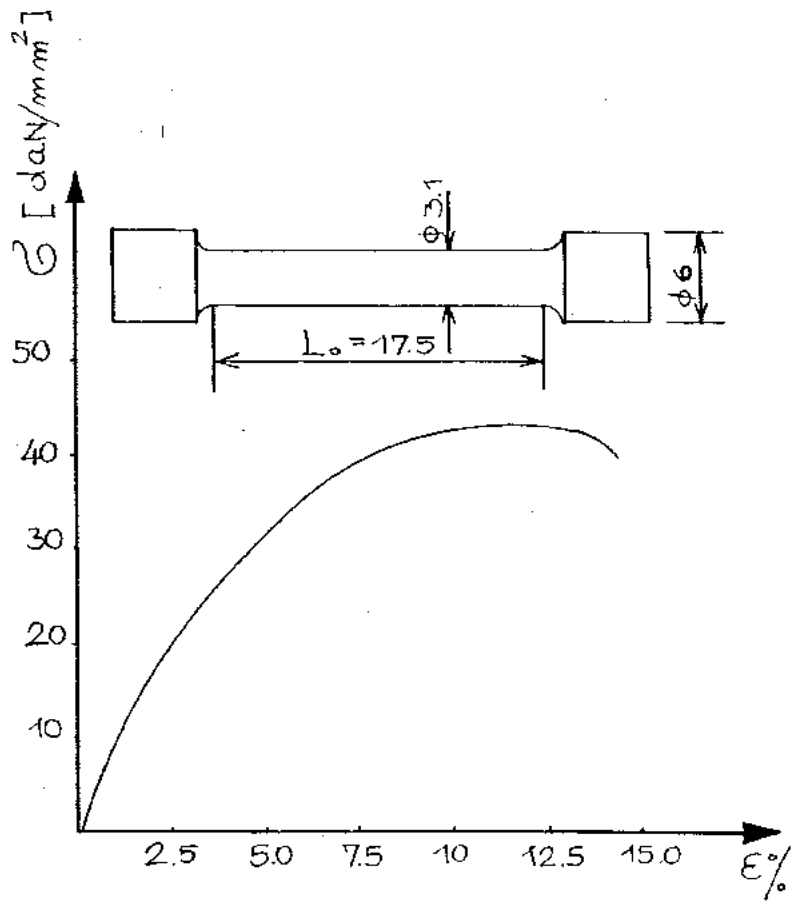
сл. 5

$$E_1 = \frac{\Delta \sigma_1}{\Delta \epsilon_1}; \quad E_2 = \frac{\Delta \sigma_2}{\Delta \epsilon_2};$$

$$E_3 = \frac{\Delta \sigma_3}{\Delta \epsilon_3}; \quad E_4 = \frac{\Delta \sigma_4}{\Delta \epsilon_4};$$

$$E = \frac{E_1 + E_2 + E_3 + E_4}{4}$$

4

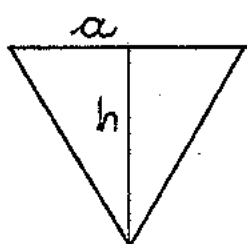


$$E = 712,4 \text{ daN/mm}^2$$

сл. 6 Графичко прикажување на модулот на еластичност на паладор

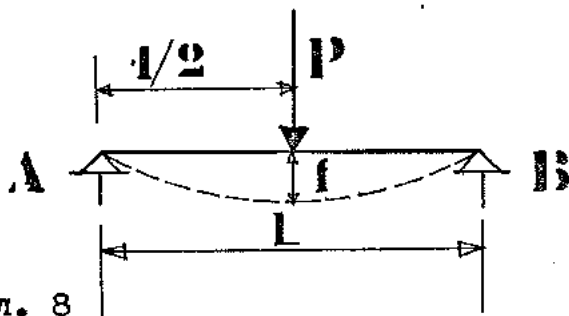
Мостовите што се испитуваат се земени како греда со потпирачи на краиштата и сила во средина.

На секој мост е мерена должината и тоа растојанието меѓу средините на забите-носачи и димензиите на попречните пресеци на мостовите, дадени спрема следнава скица:



сл. 7

Испитувањето е спроведено во средината на телата на мостовите, каде што крутоста е најмала.



сл. 8

Резултатите што ги добивме од лабораториското испитување на деформации на мостови се следни:

Кај епрувета "A₁" со димензии: ширина $a=8$ мм, висина $h = 8$ мм и должина $L = 33,4$ мм при оптоварување со сила од 60 daN (600 N) се јавува деформација од 0,200 мм.

Кај епруветата "A₂" со истите димензии деформацијата е од 0,168 мм, а на "A₃" вгибот е 0,178 или средна вредност 0,182 мм.

На епруветата "B₁" со непроменета висина, а ширината редуцирана за 1/3 е добиен вгиб 0,227 мм, на "B₂" вгиб 0,280 мм на "B₃" 0,327 мм или средна вредност за сите B епрувети 0,278 мм.

На епруветата "C₁" со непроменета висина, а ширината

е редуцирана за $1/2$ вгбот е $0,365$ мм, на " C_2 " $0,320$ мм, на " C_3 " $0,383$ мм или средна вредност за сите три епрувети $0,356$ мм.

Од ова може да се согледа дека, со редукција на ширината за $1/3$ и $1/2$, деформацијата се зголемува, што значи дека, кога ќе се погледнат трите групи, деформацијата расте со смалувањето на димензиите на ширината на телото.

На епруветата " D_1 " со непроменета ширина, а висина намалена за 2 мм вгбот е $0,280$ мм, на " D_2 " $0,386$ мм, на " D_3 " $0,296$ мм или средна вредност $0,326$ мм.

На епруветата " E_1 ", со непроменета ширина, а намалена висина за $1/2$, се јави зголемување на деформацијата и тоа $0,562$ мм, на " E_2 " $= 0,625$ мм, на " E_3 " $= 0,575$ мм или средна вредност $0,587$ мм.

Споредени со епруветите " A " кои се со еднаква ширина и висина, а имаат најмала деформација, има зголемување на вгбот со смалување на висината на телото.

Кај епруветите " F " со редуцирана ширина за $1/3$, односно $5,3$ мм, а висината намалена за 2 мм, деформацијата е следнава: на " F_1 " $= 0,467$ мм, на " F_2 " $= 0,431$ мм, на " F_3 " $= 0,513$ мм или средна вредност $= 0,470$ мм.

Кај епруветата " G ", со редуцирана ширина за $1/3$, а висината намалена за $1/2$, деформацијата е на " G_1 " $= 0,480$ мм, на " G_2 " $= 0,525$ мм, на " G_3 " $= 0,543$ мм или средна вредност $= 0,516$ мм. Кај G_3 се јави и пластична деформација.

Со намалувањето на димензиите ширина и висина, вгбовите значително растат, а тоа значи дека, споредени резултати на епруветите " F " и " G " со " B " (кои се со најголема висина), се добива зголемување на деформацијата од $0,278$ мм на $0,470$ мм или $0,516$ мм.

Табела 3

ЕПРУВЕТИ - А

P daN	f (mm)			fsv
	A1	A2	A3	
0	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,044	0,030	0,028	0,034
20	0,078	0,062	0,066	0,069
30	0,115	0,076	0,092	0,094
40	0,140	0,110	0,118	0,123
50	0,167	0,140	0,149	0,152
60	0,200	0,168	0,178	0,182

Епруветите A₁ A₂ A₃ се
земени со исти димензии

$$a = 8 \text{ mm}$$

$$h = 8 \text{ mm}$$

$$L = 33,4 \text{ mm}$$

fsv = деформација - средна
вредност

Табела 4

ЕПРУВЕТИ - В

P daN	f (mm)			fsv
	B1	B2	B3	
0	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,067	0,102	0,145	0,104
20	0,087	0,122	0,170	0,126
30	0,128	0,155	0,205	0,163
40	0,154	0,188	0,240	0,194
50	0,195	0,220	0,283	0,233
60	0,227	0,280	0,327	0,278

Со непроменета висина, а
ширината е редуцирана за 1/3

$$a = 5,3 \text{ mm}$$

$$h = 8 \text{ mm}$$

$$L = 33,4 \text{ mm}$$

Табела 5

ЕПРУВЕТИ - С

P daN	f (mm)			fsv
	C1	C2	C3	
0	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,085	0,030	0,046	0,054
20	0,150	0,073	0,090	0,104
30	0,230	0,135	0,153	0,173
40	0,293	0,182	0,225	0,233
50	0,337	0,245	0,302	0,295
60	0,365	0,320	0,383	0,356

Со непроменета висина, а
ширината е редуцирана за 1/2

$$a = 4 \text{ mm}$$

$$h = 8 \text{ mm}$$

$$L = 33,4$$

Табела 6

ЕПРУВЕТИ - D

P daN	f (mm)			fsv
	D1	D2	D3	
0	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,068	0,098	0,073	0,080
20	0,098	0,153	0,120	0,124
30	0,132	0,204	0,160	0,165
40	0,170	0,260	0,210	0,213
50	0,230	0,319	0,250	0,266
60	0,280	0,385	0,296	0,326

-34-

Со непроменета ширина
(исто како кај епрувети-A)
а висината е намалена за
2 мм

$$a = 8 \text{ mm}$$

$$h = 6 \text{ mm}$$

$$L = 33,4 \text{ mm}$$

Табела 7

ЕПРУВЕТИ - E

P daN	f (mm)			fsv
	E1	E2	E3	
0	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,110	0,135	0,131	0,122
20	0,156	0,215	0,212	0,194
30	0,270	0,311	0,296	0,292
40	0,359	0,400	0,386	0,377
50	0,460	0,536	0,492	0,496
60	0,562	0,625	0,575	0,587

Со непроменета ширина, а
висината е намалена за 1/2

$$a = 8 \text{ mm}$$

$$h = 4 \text{ mm}$$

$$L = 33,4 \text{ mm}$$

Табела 8

ЕПРУВЕТИ - F

P daN	f (mm)			fsv
	F1	F2	F3	
0	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,100	0,072	0,085	0,060
20	0,160	0,137	0,162	0,153
30	0,231	0,198	0,247	0,225
40	0,290	0,264	0,332	0,295
50	0,385	0,340	0,427	0,351
60	0,467	0,431	0,513	0,470

Со ширина редуцирана за
1/3, а висината е намалена
за 2 мм

$$a = 5,3 \text{ mm}$$

$$h = 6 \text{ mm}$$

$$L = 33,4 \text{ mm}$$

Табела 9
ЕПРУВЕТИ - G

P daN	f (mm)			fsv
	G1	G2	G3	
0	0,000	0,000	0,000	0,000
10	0,091	0,080	0,100	0,090
20	0,150	0,129	0,160	0,146
30	0,215	0,192	0,232	0,213
40	0,291	0,260	0,335	0,294
50	0,385	0,370	0,410	0,388
60	0,480	0,525	0,543	0,516

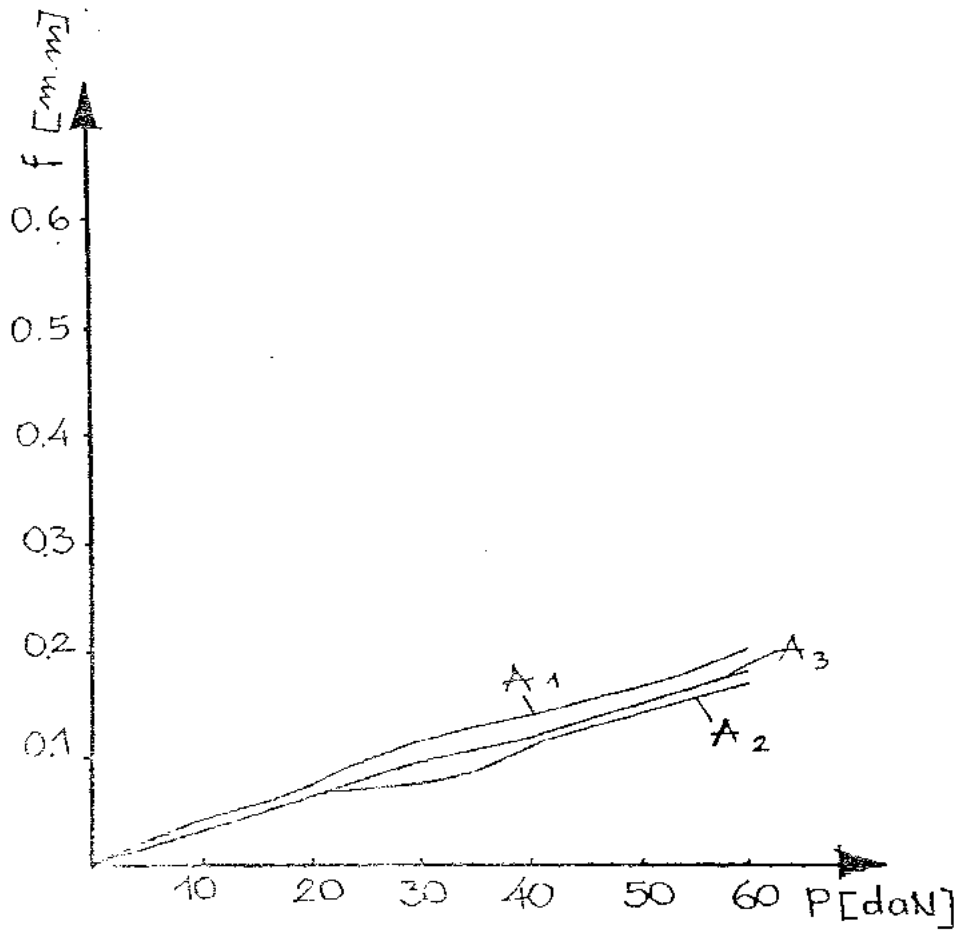
Со редуцирана ширина за
1/3, а висината е намалена
за 1/2

a = 5,3 mm
h = 4 mm
L = 33,4 mm

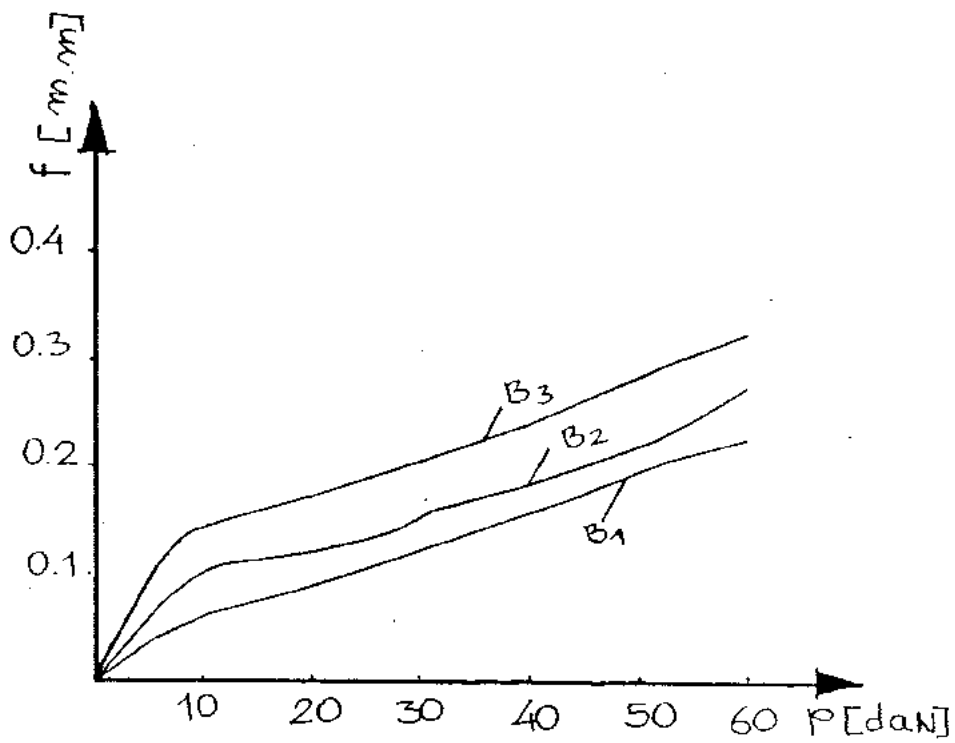
Табела 10

епрувети	P / daN	fsv
A	60	0,182
B	60	0,278
C	60	0,356
D	60	0,326
E	60	0,587
F	60	0,470
G	60	0,516

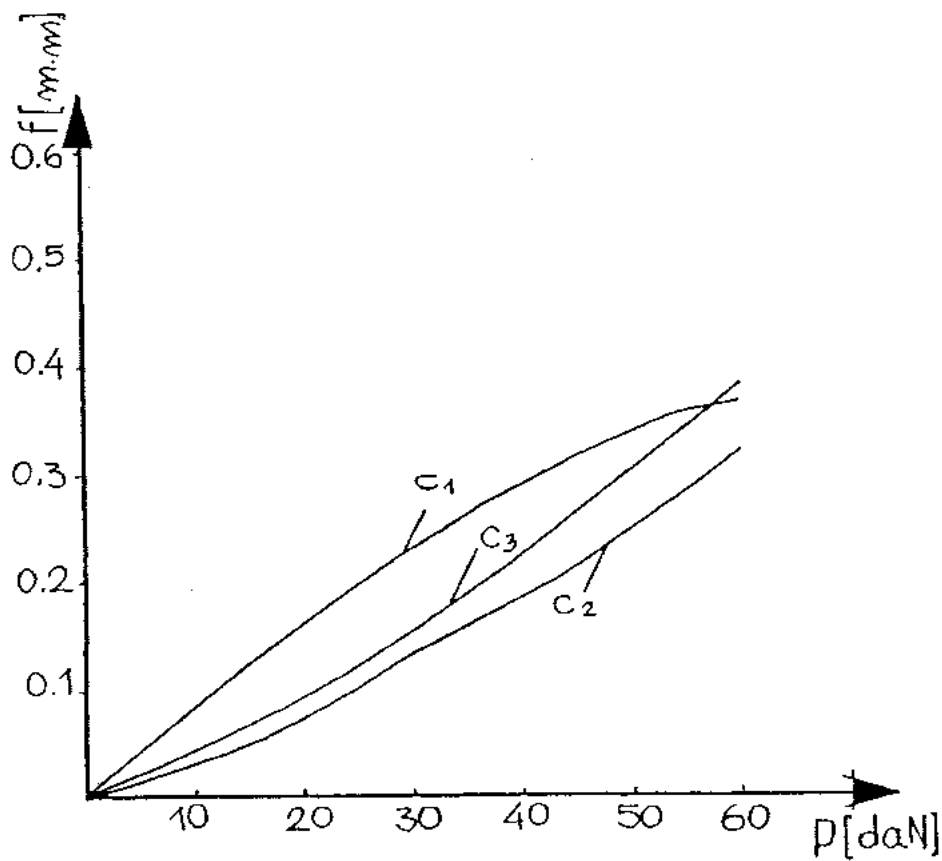
Експериментално добиени вредности за вгйбови на
сите епрувети (средна вредност)



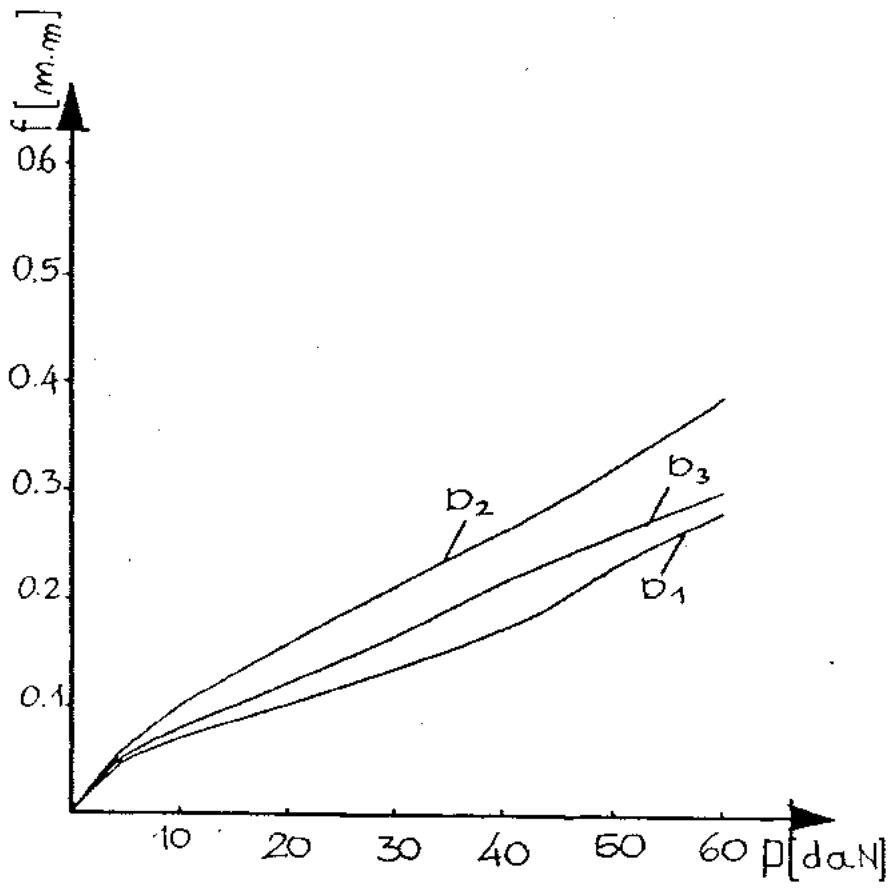
Сл. 9 Графичко приказивање на еластична деформација нај спружети " А " со сила од 600 N



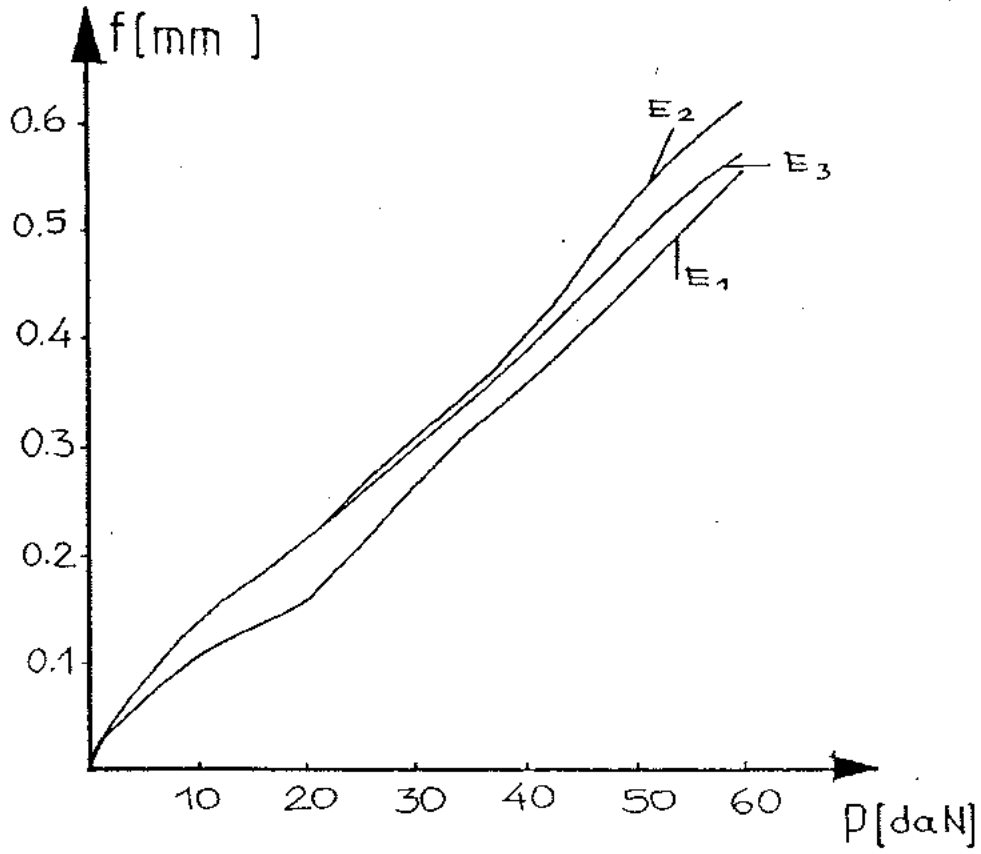
10 Графичко прикажување на еластична деформација кај епрувети " В " со сила од 600 N



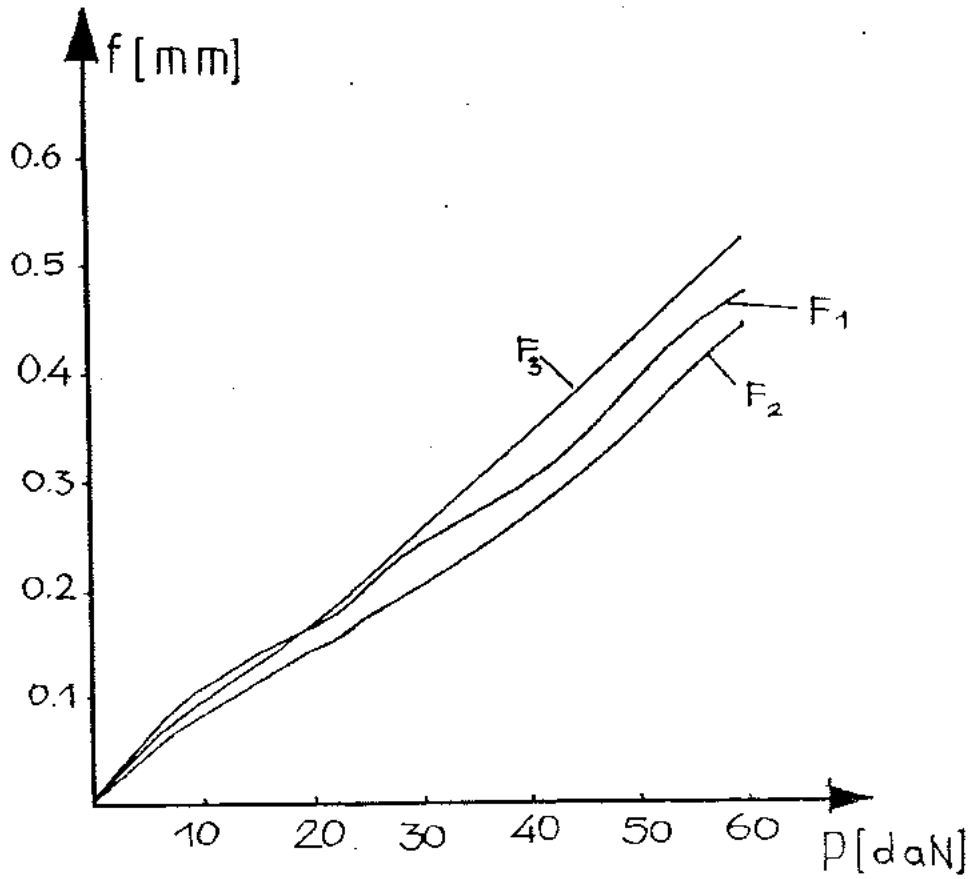
Сл. 11 Графичко прикажување на еластична деформација кај епрувети " С " со сила од 600 N



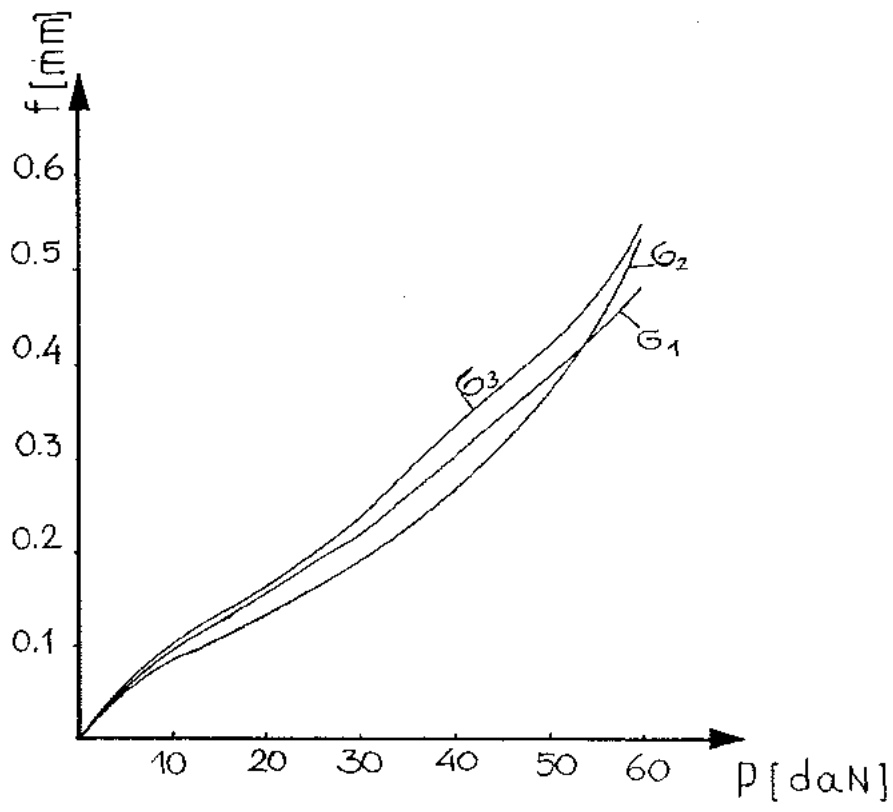
Сл. 12 Графичко прикажување на еластична деформација кај епрувети "D" со сила од 600 N



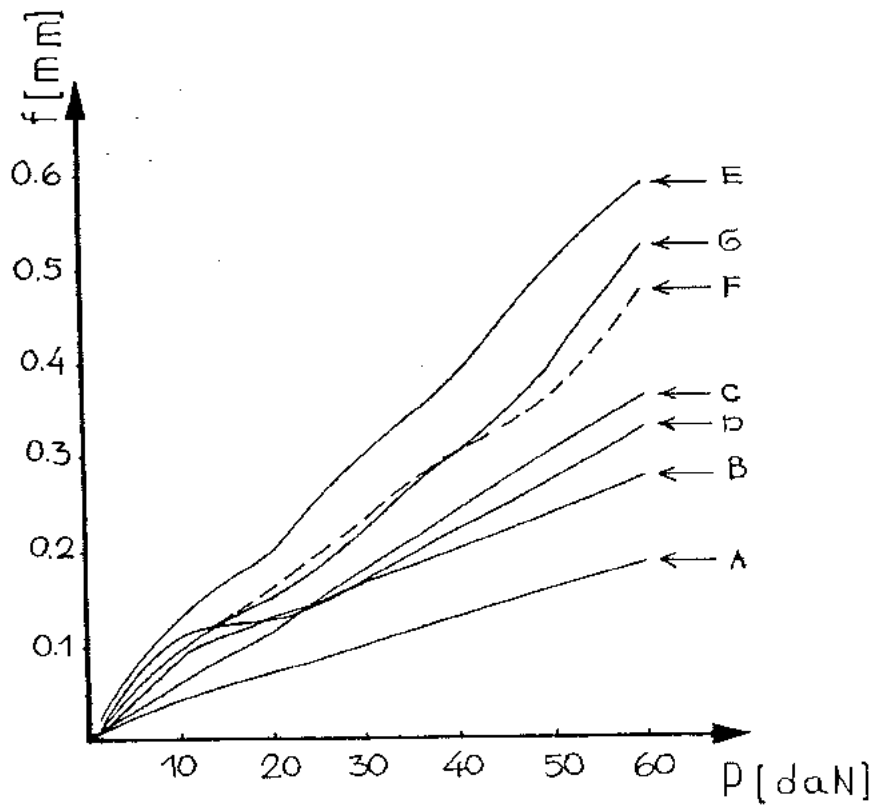
Сл. 13 Графичко прикажување на еластична деформација кај епрувети " E " со сила од 600 N



Сл. 14 Графичко приказување на еластична деформација кај епрувети "F" со сила од 600 N



Сл. 15 Графичко прикажување на еластична деформација кај епрувети "G" со сила од 600 N



Сл. 16 Графичко прикажување на еластична деформација кај сите групи епрувети со сила од 600 N (средни криви)

ТЕОРЕТСКА ПРЕСМЕТКА НА ВГИБОВИ

Бидејќи експериментално ја добивме деформацијата на тела на мостови сега ќе го разгледаме теоретското пресметување на вгибовите.

Во зоната на еластичното однесување на материјалот за модел еластично вклетен мост на краиштата (каде што носачите не допуштаат слободна ротација) и концентрирана сила во средината, вгибот се пресметува според изразот:

$$f = \frac{P \times L^3}{150 \times E \times J}$$

f (mm) = вгиб во средина на телото

P (daN) = сила

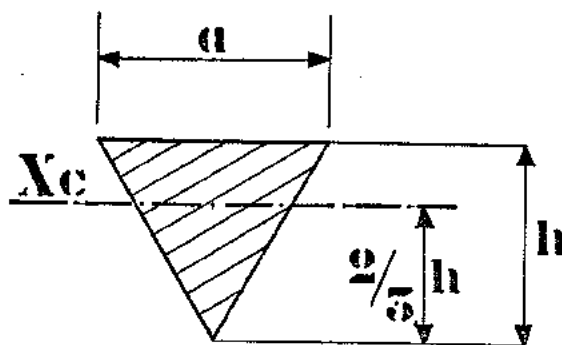
E (daN/mm²) = модул на еластичност на материјалот

150 = коефициент добиен врз основа на експериментални резултати, земајќи ја предвид просечната закономерност.

J_{xc} (mm⁴) - момент на инерција на попречен пресек од телото во однос на тежишната оска x с.

За триаглен попречен пресек, моментот на инерција во однос на тежишната оска x с, се пресметува според следниов израз:

$$J_{xc} = \frac{a \times h^3}{36} \quad (\text{mm}^4)$$



сл. 17

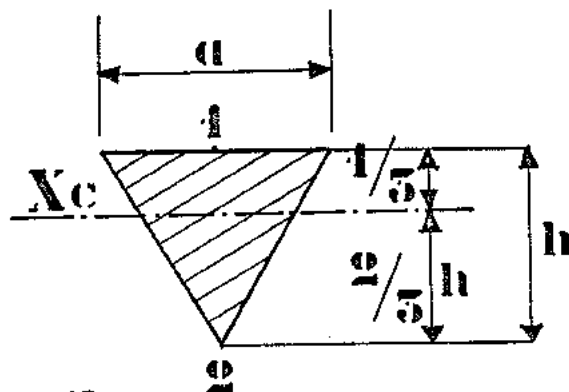
За распон на мостот од 33,4 мм, сила на притисок 60 daN , а ширина и висина спрема димензиите на епруветите, вгибот е следниов :

ТАБЕЛА 11

епрувети	f (mm)
A	0,183
B	0,277
C	0,367
D	0,435
E	1,473
F	0,657
G	2,220

Пресметани вгибови за сите епрувети.

Пресметнување на напонот кај епруветите



сл. 18

во однос на точката 1:

$$W_{Xc} = \frac{a \times h^2}{12} \text{ (мм}^3 \text{)}$$

W_{Xc} - отпор на материјалот во однос на тежишната оска Xc

во однос на точката 2:

$$W_{Xc} = \frac{a \times h^2}{24} \text{ (мм}^3 \text{)}$$

Оттука се заклучува дека во опасен случај (повисок напон) е во точката 2 за мостот, бидејќи отпорниот момент во однос на таа точка е помал отколку за точката 1, а со тоа се добива и поголем напон (напрегање).

Затоа ќе го пресметаме отпорниот момент на материјалот во однос на тежишната оска Xc и напонот за точката 2 за еластично вклетени мостови.

ТАБЕЛА 12

епрувети	$W_{xc}(\text{мм}^3)$
A	21,33
B	14,13
C	10,66
D	12
E	5,33
F	7,95
G	3,53

Отпорни моменти на материјалот во однос на тежишната оска x_c за сите епрувети.

Пресметувањето на напонот за точката 2 е по следнава формула:

$$\sigma^2 = \frac{3 \times P \times L}{a \times h^2} = (\text{daN/mm}^2) \quad \text{за } P = 60$$

$$L = 33,4 \text{ мм}$$

ТАБЕЛА 13

епрувети	$\sigma(\text{daN/mm}^2)$
A	11,74
B	17,72
C	23,48
D	20,87
E	46,96
F	31,51
G	70,90

Пресметани напони кај сите епрувети

ДИСКУСИЈА

Мостовите како средство за надоместување на изгубените заби и за обавување на цвакалната функција, треба да бидат во контакт со антагонистите со правилна и урамнотежена оклузија. При процесот на мастикација, при нивното оптоварување, настанува еластична деформација на телото на мостот, а по престанувањето на надворешната сила доаѓа до задржување на неговата форма. Со преминувањето на границата на еластичност се јавува пластична деформација, со што се губи улогата на оваа фиксна протетска изработка со нефизиолошко оптоварување на забите-носачи и нивниот пародонциум.

Клинички, во одредени случаи, се јавува деформација на телата на мостовите во устата на пациентите. Резултатите покажуваат дека пластичната деформација, односно добивањето простор меѓу антагонистите и телото и нарушената урамнотежена оклузија, се забележува во најголем број случаи кај 29 (70,73%) мостови, чии тела се со срцевидна форма на пресек (хигиенски мост) со ширина на цвакалната површина, редуцирана за околу $\frac{1}{3}$ од ширината на природните заби, а висината е намалена за $\frac{1}{2}$ од висината на оклузогингивалниот простор. Кај истите тела се јавува, освен пластична деформација, кај 22 (75,9%) од нив да бидат скршени.

Уште во 1963 година Vukovoјас посочи дека при изработката на мост со мал профил на тело доаѓа до негово свиткување и губење на оклузијата, пореметување на функцијата на

двакањето, често и инклинирање на носачите. Премногу грацилното моделирано тело на мост при оптоварување брзо се деформира или крши и со тоа го загрозува ткивото на гребенот (Vujošević 1986, Eichner 1982).

Finger i Reimers (1974) експериментално испитувајќи ги телата на мостови со пресек во форма на срце со најмал пресек во средината, добија резултати, дека тие се повеќе подложни на деформацијата, што го потврдува и нашето експериментално испитување на геометриски дефинираните форми на тела. Кај телата со редуцирана ширина за $1/3$, а висината намалена за $1/2$ и должината $L = 33,4$ мм (G_3) при оптоварување со сила од 600 N се јави пластична деформација со вгиб од 0,543 мм.

Исто така повеќе е застапена деформацијата и кај телата со триаглеста форма на пресек, кај 15 случаи (53,57%) во горната вилица, а во долната 6 (60%) со ширина на двакалната површина редуцирана за $1/3$, а висината изнесува максимум од дозволениот простор. Ширината на телото и висината се со приближно еднакви вредности или висината е поголема, но поради ненивелираност на оклузалната рамнина на одделни места висината е помала. Мирчев и сор. (1986), врз база на клинички материјал, заклучија дека често, во практиката, се изработуваат мостови на претходно неизнивелирана оклузалната рамнина. Еден заб во супраоклузија, што е честа појава, доведува до намалување на висината на телото, навлегувајќи како клин во телото и правејќи *Lokus minoris resistens* за деформација или кршење на телото.

Многу често, во практиката се среќаваме со израбо-

тени мостови што не одговараат на пропишаните протетички норми. Се прават грешки во планирањето на мостовите (со големо растојание, циновски мост) каде што не е сочувван оптимумот за големината на мостовната конструкција, што, од друга страна, е причина за деформација на телото.

Во нашиот материјал, кај мостовите со три меѓучленови доаѓа до деформација доколку висината е намалена поради хигиенска конструкција, ненивелираност на оклузалната рамнина и несоодветен материјал. Кога телата се со 4 меѓучлена, иако висината е поголема од ширината, се забележува деформација дури и кршење на телата, во горната вилица кај 8 (28,57%), 2 во долната вилица кај 4 случаи (40%), додека кај мостовите со срцевидна форма на телата на пресек во долна вилица кај 10 случаи (34,5%)!

Мирчев (1977), Vujošević (1986) врз основа на клинички испитуван материјал дојдоа до сознание дека распонот-должината на телото на мостот е од пресудно значење за појавата на деформацијата, односно кршењето.

Behrend (1977) опишува дека мостовите со должина околу 22 мм, односно тоа е мезиодистален промер на 2 моларни заба, може да имаат поволна прогноза.

Од аналитичките изрази за пресметнување на деформацијата се гледа дека влијанието на должината на телото врз вгибот (f) е големо, односно зависи од должината на третиот степен, така што, колку е поголема должината, деформацијата расте. Затоа, влијанието на должината клинички го анализираваме.

$$f = \frac{P \times L^3}{150 \times E \times J}$$

Испитувањето на модулот на еластичност е извршено на епрувета со мерна база $L=17,5$ мм, со кружен попречен пресек со дијаметар $d=3,1$ мм. Средниот модул на еластичност за подрачје на оптоварување од 0 до 25 daN/mm^2 , изнесува 715 daN/mm^2

Максималниот напон (напон на кинење) на паладорот е 43 daN/mm^2 , што приближно изнесува на напоните кај повеќето челици. Епруветата од паладор е хомогенизирана, а хомогенизацијата е спроведена на тој начин што излеаниот дел со каналите се грее 30 мин. на температура за околу 250°C пониска од долната точка (солидус точката) на интервалот на топење на паладорот (Мирчев 1982).

При експерименталното испитување на мостовите со геометриски форми на тела се покажа дека, кај тела со триаглеста форма на пресек, ако ја менуваме ширината, а висината е непроменета, се менува и еластичната деформација.

Кога телата се со исти димензии на ширина и висина (а тоа е 8 мм), а должината изнесува 33,4 мм, се добија најмали вредности на деформацијата:

$$A_1 = 0,200 \text{ мм} \quad A_2 = 0,168 \text{ мм} \quad A_3 = 0,178 \text{ мм} / 0,182 \text{ мм}$$

Намалувајќи ја ширината за $1/3$ (5,3 мм), а висината останува непроменета (8 мм), со константна должина од 33,4 мм вглот се зголемува кај сите три епрувети од В група:

$$B_1 = 0,227 \text{ мм} \quad B_2 = 0,280 \text{ мм} \quad B_3 = 0,327 \text{ мм} / 0,278 \text{ мм}$$

Во клиничката практика, мостовите, чии тела се со максимална висина, со линеарен допир, а ширината е редуцирана за 1/3 би требало најчесто да се употребуваат, бидејќи овие тела одговараат на епрувети од В групата. Тука еластичната деформација е на второ место со 0,278 мм по епруветите од А група. Во практиката кај овие тела настанува пластична деформација, како што беше претходно изнесено, поради ненивелираност на оклузалната рамнина. Исто така, деформацијата кај нив потекнува и од употреба на 22 каратна златна легура.

Кога ширината ја намаливме за 1/2 (4 мм), со непроменета висина (8 мм) и должина 33,4 мм, деформацијата уште повеќе се зголеми кај епруветите од С група:

$$C_1=0,365 \text{ мм}; \quad C_2=0,320 \text{ мм}; \quad C_3=0,383 \text{ мм} / 0,356$$

Математички, ако се пресмета по формулата:

$$f = \frac{P \times L^3}{150 \times E \times J} \quad \text{Пр. за } P = 60 \text{ daN}$$
$$L = 33,4 \text{ мм}$$

се добиваат следниве вредности на деформацијата:

0,183 мм	епрувети А (средна вредност),
0,277 мм	В
0,367 мм	С

Од анализата на резултатите може да се каже дека ширината на попречниот пресек на телото влијае врз вгбот на телото (f) приближно линеарно, што е во согласност со аналитичките изрази.

За да се избегне пластичната деформација на телото на мостот треба да се зголеми цврстината. Таа се зголемува

со зголемување на ширината на мостот со константна висина и растојание, меѓу два носачи (Vukovoјас 1963, Suvin i Kosovel 1975). Пр. ако ширината на телото на мостот изнесува 5 мм при одредена висина и распон, тој мост ќе има одредена цврстина. Со зголемувањето на ширината на 10 мм, при исти услови, цврстината ќе се зголеми двојно.

Во случај кога ширината на телата останува непроменета, а ја менуваме висината, тогаш вредностите се менуваат и тоа:

Кај епруветите A_1 , A_2 , A_3 со исти димензии на ширина и висина рековме дека вредностите на деформација се најмали:

$$A_1=0,200 \text{ мм}; A_2=0,168 \text{ мм}; A_3=0,178 \text{ мм} / 0,182 \text{ мм}$$

Кога висината се намали за 2 мм, односно 4 мм тогаш вредностите за деформација се зголемуваат и тоа:

$$D_1=0,280 \text{ мм}; D_2=0,386 \text{ мм}; D_3=0,296 \text{ мм} / 0,326 \text{ мм}$$

$$E_1=0,562 \text{ мм}; E_2=0,625 \text{ мм}; E_3=0,575 \text{ мм} / 0,587 \text{ мм}$$

Кај епруветите од Е групата со ширина 8 мм, а висина 4 мм се забележа највисока еластична деформација.

При математичко пресметување, вредностите се: 0,435 мм а за вториот случај 1,473 мм.

Најдобро е кога висината е максимална при тела на мостови со линеарен допир, бидејќи со тоа се зголемува цврстината на мостот. Според Vukovoјас (1963), Suvin i Kosovel (1975) со зголемувањето на висината се зголемува цврстината на квадрат. Пр. ако растојанието меѓу забите-носачи за два члена е 15 мм, ширината на цвакалната површина 5 мм., висината 5 мм..

тој мост ќе има одредена цврстина. Со непроменето растојание и ширина, ако се зголеми висината на 10 мм., цврстината на првиот мост ќе биде $5^2 = 25$, а на вториот $10^2 = 100$.

Од анализата на резултатите за влијанието на висината врз вгибот на телото (f) може да се каже дека највлијателна е висината на попречен пресек на телото (h). Ова може да се објасни со фактот дека отпорниот момент на пресекот расте со квадратот на висината (h), или моментот на инерцијата, кој што расте со кубот на висината.

Повторно ќе ги изнесам резултатите на епруветите од В групата, за да може да се споредат со епруветите од F и G групата, каде резултатите од В групата се најмали:

$B_1=0,227$ мм; $B_2=0,280$ мм; $B_3=0,327$ мм / $0,278$ мм
со ширина, редуцирана за $1/3$, односно 5,3 мм., висина 8 мм и должина 33,4 мм.

Намалувајќи ја ширината за $1/3$ (5,3 мм) во сите три случаи на F групата, висината намалена за 2 мм (6 мм) и константна должина од 33,4 мм вредностите на еластичната деформација се зголемија на:

$F_1=0,467$ мм; $F_2=0,431$ мм; $F_3=0,513$ мм / $0,470$ мм

Кога ширината остана непроменета, односно 5,3 мм., а висината се намали за $1/2$, односно 4 мм кај епруветите од G групата со константна должина се добија најголеми вредности и тоа за:

$G_1=0,480$ мм; $G_2=0,525$ мм; $G_3=0,543$ мм / $0,516$ мм

Математички пресметаната, деформација по формула е 0,657 мм за епрувети F, а за епрувети G 2,220 мм.

На G_3 при оптоварување од 60 daN (600 N) се регистрира и пластична деформација, односно телото не се врати во првобитна положба, што значи дека, овој облик на тело, каде што има редукција на ширината за $1/3$ и намалена висина за $1/2$, воопшто не одговара за примена, што би одговарало на хигиенско тело на мост.

Milanović (1979) експериментално испитува различни форми на тела на мостови. Кај триаглната форма на пресек (целосно леан профил), изработен од Аугорал со растојание $L=23,8$ мм доби вгиб од 0,4 мм при оптоварување од 600 N, а при оптоварување од 2000 N доби кршење на телото.

При нашето експериментално испитување на телата со максимална висина, односно епруветите од А група, беа оптоварени со сила од 1000 N при што не настана пластична деформација, додека вгибот, добиен при товар од 600 N изнесува 0,182 мм.

Експериментално добиените вредности се разликуваат од аналитичките пресметувања, поради тоа што телата немаат строга геометриска форма со идеална рамна површина на страните. Исто така, мостовите на експерименталниот модел не се целосно неподвижни, при оптоварување на телото на мостот се јавува незначителна торзија.

Во устата на пациентите, при оптоварување на мостот, настанува придвижување на гингивалниот дел на носачите кон местото на дејствување на силата, додека апикалните делови на носачите се оддалечуваат и доаѓа до појава на една напнатост при процесот на мастикација. При пластичната деформација, за-

бите-носачи ја губат првобитната положба и се инклинираат кон празниот простор, што предизвикува ресорпција на интерденталниот септум, деструкција на коскено ткиво, делумно или потполно отсуство на lamina dura на алвеолата, проширување на периодонталниот простор и разнишување на забите.

Постојат разлики на добиените резултати на деформацијата на телата од иста група. Тие се незначителни, а се резултат на:

- минималната разлика во димензиите (две исти тела во природа не постојат);
- порозноста;
- ефектот на вклетувањето на коронките со носачите;
- тромоста на машината (грешки на очитување, колку повеќе опсегот на менувањето на силата е помал-релативната грешка е поголема).

Од испитувањето на Schwickerath (1974) се гледа дека пациентот постигнува помал притисок на телото при максимален загриз, отколку на носачите, во услови на релативно мало растојание и мала висина на телото. Оваа разлика се зголемува со зголемувањето на растојанието меѓу носачите и намалувањето на висината на телото. Затоа, препорачува авторот, пресекот на телото на мостот треба да биде поголем.

Истиот автор (1982) посвети доста внимание на анализата на височината на телото и нашол дека е повлијателен фактор во однос на неговата ширина. Тој вели дека отпорот на мостот против деформациите, поради делувањето на силата, зависи од димензиите на пресекот. Нашите испитувања, исто така,

покажаа дека за цврстината на мостот поголемо значење има висината на телото.

Schwickerath испитувал конструкции, чиј попречен пресек е правоаголник и тогаш отпорниот момент се пресметува по формулата:

$$W = \frac{b \times h^2}{6}$$

W - отпорен момент

b - ширина

h - висина

Ако телото е со пресек 3 x 3, отпорниот момент изнесува 4,5 мм³. Ако ширината се зголеми за 1 мм, тогаш отпорот е 6 мм³. Зголемувајќи ја само висината за 1 мм, отпорниот момент се менува и изнесува речиси двојно повеќе, односно 8 мм³.

Зависноста на напонот со отпорниот момент за триаголест попречен пресек, кој триаголест попречен пресек е предмет на нашето испитување, е:

$$\sigma = \frac{M}{W}$$

M = момент на свиткување

$$M = \frac{P \times L_0}{8}$$

$$W_{xc} = \frac{a \times h^2}{24}$$

$$\sigma = \frac{3P \times L_0}{a \times h^2}$$

Отпорниот момент за точката 2, во однос на тежишната оска xc (сл.18) кај епруветите А, е најголем (21,33 мм³), бидејќи имаме најголема висина и ширина. Со најмала висина, а тоа е кај епруветите Е, отпорниот момент се намалува на 5,33 мм³. Кај епруветите Г, каде што висината е намалена за

1/2, а ширината за 1/3, отпорниот момент на материјалот, во однос на тежишната оска x_c , е најмал - $3,53 \text{ mm}^3$ (табела 12).

Напонот е поголем кај врвот на триаголникот (точка 2 според сл. 18). Затоа треба да се избегнува негова остра моделација и најдобро е да се обликува заоблено. Ова оди во прилог на денешниот став за моделирање на гингивалниот дел од телото со заоблена линија со површина од 2-3 мм, зависно од ширината на гребенот. На широк алвеоларен гребен одговара широк гингивален дел од телото со што се намалува напонот, а се зголемува отпорниот момент.

Зависноста на напонот σ и висината (h) е значајна. Кај епруветите со најмала висина (E и G) напоните се највисоки: $46,96 \text{ daN/mm}^2$ и $70,90 \text{ daN/mm}^2$. Исто така, напонот се зголемува со намалувањето на ширината, но во далеку помала мера, отколку што е случај со висината (табела 13).

ЗАКЛУЧОК

Клиничките и експериментални истражувања не доведоа до следниве заклучоци:

1. Во клиничката практика, мостовите, чии тела се со максимална висина, со линеарен допир, а ширината редуцирана за $1/3$ би требало најчесто да се употребуваат, бидејќи овие тела одговараат на епрувети од В групата. Кај нив, еластичната деформација е на второ место со 0,278 мм, по епруветите од А група, кои ни послужија само за компарација (0,182 мм).

2. Најзастапена деформација имаме кај 29 (70,73%) мостови чии тела се со срцевидна форма на пресек (хигиенски мост) со ширина на цвакалната површина, редуцирана за околу $1/3$ од ширината на природните заби, а висината е намалена за $1/2$ од висината на оклузогингивалниот простор. Кај епруветите од G групата, при експериментално испитување, се добија најголеми вредности за еластична деформација и тоа 0,516 мм. На G_3 при оптоварување од 600 N се регистрира и пластична деформација, односно телото не се врати во првобитната положба, што значи дека овој облик, на тела каде што има редукција на ширината за $1/3$ и намалена висина за $1/2$, воопшто не одговара за примена што би одговарало на хигиенско тело на мост, со отстаење 2-3 мм или повеќе од гингива.

3. Повеќе е застапена деформацијата кај мостови со триаглеста форма на пресек кај 15 (53,57%) случаи во горна ви-

лица, додека во долна вилица 6 (60%) со ширина на цвакалната површина, редуцирана за $1/3$, а висината изнесува максимум од дозволениот простор. Поради ненивелираност на оклузалната рамнина, висината е помала на одделни места, каде што забот, кој е во супраоклузија, навлегува како клин во телото, правејќи *lokus minoris resistens* за деформација или кршење на телото.

4. Од аналитичките изрази за пресметување на деформацијата се гледа дека влијанието на должината на телото врз вгибот (f) е големо односно зависи од должината на третиот степен. Во клиничката практика, кога мостовите се со 4 меѓучлена иако висината е поголема од ширината се забележува деформација дури и кршење на телата.

5. Анализирајќи ги резултатите може да се каже дека ширината на попречниот пресек на телото влијае врз вгибот на телото (f) приближно линеарно, што е во согласност со аналитичките изрази.

6. Највлијателна е висината (h) на попречниот пресек на телото. Ова може да се објасни со фактот дека отпорниот момент на пресекот расте со квадратот на висината или моментот на инерција, кој расте со кубот на висината.

7. Напонот е поголем кај врвот на триаголникот. Со заоблување на врвот на триаголникот се намалува напонот, а се зголемува отпорниот момент. Ова оди во прилог со денешниот став за моделирање на гингивалниот дел од телото со заоблена

линија со површина од 2-3 мм зависно од ширината на гребенот.

8. Со испитување на модулот на еластичност на паладорот се гледа дека максималниот напон (напон на кинење) на паладорот е 43 daN/mm^2 што приближно изнесува на напоните кај повеќето челици.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. AMBRECHT, E., GERBER.: Zur Gestaltung des Brückenkörpers,
Zahntechnik, Berlin 4, 162, 1969
2. APOTHEKER, H., NISHIMURA, T., SEERATTAN, C.: Laser-Welded
vs Soldered nonprecious alloy dental bridges:
a comparative study,
Lasers Surg. Med., 4 (2) 207-13, 1984
3. БАЈЕВСКА, Ј: Деформација на тело на мост во зависност од
ширината и висината на тело и користената ден-
тална легура,
Макед. стомат. преглед, VII, 1-2, 23-26, 1984
4. BEHREND, D.A.: The mandibular posterior fixed partial
denture,
J. Prosthet. Dent., 37: 622-638, 1977
5. БОЯНОВ, Б: Клиника на ортопедичната стоматологија
Медицина и физкултура, Софија, 1973
6. BRUMFIELD, R.C.: Load capacities of posterior dental
bridges,
J. Prosthet. Dent., 4, 530, 1954

7. BYARS and SNYDER.: Engineering, Mechanics of Deformable Bodies,
Int. Textbook Company, Scranton, Pa Usa, 1966
8. CAVAZOS, E.: Tissue response to fixed partial denture pontics,
J. Prosthet. Dent., 20, 143-153, 1968
9. CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Measurement of Stresses in Fixed-Bridge Restorations Using a Brittle Coating Technique,
J. Dent. Res., 44: 756-762, 1965
10. CRAIG.R.G., PEYTON, F.A.: Measurement of Strains in Fixed Bridges with Electronic Strain Gauges,
J. Dent. Res., 46, 615-619, 1967
11. ČATOVIĆ, A.: Prikaz naprezanja mosne konstrukcije neparalelnim nosačima,
ASCRO,13: 143, 1979
12. ČATOVIĆ, A., KOSOVEL, Z., MUFTIĆ, O.: Usporedba deformacija mosne konstrukcije paralelnih i neparalelnih nosača,
ASCRO, 15, 1-2,21-25, Zagreb 1981

13. ČATOVIĆ, A., KOSOVEL, Z., MUFTIĆ, O.: Primjena fotoelastičnih materijala u ekperimentalnim istraživanjima u fiksnoj protetici, 2/1981
Stomatološka protetika, Simpozijum o stomatološkim materijalima, Beograd, 10-11 juna, 1981
14. DERAND, T.: Stress in a cantilever metalceramic bridge in model experiments,
Journal of Oral Rehabilitation 8, 107-111, 1981
15. ĐAJIĆ, D., Đukanović, D., Zelić, O., Ursu, I.:
Paradontopatije, Naučna knjiga - Beograd, 1980
16. EICHNER, K.: Kronen ind Brückenzahnersatz und das marginale Parodont,
Zahnärztl. Prax. 26, 314-318, 1975
17. EICHNER, K.: Einflüsse von Brückenzwischengliedern auf die Gingiva,
Dtsch. zahnärztl, Z., 30, 639-648, 1975
18. EICHNER, K.: Die technische Gestaltung des Brückenkörpers,
Dental Labor I, 43-47, 1982

19. EISSMANN, H.F., RADKE, R.A. and NOBLE, W.A.: Physiologic design criteria for fixed dental restorations, Dent. Clin. North Amer., 15, 543-568, 1971
20. EL-ABRASHI, M.K., CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Struktural design and stress analysis of fixed partial dentures, J. Prosthet. Dent., 23: 177-186, 1970
21. FARAH, J.W., CRAIG, R. G.: Reflection Photoelastic Stress Analysis of a Dental Bridge, J. Dent. Res., 50-5: 1253-1259, 1971
22. FINGER, W., REIMERS, P.: Untersuchungen zur Deformation des Brückenkörpers, ZWR, 83: 782, 1974
23. FREESMEYER, u.a.: Einfluss der Form des Brückenkörpers von Verblendbrücken auf die Gingiva und auf das marginale Parodontium, D.Z.Z. 36, 467-474, 1981
24. FRESSMEYER, W.B. KOCHER, Th. TUBINGEN,: Einfluß der Gestaltung von Schwebegliedern auf die Gingiva und das marginale Parodontium, D.Z.Z. 37, 821-828, 1982.

25. FROHLICH, E., KÖRBER, E.: Die Planung der Prothetischen Versorgung im Lückengebiss. Carl Hanser Verlag, München, 1970
26. GLICKMAN, I., ROEBER, F., BRION, M., PAMEIJER, J.;
J. Periodont., 30: 35, 1969
27. HIRSHBERG, S.M., The relation skip of oral hygiene to embrasure and pontic design-A preliminary study,
J. Prosthet. Dent., 27, 26-38, 1972
28. HOOD, J.A, A., FARAH, J.W., CRAIG, R.G.: Stress and deflection of thres different pontic designs,
J. Prosth. Dent., 33, 54-59, 1975
29. HOWARD, W.W., D.M.D., UENO, H, D.D.S., and PRUITT, O.C., D.M.D., Standards of pontic design,
The Journal of Prosthetic Dentistry,
47-5, 493-495, 1982
30. KENDE, J.: Die Bedeutung der Ätiologie des partiellen Zahnverlustes bei Brückenkonstruktionen,
D.Z.Z. 14: 27-35, 1959

31. KLÖTZER, W., "Über die elastische Deformierung der
Brückenzwischenglieder,
"Zahnärztl. Welt/Reform 61, 13-16, 1960
32. KOSOVČEVIĆ, M.: Mostovi, Stomatološka protetika-
Predklinika,
SGS, Beograd, 1979
33. KURLJANDSKIJ, V. JU., ČEDŽEMOV, J.B., GALAČIEV, M.A.:
K Metodike opredlenija pročnosti mostovyh
zubya protezov.
Materialy II naučno-praktičeskoj konferencii
vračej, stomatologov kurorta, Malčik 28, 1972
34. KURLJANDSKIJ, V. JU., ČEDŽEMOV, J.B., REVAZOV, I.B.
Materialy naučno praktičeskoj konferencii
vračej, stomatologov Severnogo Kavkaza,
Mahačkala 190, 1975
35. LANGE, E.: 10 Punkte-Programm zur Vermeidung jatrogenen
"Schädigungen des Parodontiums durch restaura-
tive zah["]närztliche Massnahmen im Sinne einer
"Übersorgung
Quintessenz, 9, 1675-1676, 1985

36. MAHLER, D.B., PEYTON, E.A.: Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures,
J. Dent. Res., 34, 831, 1955
37. MAHLER, D.B., und TERKLA, L.G.: Analysis of stress in dental structures,
Dent. Clin. N. Amer. Nov., 789, 1958
38. MARX, H., KILBINGER, W., Untersuchungen de Tegument-
"Kompresibilität des frontalen Oberkieferkammes
in Hinblik auf das Ausmaß der Modellradierung,
Dtsch. Zahnärztl. Z., 34, 759-762, 1979
39. MILANOVIĆ, S.: Ispitivanje izdržljivosti konstrukcije dentalnog mosta raznih profila prema silama opterećenja pri određenom rasponu,
Magistarski rad, Zagreb, 1979
40. MILANOVIĆ, S.: Ponašanje profila konstrukcije dentalnog mosta prema silama opterećenja,
ASKRO, 15: 1-2, 27-31, 1981
41. MILANOVIĆ, S., KOSOVEL, Z.: Aspekti ekonomičnosti u izboru profila konstrukcije dentalnog mosta,
SGS, 5, 371-377, 1984

42. МИРЧЕВ, Е.: Корелација помеѓу екстрахираните заби, најдените и потребните протетски реставрации, хабилитационен труд, Скопје, 1977
43. МИРЧЕВ, Е.: Стомато-протетички материјали - неметали и метали, Скопје, 1982
44. МИРЧЕВ, Е.: Стоматолошка протетика, Едноделно леани фиксно-протетички конструкции, клиничка и техничка изработка, Просветно дело, Скопје, 1984
45. МИРЧЕВ, Е.: БАЈЕВСКА ЈАГОДА, БОРОЗАНОВА МАРИЈА, ПАЛЧЕВСКА ЗОРИЦА: Несанирана оклузална рамнина како причина за деформација на телото на мостот. Зборник на трудовите изнесени на VI-от Конгрес на Сојузот на здравствените работници на СРМ, Струга 14-16 Мај 1986
46. PEREL, M.L.: A modified sanitary pontic,
J. Prosth. Dent., 28: 589-592, 1972

47. PITTROF, G.: Festigkeit von Brückenkonstruktionen unter besonderer Berücksichtigung von Fertigteilerein
Med. Diss. Köln, 1978
48. PORTER, B. CHARLES.: Anterior pontic design: A Logical progression,
J. Prosth. Dent., 51,6, 774-776, 1984
49. REDTENBACHER, K.: Über die Grenzwerte der physiologischen Kaukraft und deren Wirkung auf Kronen und Brücken nach dem Assemblingverfahren (ATR-System),
Quintess. zahnärztl. Lit., 15. Ref. 2456, 1964
50. SCHWICKERATH, H.: Zur konstruktion von Brückenzwischengliedern,
Dental Labor, XXX, 10, 1411-1416, 1982
51. SCHWICKERATH, H.: Die Belastbarkeit von Brückenkonstruktionen in Abhängigkeit vom Material und der Konstruktion,
DZZ., 29: 859, 1974
52. SMITH, G.: Objectivs of a fixed partial denture,
J. Prosth. Dent., 11, 463-473, 1961

53. SUVIN, M., KOSOVEL, Z.: Fiksna protetika, Školska knjiga, Zagreb, 1975
54. TAKAHASHI, N., D.D.S., KITAGAMI, T., D.D.S., Ph. D., and KOMORI, T., D.D.S., Ph. D.: Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment,
J. Prosthet. Dent., 40, 2, 186-190, 1978
55. TILLITSON, E.W., CRAIG, R.G., FARAH, J.W., PEYTON, F.A.: Experimental stress analysis of dental restorations: Part VIII. Surface strains on gold and chromium fixed partial dentures,
J. Prosthet. Dent., 24: 174-180, 1970
56. TILLITSON, E.W., CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Experimental Stress Analysis of Fixed Partial Dentures by Use of a Dynamic Method,
J. Dent. Res., 50, 2, 422-429, 1971
57. TJAN, H.L.A.: A sanitary "arc-fixed partial denture": Concept and technique of pontic design,
The Journal of Prosthetic dentistry, 50,3,338-341
1983

58. TRIVEDIE, S.C. and TALIN, S.T.: The response of human gingiva to restorative materials,
J. Prosth. Dent., 29, 73-80, 1973
59. VOSS, R.: Die Form der Freischwebenden Brücken,
Dtsch. Zahnärztl, Z., 17, 1649-1655, 1962
60. VUJOŠEVIĆ, LJ.: Klinička protetika, Fiksne nadoknade
I sveska, Dečje novine, Gornji Milanovac, 1986
61. VUKOVOJAC, P.: Stomatološka protetika, krunice i mostovi.
Srpsko lekarsko društvo, Beograd, 1963
62. ZAK, B.: Osterreich, Z. Stomatol., 33: 22-37, 1935