

УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ

М-р д-р Јагода Бајевска

КЛИНИЧКИ И ЛАБОРАТОРИСКИ ИСПИТУВАЊА
НА ДЕФОРМАЦИЈА НА ТЕЛА НА МОСТОВИ

– докторска дисертација –

Скопје, 1992 година

12-1-1993
Jkavelov

Универзитет "Кирил и Методиј" - Скопје
Стоматолошки факултет - Скопје

М-р д-р Јагода Бајевска

**КЛИНИЧКИ И ЛАБОРАТОРИСКИ ИСПИТУВАЊА НА
ДЕФОРМАЦИЈА НА ТЕЛА НА МОСТОВИ**

- Докторска дисертација -

Ментор:

Проф. д-р Ефтим Мирчев

Скопје, 1992 година

Ја користам можноста најтопло да се заблагодарам на мојот ментор Проф. д-р Ефтим Мирчев за помошта, стручните совети, консултации кои имаа голема вредност во овој труд.

Голема благодарност му изразувам на Проф. д-р Ѓорѓи Симов за стручните совети и консултации кои ми помогнаа за време на изработката на овој труд.

Особена благодарност и длабока почит му изразувам на Проф. д-р сци Драги Данев за несебичната помош, стручните совети, консултации и перманентното интересирање за реализацијата на експерименталното испитување.

Исто така со почит и уважување се заблагодарувам на Проф. д-р сци Стојанчо Стојмановски за идејата и стручните совети кои ми помогнаа да го реализирам експерименталното испитување.

Посебна благодарност му должам на Доц. д-р сци Милан Косевски за несебичната помош во изведувањето на експерименталниот дел од испитувањето и овозможените стручни консултации.

Благодарност и за Проф. д-р сци Кирил Поп - Тонев за стручните совети и помошта во толкувањето на микроскопските испитувања.

Се заблагодарувам на Доц. д-р сци Драги Велески за помошта при изведувањето на експерименталниот дел од испитувањето.

Исто така благодарна сум и на дипл. инж. Ацо Чалоски за аналитичката обработка на резултатите од испитувањето.

Им изразувам благодарност на дипл. инж. Ратко Илиевски и дипл. инж. Дајана Арсова - Јасенова за техничкото уредување на текстот.

Се заблагодарувам на техничарката Вера Стојановска што ми помогна во техничката изведба, како и на сите други кои на свој начин ми помогнаа во реализацијата на мојот труд.

АВТОРОТ

СОДРЖИНА

Кратка содржина

Summary

1. Вовед	1
2. Преглед на литературата	3
3. Градба и некои особини на металите	12
4. Цел на истражувањето	17
5. Материјал и метод на работа	18
5.1. Истражување на клинички материјал	18
5.1.1 Истражување на клинички материјал	18
5.1.2. Клинички и рендгенолошки промени на потпорните ткива на забите носачи кај мостови со прекинат континуитет	18
5.2. Микроскопско истражување на мостови кои се со прекинат континуитет	21
5.3. Експериментално испитување на еластична деформација на тела на мостови	21
6. Резултати	28
6.1. Истражување на клинички материјал	28
6.2. Микроскопско истражување на мостови кои се со прекинат континуитет	35
6.3. Експериментално испитување на еластична деформација на тела на мостови	48
7. Дискусија	99
8. Заклучок	106
9. Литература	108

КРАТКА СОДРЖИНА

За да дојдеме до сознанија за деформацијата на телото на забниот мост и делумниот или потполниот прекин на континуитетот на телото, презедовме испитувања кои ќе помогнат во разрешувањето на оваа несакана појава. Истражувањето го спроведовме на клинички материјал од пациенти со мостови на кои настанала пластична деформација, делумен или потполн прекин на континуитетот и клиничка и рентгенолошка проценка на промените на забно - потпорниот апарат на забите носачи; електронско - микроскопски испитувања на фрактурираните површини; и експериментално испитување на еластичната деформација на телата на мостовите.

Нашиот клинички материјал се состоеше од 64 пациенти дојдени на Клиниката за фиксна стоматолошка протетика, поради фрактурирани мостови. Клиничките испитувања опфатија:

1. Анализа на мостови на кои настанала пластична деформација и делумен или потполн прекин на континуитетот на мостовите.

2. Истражување на клиничка и рентгенолошка проценка на промените на забно - потпорниот апарат на забите носачи.

3. Телата на мостовите кои беа со прекинат континуитет се посматрани со сканинг електронски микроскоп и извршено е снимање на истражуваните примероци. Анализирани се 19 дентални мостови, изработени од златна и сребрено - паладиумска легура, кои се фрактурирале во текот на функцијата во усната шуплина, и 4 вештачки фрактурирани мостови кои се носени во устата 10 години без да претрпат деформација или прекин на континуитетот, а се извадени поради откажувањето на еден од носачите.

4. Од посебен интерес на оваа студија беше експерименталното испитување на еластичната деформација на телата на забните мостови, при што беа направени преку 60 одделни испитувања. Мостовите беа изработени од паладор.

Секој мост беше анализиран на три начина :

- Дирекно испитување на еластичната деформација на телата на мостовите во усната шуплина;
- Испитување на истиот мост на експериментален модел, и
- аналитичко пресметување

Мерењата на деформациите беа спроведени во соработка со Институтот за МКММВ при Машинскиот факултет. Беше користена специјална опрема погодна за конкретниов проблем: мерни ленти тип 0,6 / 120 LY 11 на фирмата Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, поставени на одредени места од металната конструкција на

мостот, и мерно засилувачки инструмент НВМ, тип UPM 60 од истиот производител, за регистрирање на добиените деформации за повеќе случаи на оптоварување. За одредување на големината на силата беше користен тензометарски давач на сила.

За да се утврди дали фасетирањето има влијание врз крутоста, односно дали ја намалува деформацијата, беа извршени мерења на истите мостови по нивното фасетирање. Исто така, истите мостови беа зајакнати на критичните пресеци, а потоа со оптоварување се регистрираше еластичната деформација.

Со проучување на резултатите од истражувањата се наметнаа следните заклучоци:

1. Во клиничката практика застапеноста на мостовите со прекинат континуитет е повеќе во горната вилица. Највисок процент на застапеност на фрактури на мостовите во горната и долната вилица има кај спојните места на меѓучленовите и тоа: 85,94 %, во споредба со фрактурите меѓу телото и коронките 14,06 %.

2. Од истражувањето на промените на забно - потпорниот апарат може да се каже дека кај 76 заби носачи (59,38 %), доминира проширен периодонтален простор во близина на глеѓно - цементната граница или врвот на интерденталниот простор, кој е назабен или непостои. Проширувањето на периодонталниот простор може да оди и до апексот на забот.

3. Кај фрактурираните мостови, 39 заби носачи (30,47 %), се мобилни во вестибуло - орален и мезио - дистален правец со амплитуда до 2 mm. Силно изразена разнишаност беше најдена кај 28 заби носачи (21,87 %). Забите беа мобилни во 3 правци, и тоа: вестибуло - орално, мезио - дистално и во аксијален правец.

4. Анализата со сканинг електронски микроскоп на фрактурираните површини на мостовите, фрактурирани во текот на функцијата во усната шуплина покажаа појава на крто скршување и присуство на микропорозност, микрошуплини, туѓи тела.

5. Проценката на фрактурираните површини на намерно скршените мостови, употребувани долго време, покажаа појава на дуктилно кршење, без присуство на микрошуплини, туѓи тела.

6. Забните мостови, од механички аспект, најприближно функционираат како систем на вклетена греда.

7. Експерименталното испитување на еластичната деформација на мостовите со два и три меѓучлена покажаа дека на местото каде што постои сепарирање на спојот меѓу членовите се јави најголема деформација, за разлика од добиените вредности на спојот меѓу телото и коронките.

8. При оптоварувањето на мостот во средната третина од должината, на спојот меѓу членовите се јавува најголем момент на свиткување.

9. Најмалите вредности на висината, кои се добиваат со сепарирање, се вистинската критична висина и тие ги чинат критичните места, односно од нив зависи целокупната цврстина на мостовната конструкција.

10. Со нашите испитувања дојдовме до сознание дека фасетирањето на мостовните конструкции има влијание за намалувањето на вредноста на еластичната деформација, односно за зголемувањето на крутоста. Со испитувањата, вредноста на еластичната деформација, измерена на спојот меѓу членовите при оптоварувањето на истото место се намали, средно, кај фасетираниот мост за 36,31 %, во однос на нефасетиран мост.

11. Конструктивните подобрувања на мостовната конструкција: зајакнувањето на критичните пресеци и радиуси на заоблувањето на гингивалната сепарација условија појава на пониски вредности на еластична деформација на критичните пресеци. Така, деформацијата е, средно, намалена за 72,10 %, кај зајакнатото место на спојот меѓу членовите. Влијанието на фасетирањето на мостот за намалувањето на деформацијата на спојот меѓу членовите не е изразено, ако претходно мостот е зајакнат.

1. ВОВЕД

Забниот мост е фиксно-протетичка конструкција што со својата профилактичко-терапевска намена има за цел да го сочува интегритетот на оралните ткива, што е од големо значење за физиолошката активност на стоматогнатниот систем. Обезбедувајќи морфолошки оптимум на мостовната конструкција, сообразен со правилниот однос на телото со алвеоларниот гребен, врските, пародонциумот и антагонистите се овозможува зачувување на пародонталното здравје (орофацијалниот систем).

Преку протетичката конструкција, стремежот на протетичарот е насочен кон подобро сочувување на оралните ткива и избегнување на можноста за нивно оштетување.

За да ги изработиме и вклопиме механичките конструкции на начин што ќе овозможи меѓусебна поврзаност на надоместокот со забите и неговите потпорни и околни ткива и добивање биомеханичка конструкција е неопходно познавање на анатоомо-физиолошките карактеристики на оралните ткива.

Фиксно - протетичката конструкција забен мост создава единство меѓу забите носачи и пародонтот. За да се спроведе терапија и рехабилитација на цвакалниот орган, се здружуваат техничките со биолошките елементи, создавајќи притоа една хармонична целина во механички, биолошки и функционален поглед. Според тоа, мостовната конструкција не е само прост механички надоместок на оштетени и изгубени заби, туку претставува и најфункционална изработка, која им дава отпор на функционалните сили.

Пронаоѓањето на нови технолошки можности во изработката на мостовната конструкција, како и појавата на нови материјали, овозможи да се унапреди и забрза постапката за изработка на протетички направи.

Многубројните барања на мостовното тело се темелат врз современи клиничко-конструкциони, технолошки и медикобиолошки принципи при изработката на мостот (66). Точното почитување на технолошките и биолошките барања, како и упатствата на фирмите производители на материјалите, е предпоставка за обезбедување високо технолошко - биолошко ниво на конструкцијата.

Секоја грешка во планирањето и техничката фаза на изработката може да предизвика нарушување на биолошкиот фундамент на усната шуплина. При тоа, протетичката изработка со пореметувањето на правилниот сооднос на телото со околните живи ткива и антагонистите, ја губи биолошката улога и станува потенцијален деструктивен фактор. Забниот мост престанува да биде терапевско средство, оној момент кога не може да одговори на своите задачи. Оваа ситуација не е поволна и води до прогресивно уништување на забите носачи, со соодветни реперкусии во пародонталната структура и целиот орофацијален систем.

За појавата на пародонтопатијата, нејзиниот хроничитет и тешките компликации може да придонесат и стоматолошките изработки, односно фиксно-протетичките надоместоци, како можни елементи за оштетување на пародонциумот.

Деформирањето на мостовната конструкција и прекилот на континуитетот, даваат реверзибилни или иреверзибилни промени во пародонциумот на забите носачи и антагонистите. Во голема мерка, од субјективните тешкотии, совеста, здравствената култура, знаењето и желбата на пациентот, ќе зависи дали ќе има повторна интервенција во усната шуплина.

Во практиката се сретнуваат скршени тела на мостови, изработени од благородни легури, без видливи патолошки промени на пародонциумот. Тоа доаѓа оттаму што овие легури се помекки и еластични, деформациите настануваат бавно, во кој период доаѓа до израз природната отпорност на пародонциумот и компензаторниот механизам на организмот и се одложува појавата на промените.

Многу често, протетичките реконструкции на прекинатите забни низи се вршат пасивно, како нужна потреба која го корегира дефектот. Ако забниот терапевт, во својата дејност ги почитува принципите на стоматолошката доктрина, тогаш превенцијата на забнопотпорните ткива во целост ќе биде спроведена, а процентот на клиничката манифестација на пародонталната болест намален (53).

Затоа, протетичарот треба да го насочи вниманието кон подобро димензионирање на мостовната конструкција, за да се овозможи сочувување на оралните ткива и избегнување на можноста за нивно оштетување.

За да ги изработиме механичките конструкции на начин со кој ќе се спречи појава на пластична деформација и прекин на континуитет на мостот неопходно е познавање на принципите на оптимално димензионирање. А за да се изведе правилно димензионирање, мора да се познава меѓусебната зависност на: оптоварувањето, напонот, деформацијата, обликот, димензиите на телото и особините на материјалот.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

Во практиката, многу често се среќаваме со изработени мостови што не одговараат на пропишаните протетички норми. Грешки се прават во планирањето, во клиничката и во техничката фаза на изработката и во примената на соодветен материјал, што доведува до појава на деформација или прекин на континуитет на телата на мостовите.

Деформацијата на телата на мостовите е испитувана и проучувана со повеќе методи, и тоа, експериментално, на приготвени модели што само приближно одговараат на клиничките услови. Клиничките услови се многу сложени и различни, па затоа е тешко во целост да се имитираат.

Фиксно - протетичката мостовна изработка не претставува потполно крута конструкција. Порано е укажувано на свиткување на телото на мостот при големи оптоварувања, но, телото има способност да се деформира под влијание на мала сила и повторно да се врати во првобитната положба.

Уште во 1960 година, Klötzer (45), со помош на физички и математички формули ја обработил еластичната деформација на еден мост. Со помош на електричен мерач, мерен е отпорот на издолжување на мостовите на фантом. Во вториот обид, мерени се вредностите во устата на пациентот.

Еден од факторите што има определувачко влијание врз капацитетот за поднесување на оптоварувањето на денталните мостови е формата и должината на конструкцијата што го трпи оптоварувањето, местопоставеноста на оптоварувањето и појавата на стресовите во самата конструкција (89).

Craig i Peyton (18), оптоварувале мостови со товар од 266,6 N, користејќи ја техниката на кривка обвивка. Користејќи кривка обвивка од лак, одредувани се големината и правецот на деформациите и напоните. Тие докажале дека напоните и правецот на деформациите зависат од големината на силата, местото каде што дејствува и од формата на мостот.

Методот со употреба на фотоеластични материјали во експериментални цели нашол примена во стоматологијата уште во 1935 година, кога Австриецот Zak, како што наведува Čatović (22) прв го применил во својата работа.

El Abrashi, Craig, Peyton (33), ја користеле техниката на дводимензионална фотоеластичност и со испитувањето утврдиле дека фиксните мостови нефункционираат во свиткувањето како симетрична греда, и дека постои зона на затегнување и компресија. Тие, фотоеластичните модели ги направиле од полиестерски и епоксидни смоли.

Телата на мостовите ги оптовариле со концентриран товар од 222,2 N. Со осветлување на моделот со монохроматско светло се појавиле изохроматски рабови како резултат на висока концентрација на напони. Тоа биле бели и црни интерференциски линии, кои ги анализирале на снимени фотографии. Авторите, дошле до сознание дека најслабиот дел кај бочните мостови е фиксниот спој (лемената зона), поради тоа што таму забележиле висока концентрација на напони. Висечките мостови имале многу повисоки напрегања во фиксниот зглоб, отколку мостовите, кои биле прицврстени на двата краја.

Farah i Craig (35), користејќи ја техниката на фотоеластични обвивки, заклучиле дека во основа, таа претставува метод што обезбедува визуелно набљудување на мерењето на распределеноста на напрегањата на површината на деловите што се наоѓаат во услови на оптоварување. За ова испитување, тие направиле златен мост од четири единици, обложен со фотоеластичен материјал. Оптоварувањето било со сила од 444,3 N и нашле дека најголема концентрација на напони била во залемената зона. Големината на деформацијата 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 биле послабо адаптирани на подлогата, мостот функционирал како проста греда.

Hood, Farah i Craig (43), вршеле испитување на распределбата на напрегнувањето на модели на тричлени фотоеластични моста со различен облик на профилот на телото и тоа: конвенционално тело, хигиенско и модифицирано хигиенско тело. Телата на мостовите биле оптоварени со сила од 266,6 N. Модифицираниот хигиенски мост покажал намалено свиткување во средината и намален напон на местото на лемење во однос на другите видови мостови.

Čatović, Kosovel, Muftić (20, 21), исто така, го употребиле фотоеластичниот метод и се обиделе прецизно да ги одредат местото и големината на концентрацијата на деформацијата. Тие, моделот го изработиле од фотоеластичен материјал Araldit B, и констатирале дека конструкциите поставени во услови на непотполна паралелност на забите носачи, што условува неравномерна распределба на цвакалниот притисок, различно се деформираат во одделни свои делови. Местото на најголемата концентрација на изохромите и местото на деформација е, пределот на наведнатиот дистален носач, а најчувствителни места на конструкцијата се слоевите на телото со носачите, при што загрозеноста е поизразена ако носачите се наведнати.

Во прикажаните методи за испитување на деформациите на едно пробно тело, се вбројува и динамичкиот метод со употреба на мерни ленти.

Tillitson, Craig, Peyton (84), го употребиле динамичниот метод - мерење со помош на растегливи мерни ленти, за да ја анализираат напнатоста и дејствувањето на силите на горните латерални мостови, изработени од злато и хромна легура. Притоа, се покажало дека центарот на мостот функционира идеално, што не било случај и со лемените места. Мостовите при вибрација имале трансверзални и ротациски движења.

Со помош на растегливи мерни ленти Finger и Reimers (36), експериментално ја испитувале деформацијата на мост и нејзината зависност од формата. Тие направиле модел од пластична материја, пластични носачи прицврстени со силиконски материјали во пластично постоље, а мостовите од првиот премолар до вториот молар биле едноделно леани 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, со најголем пресек во средината, бидејќи бил покрут од сите испитувани форми.

Според Milanović (56) Курљандский и сор., исто така, се занимавале со цврстината на мостовите и конструирале апарат за нејзино испитување. Тие го посочиле значењето на овој апарат кој содржи динамометар, со стрелка што го покажува оптоварувањето на телото на мостот во килограми. Тој поседува и индикатор што ја покажува големината на микровгибот и неговата дозволена големина во однос на растојанието, силата и карактеристиките на материјалот.

Истите автори ја испитувале и еластичната деформација на телото на мостот, регистрирајќи го вгибот на телото. Микровгибот на телото на мостот бил пропорционален со должината и ширината на телото на мостот.

Milanović (57, 58) го испитувала оптоварувањето што може да го поднесе конструкцијата на еден мост без свиткување и без кршење. Таа користела разни профили на тела на денални мостови, изработени од стандардни материјали, оптоварени со концентрирани вертикални сили, кои се и најголеми во процесот на мастикацијата. Таа заклучила дека најголема сила на оптоварување поднесуваат полните профили. Од шупливите профили со најголема дозволена сила бил оптоварен полуцевкастиот потковичест профил на мост, бочно отворен, а со најмала, полуцевкастиот потковичест профил, отворен надолу. Исто така, таа докажала дека предност има триаглестиот профил, отворен кон силата што дејствува, во однос на триаглестиот профил отворен бочно, а кој во практиката најчесто се применува.

Повеќе автори (66, 69, 71, 86) го опишале значењето на должината и висината на телото на мостот од аспект на биомеханиката.

Schilingburg (71), соопштил дека свиткувањето на телото е директно пропорционално од кубот на неговата должина. Според него, мост со два члена, ќе биде свиткан осумпати повеќе во однос на мост со еден член; мост со три члена, ќе биде свиткан 27 пати повеќе во однос на мост со еден член. Свиткувањето на телото е обратно пропорционално од кубот на неговата висина. Тој нашол дека мост со тело, чија висина е намалена за половина, ќе биде свиткан 8 пати повеќе во однос на тело со непроменета висина. Тело со $1/3$ од средната вредност на оклузогингивалната висина ќе биде свиткано 27 пати повеќе во однос на тело со непроменета висина и константна ширина и должина. Тој исто така истакнал дека кај подолгите тела се јавуваат торзиони сили, а особено кај послабите заби носачи.

Мирчев и Бајевска (61), известуваат за ненивелираноста на оклузалната рамнина, како причина за деформација или кршење на телото на мост. При испитувањето

на клинички материјал тие пронашле дека поради ненивелираност на оклузалната рамнина на одделни места, висината е помала, на местото каде што забот кој е во супраоклузија, навлегува како клин во телото, правејќи го тоа место помалку отпорно на деформација или кршење на телото. Затоа, авторите препорачуваат забите да се нивелираат и да се доведат во ниво на оклузалната рамнина, па потоа да се пристапи кон санирање на дефектот.

Бајевска (6, 7, 8), во својот магистерски труд, го проучила и го презентирала степенот на застапеност на деформации на мостови во клинички случаи и експериментално предизвикана деформација на геометриски дефинирани форми на тела на мостови. Деформацијата на телата на мостови е присутна во клиничката практика. Повеќегодишното искуство покажало дека таа зависи од повеќе фактори, меѓу кои, формата и должината на телата. При експериментално испитување на деформацијата на геометриски дефинирани форми на тела на мостови се покажало дека добиената висока вредност на еластична деформација, при мала висина и ширина, укажува на големо влијание на овие параметри врз деформацијата. Експериментите биле изведени на 3 групи долни латерални мостови со 3 меѓучлена, а испитувањето било спроведено во средината на телата на мостовите, каде што крутоста е најмала. Од анализата на резултатите таа заклучила дека ширината на напречниот пресек на телото влијае врз вгибот приближно линеарно, што е во согласност со аналитичките изрази. За највлијателна била најдена висината на напречниот пресек на телото на мостот, со толкување дека со најголема висина, вредноста на еластичната деформација е најмала.

Филчев и Касиянов (38), со математичка анализа потврдиле некои конструкциони принципи, дека висината на телото на мостот треба да биде, по можност, најголема меѓу алвеоларниот гребен и антагонистите во зависност од конкретните биолошки услови и хигиенски барања. Тие истакнале дека треба да се елиминираат, колку е можно, хоризонталните сили и ротационите моменти.

Повеќе автори (1, 2, 72, 95, 96), го користеле методот на холографска интерферометрија за визуелно регистрирање на деформацијата кај денталните реставрации. За него е потребен ласер кој произведува кохерентни, монохроматски светлосни зраци. Овој метод обезбедува перманентно фотографско снимање на постигнатите резултати. Предностите на ласерското светло дозволуваат оптички феномен на интерференција од светлината која продуцира видливи линии на објектите. Овие линии можат да ги идентифицираат региите на деформација.

Wedendal i Bjelkhagen (95), извршиле холографско испитување на еластичната деформација на златни мостови, и тоа на залемени споеви. Резултатите покажале поголема еластична деформација на примероци кои имале дефект во залемениите споеви. Деформацијата била регистрирана при оптоварување од 1 N и 3 N. Експериментално, тие употребиле направи во вид на шипки со намера да симулираат фиксни мостови, а димензиите ги определиле според просечните димензии на златните мостови за клиничка апликација. Пред да се испита еластичната деформација била направена радиографска контрола на шипките. Процената била направена во односна позиција на дефекти и зони на смалена густина. При испитувањето на еластичната

деформација било најдено дека бројот на лемените споеви ја зголемуваат дефлексијата. Тие нашле дека потпорите на двата краја пројавуваат извесна торзија. Сепак, тие забележуваат дека наодите во тест симулаторот можат да бидат пренесени во клинички услови, бидејќи дефиницијата за еластична деформација подразбира линеарен однос меѓу аплицираната сила и деформацијата. Според нив, треба да се има предвид дека ниските нивоа на силата се реални (1,0 и 3,0 N), споредени со силите во мастикаторниот систем, и тоа во последната фаза на цвакање.

Кај едноделно леаните мостови спојот на телото со коронките и местото на лемење, кај мостови изработени по принцип на пробани коронки, од време на време, може да биде со грешка. Тоа обично е резултат на несоодветно обликување и слаб скелет или непотполно течење, или кристализација на лемениот спој. Порозноста може да предизвика грешка што се создава при леењето или при лемењето (82).

Фрактурите на лемените споеви кај долгите тела често доведуваат до преработка на реставрацијата (37).

Азизов и сор. (1), ја употребиле холографската интерферометрија за прикажување на деформација на мостови изработени од метал. Тие прикажале дека деформацијата е концентрирана на местата каде што коронките се поврзани со меѓучленовите. Авторите испитале мост, во долната вилица, со носачи: канин и втор молар и три меѓучлена. Големината на притисокот варираше во интервали од 10 - 40 N и при тоа биле добиени интерферограми при еднаков притисок, но, на различни места на мостот. Со анализите на распределените интерференциони линии се покажало дека со промена на точките на притисокот се менува карактерот на распределбата на деформацијата. При притисок меѓу канин (носач) и прв премолар (тело), деформацијата била максимална. Еквидистантниот карактер на линиите на телото посведочиле дека овие заби не се деформираат, туку се поместуваат како тврда целина. При аплициран притисок, во средина на телото, деформацијата била пониска, а при оптоварување меѓу телото и дисталниот носач нашле големо намалување на деформацијата.

Проследувајќи ги понатаму експериментите на Азизов и сор. (2), се наидува на податок дека концентрацијата на деформацијата е најголема околу спојувањето на мезијалната коронка. Промената на густината на концентрацијата на деформацијата при промена на точката на поставениот притисок е во сооднос со големината на местата на спојот на коронките со телото; спојот на мезијалните коронки со телото има помала површина. Исто така, тие го испитале влијанието на големината на растојанието на местата на спојот на коронките со телото. При спојување со растојание намалувањето на цврстината на местата на спојот на мезијалната коронка со тело е поголемо, отколку на спојувањето со дисталната коронка. Со зголемување на површината на местото на спојот околу предната коронка цврстината се изедначува.

Wesson и сор. (96), како метод го користеле холографската интерферометрија. Тие направиле модел со препарирани втор мандибуларен молар и втор премолар. Испитувајќи 20 тричлени, слични фиксни мостови од сребрено паладиумска легура, на 10 моста им ги исекле телата на половина и ги залемиле. Секој мост бил тестиран

под статичен оклузален товар во средината на телото, со почетен товар од 250 понди, при што добиле еден холограм, а на 300 понди го добиле вториот. Од ова испитување тие ги добиле следниве податоци: дека нема присуство на флексија, нашле иста флексија, флексија на премоларен спој и флексија на моларен спој со тело. Холограмите им покажале линии кои сугерирале на флексијата или исто оптоварување во зоните на телото, а за појавата на деформацијата, дека нема влијание присуството или отсуството на лемење во средината на телото.

Во литературата се среќаваат податоци и за еластичната деформација на долната вилица при функција (44, 48, 55). Marx (55), нашол дека при еднострано оптоварување на забната регија, при цваќање во моларната регија од едната страна на вилицата, мандибулата се превиткува, при што хоризонталната гранка покажува каудално конвексно свиткување, спротивно на неоптеретената гранка која покажува каудално конкавна кривина. Со користење на мерни елементи кај мостовите докажано е дека, при едностран цваќопритисок во моларната регија доаѓа до свиткување на хоризонталната гранка во вертикален правец со сепарација на бочните заби.

Критериумите за механичката цврстина на телото на мостот (50) се познати одамна. и се земаат предвид за време на изработката, при моделирањето и залежувањето. Во многу случаи обликувањето на фиксната мостовна изработка се одредува преку емпириски правила што се добиени со клинички резултати, со предимензионирање или поддимензионирање на конструкцијата. На познатите места на кршење на мостот се зајакнува при моделирање. Масивниот начин на изработка, каков што се уште се употребува во техниката на мостови, сосема е незамислив во сите полиња на инженерската техника. Оптималното димензионирање на мостовната конструкција е потребно за да се одбегне деформирањето или фрактурата и да се обезбеди економичност. Треба да се користат сите досегашни сознанија за да се постигне рамнотежа меѓу техничката и биолошката основа.

Од чисто технолошка гледна точка, при изработка на мостовото тело, треба да се даде примарно значење на неговата цврстина. Моделирањето, односно димензионирањето на восочниот прототип е сообразен со јакоста на легурата од која ќе се излее мостот. Поради опасноста од пластични деформации кај тврдите и полублагородни легури им се дава предност на профили кои што ќе издржат цваќопритисок, со почитување на барањата за економичноста (66).

Познавањето на индивидуалните цваќални сили што водат кон напрегање во внатрешноста на конструкцијата, е потребно заради користење на отпорни материјали.

Paric (64), направил серија испитувања кај испитаници со природно забало, и од регистрациите забележал сигнификантно повисоки вредности на цваќопритисок кај машката популација. Особено повисоки вредности тој измерил кај масетеричниот тип на мастикација.

Притисокот на цваќање на населението во индустриско развиените земји според Haraldson и сор., како што наведува Erhardson и Hudinge (34), многу ретко ја надминува вредноста од 700 N во подрачјето на латералните заби и затоа е непотребно денталните мостови да се димензионираат за поголеми притисоци на цваќање.

Од анализата на резултатите во светската стручна литература што ја извршиле Körber и Ludvig (50), се покажало вредноста од 1000 N, како цвакална сила не е измерена и затоа нема потреба од предимензионирање.

Испитувањата на  ivko (98), покажале дека цвакалните сили, нивната најголема вредност на бочните заби не преминува 1000 N, поточно се наоѓа во распон од 270 N - 910 N, додека во фронтот е до 500 N, односно се движи од 160 N - 530 N.

Велески (90), ги одредил на наша популација вредностите на цвакопритисокот кај интактното забало. Евалуацијата на вредностите на цвакопритисокот ги извел со специјално конструиран гнатодинамометар. Според неговите резултати, просечните вредности на издржливоста на забите на цвакопритисок кај машките испитаници, во горната вилица се движи од 238,8 N - 531,3 N кај женските испитаници од 203 N - 389,9 N, додека во долната вилица, кај машките испитаници, вредностите се движат од 193,7 N - 506,9 N, а кај женските од 176,8 N - 380,9 N.

После извесно време на носење, период на адаптирање, мостовната конструкција покажува деформација на телото на мостот. Способноста на мостот да се спротистави на силите што настојуваат да ја променат формата е многу сложена и е условена од многу фактори (формата, димензиите, употребените дентални легури со поповолни особини)

Со цел да се согледа вредноста на издржливост на протетичките изработки во устата, извршени се многу мерења, со оптоварување на изработките.

Цврстината е обично поголема во случаи кога постојат минимални барања за обликување на телото, со што се овозможува постигнување на способноста за спротиставување на силите.

Постои ” клинички компромис ”, кој не може точно да се дефинира, а се однесува на димензионирањето на спојот на телото со коронките. Од една страна, се бара тој да биде мал за да може да се спроведе апроксимална контрола на тоа место со слободна интердентална папила, а од друга страна да се добие колку е можно поголема димензија за да се одговори на барањето за цврстината на конструкцијата (34).

Со зголемување на димензиите, особено на хоризонталната димензија (ширина на конструкцијата), се зголемува површината за прифаќање на вертикалните цвакални сили. Ова го смалува притисокот на единица површина на техничката конструкција зголемувајќи ја отпорноста кон деформацијата и кршењето. Колку е површината помала, при иста или поголема сила, притисокот станува поголем. Но, преку конструкцијата и забите, силата се пренесува концентрирајќи се на периодонталната површина. Со позната големина на сила, оптоварувањето на периодонталната површина ќе биде поголемо ако е поголема површината (ширина) на конструкцијата. Затоа се изработува мост на заби со оптимално пародонтално ткиво, а не кај несоодветно и инсуфициентно ткиво (98).

Промената, било на биолошкиот или на техничкиот дел на конструкцијата, ја ограничува издржливоста на протетичката изработка. Вниманието на протетичарот треба да биде насочено кон избегнување на пореметувањето на техничкиот дел, при што ако на него дојде до промена, таа ќе предизвика нарушување на биолошкиот фундамент. Биолошкиот медиум е помалку отпорен и е многу променлив, па и помалку издржлив од техничката конструкција (52).

Во услови на постоење на врвна технологија и врвна техничка изработка, конструкцијата треба да ги задоволи потребите на биолошкиот фундамент.

За изработување на фиксна мостовна конструкција ни стојат на располагање повеќе материјали, како што се: метални дентални легури, акрилатни и керамички маси кои служат повеќе за задоволување на естетското барање.

За да можат протетичките метални изработки добро да се вклопат во оралните ткива, потребно е да се одликуваат со одреден степен на тврдина, цврстина, еластичност и постојаност кон корозија, како би можеле успешно да ја надоместат изгубената функција на живиот орган (93). Нивниот квалитет треба да биде врвен за да може профилактички да дејствува врз живото ткиво, брзо и успешно да ја надомести изгубената функција, естетиката, и фонетиката.

Современите легури овозможуваат изработка на многу сложени конструкции, а со тоа се решаваат многу терапевски проблеми. Најголем дел од протетичката активност е работата со легурите што се користат како носечки скелет за правилна изработка на протетичката конструкција. Познавањето на својствата на легурите со кои работиме овозможува правилно обликување на фиксно - протетичките изработки, бидејќи механичките својства на легурите се од големо значење за успехот на реставрацијата затоа што, тие во усната шуплина се изложени на големи оптоварувања.

За материјалите од кои се изработуваат фиксните конструкции потребен е висок модул на еластичност и доволна крутост, што ќе овозможат отпорност на конструкцијата при оптоварување со цвакопритисокот (77).

Легурите треба да одговараат со своите механички својства на цвакалните оптоварувања. Мостот е оптоварен со променливи сили од различен интензитет. На местата каде што има најголема концентрација на напоните, ако напонот ја надмине силата на молекуларната кохезија на материјалот, доаѓа до деформација и кршење на мостот.

Пресметувањата на Erhardson i Hudinge (34), покажуваат дека максималното оптоварување на мостовите несмее да биде повеќе од 60 % - 70 % од граничните вредности на истегнувањето на легурата. Границата на истегнување дава до знаење колку големи напони поднесува еден материјал без да настапи пластична деформација.

Врз основа на податоците од литературата, досегашните испитувања претежно се темелат врз лабораториското испитување на деформацијата на телата на мостовите, а ние не најдовме на податоци на регистрирање на еластичната деформација на

мостови во усната шуплина, па тоа беше и предизвик за нас да ги насочиме нашите истражувања, токму кон проследување на еластичната деформација на мостовите во усната шуплина.

3. ГРАДБА И НЕКОИ ОСОБИНИ НА МЕТАЛИТЕ

За да имаме појасна слика во развивањето на деформацијата треба да се знаат некои особини на металите.

Познато е дека сите материјални тела се изградени од атоми, кои се најмали делови на материјата. Начинот на кој атомите се подредени во материјалот е одреден со јачината и правецот на интератомските врски. Основна особина на металите, без оглед на агрегатната состојба, е таа што се секогаш едноатомни. Тие се поврзани меѓусебно со метална цврста врска која овозможува одлични механички својства. Бидејќи атомите настојуваат да заземат одредена положба еден спрема друг, настанува кристална структура. Кристалната структура е правилен, тродимензионален модел на распоредени атоми во просторот, односно атомите се распоредени во правилен облик со растојание што е исто низ целиот материјал. Атомите не се статички сместени, туку се во динамичка рамнотежа и постојано треперат во однос на одредена положба, која претставува центар на сите положби на кои атомот може да се наоѓа.

Постојат многу различни кристални системи.

Најважен механизам за деформација на кристалот е лизгањето, кое претставува релативно движење на паралелни рамнини на атомите. Вистинските кристали содржат голем број на различни неправилности. Кристалите ретко се совршени. Тие обично не се составени од идентични атоми поставени на еднакво растојание по правилна тродимензионална решетка која се повторува. Решетката обично содржи несовршености или грешки. Несовршеностите се нултодимензионални (точки), едноразмерни (линиски) и дворазмерни (површински). Линиската кристална несовршеност која е граница меѓу делот кој што се лизнал и делот кој останал непоместен, а лежи во иста рамнина, се вика дислокација. Рамнината каде дошло до поместување се вика рамнина на лизгање. Дислокациите можат да постојат во кристалот како резултат на грешки во неговиот раст. Нив ги ствараат извори на дислокации кои се наоѓаат под напон што им овозможува сукцесивно создавање на дислокации (62).

Поединечните кристални зрна на легурата мораат на кој било начин да се потчинат на силите кои дејствуваат. Во секој кристал доаѓа до лизгање само во потполно одредена кристална рамнина. Кубните метали имаат многубројна можност за лизгање и поради тоа се пластични (златото), додека хексагоналните метали имаат мал број на клизни системи и поради тоа потешко пластично се деформираат (81).

Минувајќи низ зрната на клизните системи кои се пресекуваат, дислокациите дејствуваат една на друга испреплетувајќи се. Оваа уплетеност на дислокацијата спречува минување на други дислокации отежнувајќи ја притоа понатамошната деформација, со што се намалува дуктилноста. Во металот доаѓа и до преферентна ориентација на сите зрна во еден правец, што може да биде причина за појава на

специфични особини на материјалот. За ова се одговорни и инклузиите, односно фазите на нечистотија за кои е типично на собна температура да се тврди и крти (62).

Ако една надворешна сила дејствува на кристал се менува содржината на енергијата во системот и доаѓа до движење на атомот. Цврстината на кристалот ќе зависи директно од внатрешната енергија на самиот кристал. Кај мали оптоварувања деформацијата е еластична и постои голема корелација меѓу деформацијата и внатрешната енергија. Ако надворешната сила ја премине границата, атомите се движат кон положбата каде што кохезионите сили настојуваат да ги придвижат во нова положба во решетката. Бидејќи новата положба е рамнотежна положба тој тип на деформација не се отстранува при растоварување и е постојана деформација. Движењето на атомите бара големо количество енергија по должината на онаа рамнина каде што растојанието меѓу атомите е максимално, а силата е минимална. Ако постојат дислокации, околу дислокациите постои зона на помала цврстина, бидејќи неправилното растојание меѓу атомите по должината на дислокациите ја нарушува врската меѓу атомите.

Се што пречи на движењето на дислокацијата ја зголемува отпорноста према деформацијата. Ако бројот на дислокациите по единица волумен е голем, на границата на кристалите или во силно деформиранот материјал движењето на едната дислокација може да ја спречи соседната дислокација и да дојде до зацврстување на материјалот.

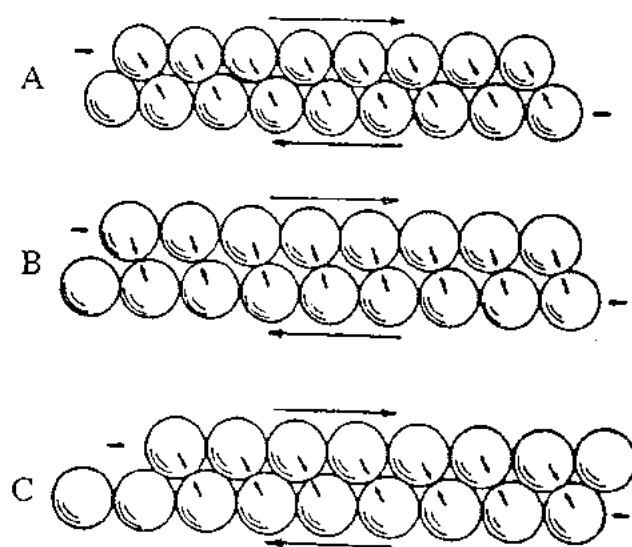
По граница на зрното доаѓа до деформација при оптоварување, на различен начин. Атомите на граница на зрното се понеpravилно распоредени, отколку во останатиот дел на кристалот. При стално оптоварување и со мали сили доаѓа до постојана мала деформација на граница на зрното. Таа стална деформација се вика лазење (63).

Еластична деформација е промена на обликот на телото кое е оптоварено и кое по отстранувањето на товарот се враќа во првобитен облик.

Еластичната деформација на цврсто тело е ограничена. Издолжувањето настанува кај материјалот под влијание на притисокот во еластичното подрачје, а може потполно да го снема ако притисокот се отстрани (62).

Под еластичност или способност на еластична деформација се подразбира особина на металите да под влијание на релативно мала сила која на нив дејствува можат да се деформираат, но при отстранувањето на силата повторно да се враќаат во првобитната положба.

Со пречекорување на граничното оптоварување, кое е различно за секој метал и за секоја легура, што зависи, освен од хемискиот состав и од предходната обработка на легурата, напоредно со еластичната доаѓа и до таква деформација која останува и после растоварувањето. Ова е трајна или пластична деформација (81) (сл. 1).



Сл. 1 Скица на атомски модел

- A - оригинална позиција
- B - еластична деформација
- C - пластична деформација

(Adapted from Cottrell A. H.: The nature of metals. Sci. Am. 217 (3): 90 1967 според Craig (19))

Под дејство на надворешни оптоворувања елементот се деформира. Големината на деформацијата зависи, природно од големината на оптоварувањето и од особините на материјалот, односно од неговата јакост и димензиите на телото.

Отпорот на кристалното тело еластично и пластично да се деформира зависи од силите на врзување меѓу атомите. Применетиот притисок дејствува спротивно од силите што постојат во врските меѓу атомите и кои ги држат атомите на куп.

Кога материјалот се издолжува неговиот попречен пресек се смалува. Во текот на еластичната деформација напречниот пресек незначително се намалува, али во текот на пластичната деформација смалувањето на напречниот пресек може да биде значително.

При пластична деформација на жилавите зрна, спротивно од кртите кристали врсти, се менува само обликот, но не и волуменот. Од обликот на деформираното зрно може да се извлечат заклучоци за начинот и интензитетот на пластичната деформација (81).

Бидејќи со пластичната деформација се зголемува и внатрешната енергија на кристалите, деформираните кристали се нагризуваат побрзо отколку недеформираните, поради што и хемиски се неплеменити.

Кога металните делови се изложени на динамични напрегања, односно на многуструки циклични оптоварувања, се јавува факторот замор на материјалот и разурнувањето на деловите се јавува при помали оптоварувања отколку во случај на статичко оптоварување. Големината на оваа редукција на јакост зависи од видот на променливото оптоварување, бројот на циклусите, а со оглед на формата на мостовите во протетиката, од дисконтинуетот во материјалот, односно од концентраторите на напоните.

На границата на издржливост влијаат концентраторите на напони, бидејќи настанувањето на пукнатините при замор е токму во точките на концентраторите на напоните. Исто така се со намалување на пресекот на објектот кој се оптоварува циклички се смалува границата на издржливост (25, 17).

Со статистичко проучување е утврдено дека 80 % од фрактурите се поврзува со заморот на материјалот кој настанува при дејствување на оптоварувањата (24).

Процесот на кршењето предизвикан од циклични или периодични оптоварувања може да се посматра во три фази (24, 12), и тоа:

1. Фаза на иницирање на пукнатината;
2. Фаза на стабилност на ширење на пукнатината; и
3. Завршна или нестабилна фаза на кршењето.

Заморот може да се појави поради присуство на грешки во материјалот: пукнатини, порозност, туги тела, дислокации и други дефекти.

При наизменично оптоварување и растоварување настанува зајакнување условено со пластична деформација. Поради честото оптоварување се исцрпува способноста на оцврстување и се појавуваат микропукнатини на некоја рамнина на смолкнување на кристалот. Понатаму пукнатината се проширува, пресекот се намалува и доаѓа до кршење (39).

Пукнатините во материјалот претставуваат силно изразени концентратори на напони, па во услови на динамични оптоварувања, тие се шират и во еден момент доаѓа до разурнување на елементот.

Концентрацијата на напони се јавува и кај површинската порозност и кај кородирани места.

Заморот е присутен и поради присуство на заостанати напони кај одливот кои се јавуваат поради неравномерно ладење на површинските и внатрешните слоеви на легурата, особено со голема разлика во дебелината на објектот. Површинските слоеви побрзо се ладат од внатрешните и го спречуваат нивното слободно собирање.

На преломната површина од заморувањето се забележуваат две зони и тоа зона на заморување, мазна и без сјај од долготрајното абење на површината на пукнатината и корозионо дејство, и другата зона која настанува поради брзото кршење и која е погруба, посјајна и крупнозрнеста (4).

При употреба на ограничен рамномерен притисок атомите во кристалната решетка се количински поместени, а при ослободување на притисокот, тие повторно се враќаат во првобитната позиција. Ако ограничениот рамномерен притисок се зголеми ќе настане перманентна деформација. Кога поместувањето на атомите постане толку големо, така да атомите се сепарирани комплетно настанува фрактура (77).

Изгледот на фрактурата зависи од видот на материјалот, од неговиот хемиски состав и структурата, од присуството на грешки и од начинот на испитувањето.

Фрактурата е позната како крта фрактура и пластична - растеглива фрактура.

Кај кртата фрактура има појава на гранулирана структура околу фрактурираната површина. Кај растегливата фрактура има редукција на површината на страната на фрактурата.

Фрактурата е обично трансгрануларна при собна температура, бидејќи границата на зрното е обично појака на ниски температури, отколку што е материјалот во зрната. При зголемена температура таа е интергрануларна.

Легурата која е здрава се крши транскристално (жилаво кршење), а нездравата легура се крши по кристалните граници (крто кршење).

4. ЦЕЛ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Деформацијата на телото на мостот - делумен или потполн прекин на континуитетот на телото, е од интерес на нашето испитување, за да дојдеме до сознанија кои ќе помогнат во разрешувањето на оваа несакана појава. Од тука произлезе и се формира целта на трудот кој се состои од:

1. Истражување на клинички материјал на пациенти со мостови на кои настала пластична деформација - делумен или потполн прекин на континуитет.

2. Истражување на клиничка и рендгенолошка проценка на промените на забно - потпорниот апарат на забите - носачи.

3. Електронско - микроскопски испитувања на :

а. фрактурирани мостови во усната шуплина, местото на прекиног, и

б. предизвикување на вештачки фрактури на извадени мостови, кои подолго време се користени во устата на пациентот.

4. Експериментално испитување на еластичната деформација на телата на мостовите и тоа:

а. директно испитување на еластичната деформација на телото на мостот во усната шуплина, и

б. испитување на истиот мост на експериментален модел.

5. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД НА РАБОТА

Методолошката постапка на истражувањето за реализација на поставените цели опфаќа:

1. Истражување на клинички материјал за да се утврди присуството на деформацијата и истражување на промените на забно - потпорниот апарат.

2. Сканинг електронско - микроскопска процена на микроструктурните промени на фрактурираните места на:

- а. мостови носени во уста, и
- б. вештачки фрактурирани мостови.

3. Иследување на експериментално предизвикана еластична деформација на телата на мостовите:

- а. во уста на пациент,
- б. на модел, и
- в. аналитичко пресметување

5.1. ИСТРАЖУВАЊЕ НА КЛИНИЧКИ МАТЕРИЈАЛ

5.1.1. Истражувањето на клинички материјал опфаќа 64 пациенти со мостови, дојдени на Клиниката за фиксна стоматолошка протетика, од кои 33 се од женски пол, а 31 од машки пол, на возраст од 35 - 65 години. Испитуваните мостови се со прекинат континуитет.

Клиничките испитувања опфаќаат анализа на застапеноста на мостови скршени по однос на локализација, форма на телото, изработени мостови на ненивелирана оклузална рамнина, број на меѓучленови, врста на легурата и прекин на континуитетот на мостовите, во однос на местото на фрактурираната површина.

5.1.2. Клинички и рентгенолошки промени на потпорните ткива на забите носачи кај мостови со прекинат континуитет

Предмет на испитувањето е да се проследат промените на потпорните ткива на забите - носачи. Како критериум за постоење на промени ги користевме следните индекси:

- гингивален индекс по Loe - Silness,
- мерење на длабина на пародонтален џеп,
- степен на расклатеност на забите,
- степен на коскена ресорпција.

За одредување на градација на интензитетот на промени го користевме гингивалниот индекс по Loe - Silness. Индексот ги има следните степени на градација на состојбата на гингивата:

0 - Нормална гингива - гингивата е со бледо жолтеникава боја, цврста, ситнозрнеста површина. Кога добро ќе се исуши гингивата е како без сјај. Папилата е во интерденталниот простор. Обликот на папилата зависи од положбата на забите.

1 - блага инфламација - ивицата на гингивата е со нешто поцрвена боја од нормална. Постои благ едем. Зголемено е излучувањето на гингивален ексудат од сулкус. Гингивата не квари на блага провокација со тапа сонда.

2 - умерена инфламација - гингивата е со црвена боја. Изразен е едем и зголемување на слободната гингива. Постои крвање на блага провокација со сонда.

3 - јака инфламација - гингивата е со јасно црвена или црвено - плавкаста боја. Многу е зголемена. Постои тенденција кон спонтано крвање. Постои улцерација на гингивата.

Степенот на инфламација на гингивата се посматра одвоено на секоја страна на забот и тоа вестибуларно, орално, мезијално и дистално.

Сондирањето на гингивалниот сулкус го изведовме со сонда со тап врв и тоа, градуирана сонда за мерење на пародонтални џекови. Со неа не постоеше можност за механичко оштетување на ѕидовите на сулкусот при продорот на сондата и насилно крвање од прекиот на континуитетот на сулкусен епител.

Мерење на длабочината на пародонтален џеп

Проценката на состојбата на подлабоките ткива на пародонциумот ги утврдивме со мерење на растојанието од глеѓно - цементна граница до дното на пародонталниот џеп. Мерењето го изведовме со градуирана стоматолошка сонда со милиметарска поделба. Сондата е со затапен врв и се поставува паралелно со надолжната осовина интимно покрај забот и тоа вестибуларно и орално на најголем конкавитет на гингивата, а мезијално и дистално на најголем конвекситет.

Степен на разлишаност на заби

Користен е индекс кој се употребува на Клиниката за болести на устата на Стоматолошкиот факултет во Скопје. Според него разлишаноста на заби се бодира во три степени и тоа:

- Благо изразена разнишаност. На притисок со сонда забот е мобилен во вестибуло - орален правец, и обратно со амплитуда до 1 mm.

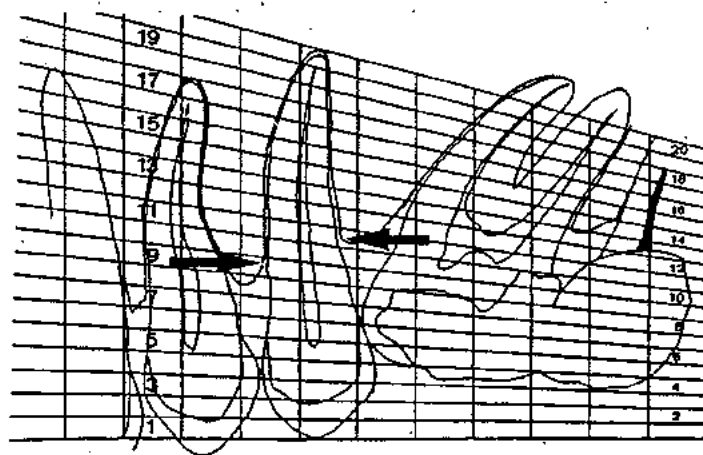
- Умерено изразена разнишаност. На притисок со сонда забот е мобилен во вестибуло - орален правец и мезио - дистален правец со амплитуда до 2 mm;

- Силно изразена разнишаност. Забот е мобилен во три правци и тоа: вестибуло - орално, мезио - дистално и во аксијален правец.

Степен на коскена ресорпција

Степенот на коскена ресорпција мерен е по методот на Björn и Holmberg (11). Интраорални рентген снимци се ставаат во рамкици, во проектот, кој е фиксиран во таква позиција што неговата оптичка оска е под прав агол на местото каде што се проектира, и на оддалеченост која дава линеарно зголемување од 5 пати.

Проекцијата е на скала чии димензии се: основата 38 cm, едната страна 10 cm., спротивната страна е 20 cm., така да хоризонталните линии се дивергентно распоредени. Секое второ поделување на дваесетте поделци од скалата е означено со соодветен број. Скалата е прицврстена за плоча, така што вертикалните линии на скалата се паралелни со кратките страни на плочата. Со паралелно движење на плочата со скалата лево или десно, проектираниот заб се доведува во нејзин оквир, така да неговата надолжна осовина се поклопува со една од вертикалните линии на скалата. Правоаголен ленир се поставува на скалата, така да неговата кратка катета е паралелна со вертикалната линија на скалата, а подолгата катета го допира врвот на очуваниот интердентален септум на проектираната рентген снимка. На местото каде што подолгата катета на ленирот ја сече првата вертикална линија на скалата, се отчитува коскената вредност за таа страна на забот, односно големината на мезијалната и дисталната ресорпција. Таму каде што е зачувана нормалната ширина на периодонталниот простор е сметано за ивица на коската. Отчитувањето не е во милиметри, туку во дваести делови од должината на забот (сл. 2).



Сл.2 Скала по Björn (степен на коскена ресорпција, мезијално 10, а дистално 11)

5.2. МИКРОСКОПСКО ИСТРАЖУВАЊЕ НА МОСТОВИ КОИ СЕ СО ПРЕКИНАТ КОНТИНУИТЕТ

(метод на сканинг електронска микроскопија)

Посебен дел на овој труд е проучување со сканинг електронски микроскоп на фрактурирани места на мостови, кои се јавиле за време на користење при оптоварување со антагонисти во устата на пациенти и на намерно фрактурирани мостови.

Мостовите кои беа скршени се посматрани со сканинг електронски микроскоп JSM - 50 A - JEOL, и е извршено снимање на истражуваните примероци.

Сканинг електронскиот микроскоп користи точкасто микрофотографирање. Сигналите ги добива врз основа на електронски сноп, така што тесниот сноп точкасто ја микрофотографира површината на примерокот. Делот на сигналите од рефлектираниот сноп се бележи и појачува на приемник и се користи за усладување на осветлувањето на електронскиот сноп кој се движи врз катодна цевка и временски е усогласен со движењето на електронскиот сноп по примерок (14, 42, 68).

Значајно е што постои истовремена усогласеност од точка до точка меѓу предметот и сликата што овозможува користење на сите видови сигнали меѓу упадните електрони и примерокот. Сигналите добиени со озрачување на примерокот со електронскиот сноп може да се користат за добивање информации за примерокот (24).

5.3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИСПИТУВАЊЕ НА ЕЛАСТИЧНА ДЕФОРМАЦИЈА НА ТЕЛА НА МОСТОВИ

Третиот дел на истражувањето се состои од експериментално испитување на еластичната деформација на металната конструкција на телата од мостовите, пред да бидат фасетирани, под влијание на сили чија што големина одговара на оклузалните сили кај луѓето, при што се направени преку 60 одделни испитувања.

Мерењата на деформациите ги спроведовме во соработка со институтот за МКММВ при Машинскиот факултет. Користена е специјална опрема погодна за конкретниов проблем - мерни ленти поставени на одредени места од мостот и потребна апаратура за регистрирање на добиените деформации за повеќе случаи на оптоварување (сили). Сите мостови се изработени од паладор.

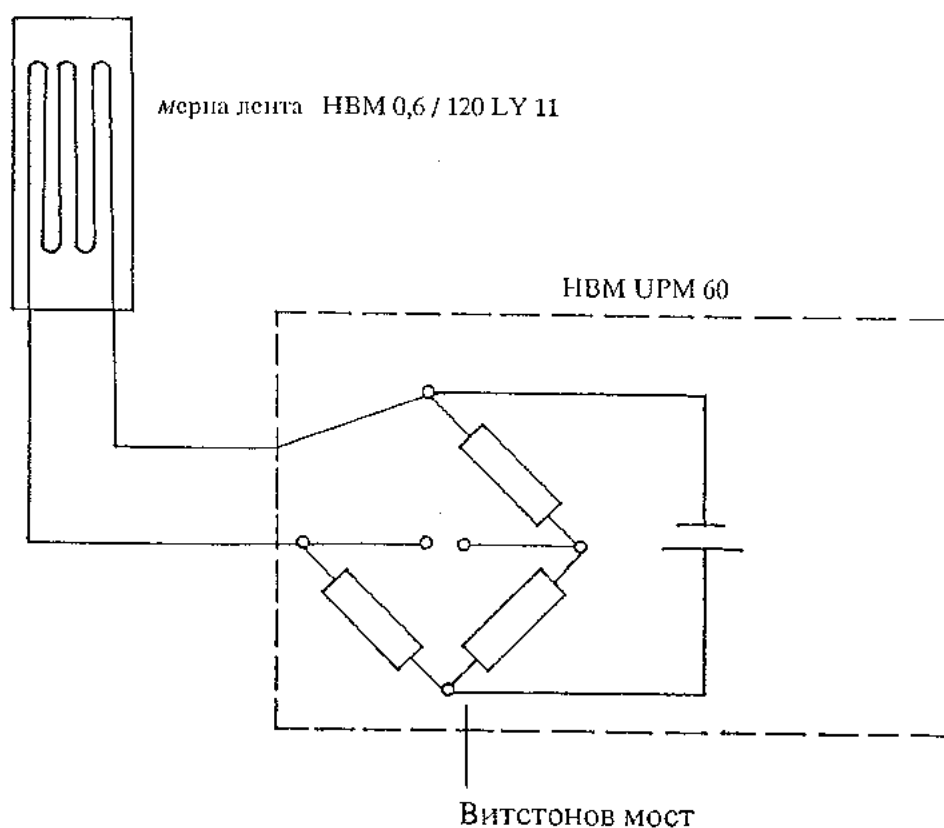
Секој мост е анализиран на три начина:

1. Директно испитување на еластичната деформација на телото на мостот во усната шуплина.

2. Испитување на истиот мост на експериментален модел.

3. Аналитичко пресметување

За одредување на еластичната деформација на испитуваните мостови се користени мерни ленти. Тие се карактеризираат со способност да измерат многу мали деформации. Мерната лента претставува еден отпорник (повеќекратно свиткана тенка жица) обвиткана со пластична фолија која се лепи на одредено место на конструкцијата што ја испитуваме. Правилно поставена таа ги трпи истите промени како и подлогата. Со промена на должината и дијаметарот на жицата се менува и електричниот отпор. Промената на електричниот отпор се мери на мерен инструмент - Витстонов мост, со кој е поврзана мерната лента (сл. 3).



Сл. 3 Шематски приказ на начинот на вклучување на мерните ленти во Витстоновиот мост

$$\frac{\Delta R}{R} = \epsilon K$$

$$\epsilon = \frac{\Delta R}{KR}$$

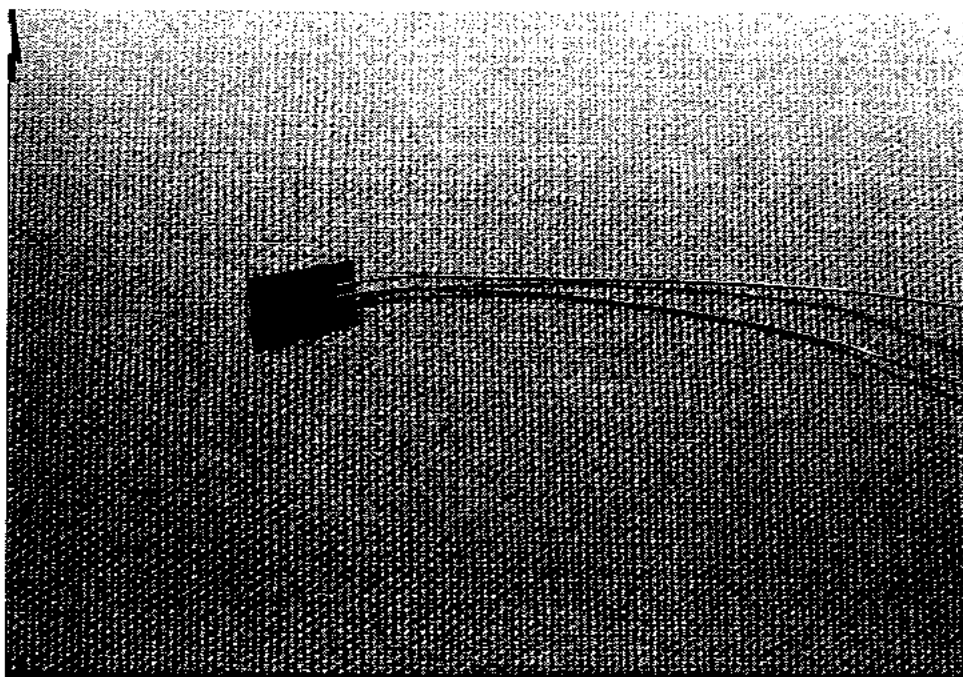
R - почетен отпор

ΔR - промена на електричен отпор

ϵ - специфична деформација

K - константа која зависи од материјалот на жицата и се вика K - фактор, или фактор на тензоосетливост на мерната лента.

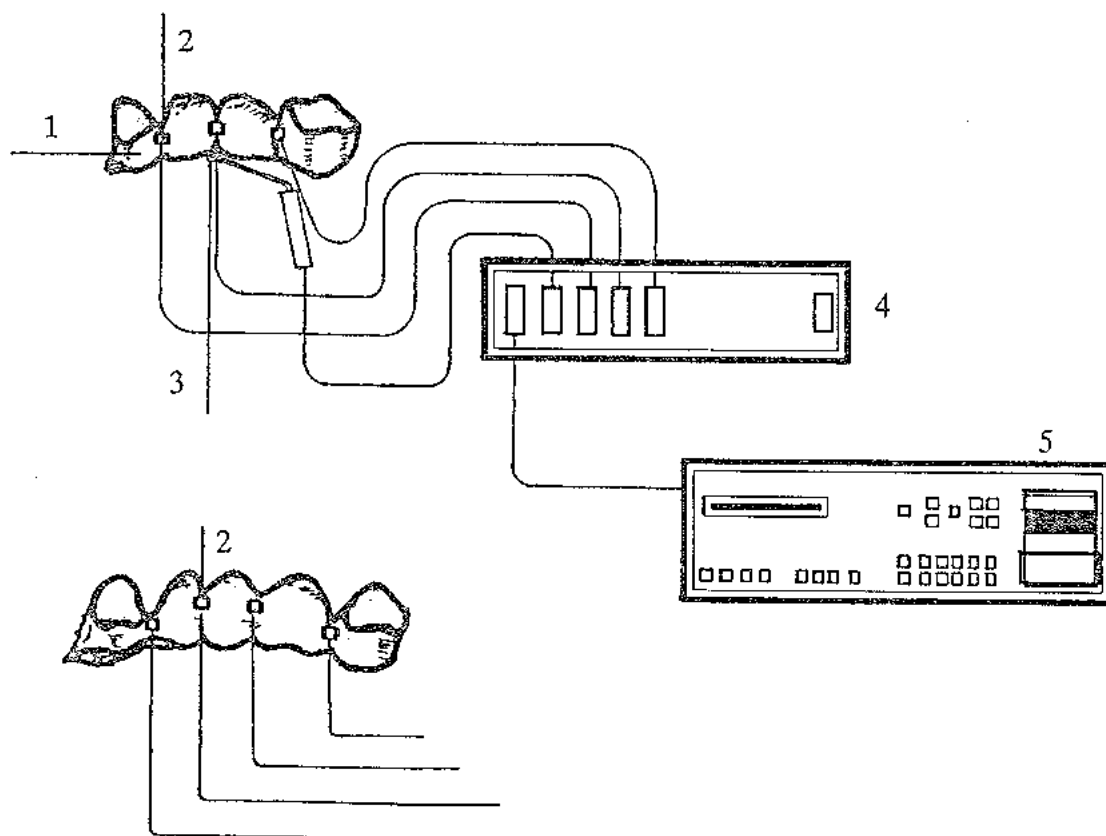
Мерните ленти ги има со различни димензии. Ние ги употребивме мерните ленти со должина 0,6 mm. Тие се тип 0,6 / 120 LY 11 на фирмата Hottinger Baldwin Messtechnik GMBH (сл. 4).



Сл. 4

Мерната лента е осетлива на температура и влага која е присутна во усната шуплина. При реализацијата на ова испитување во устата основен проблем беше како да се спроведе испитувањето во овие отежнати услови. Бидејќи температурата влијае на дилатација се лепи мерна лента за компензација на температурата на посебно парче од истиот материјал. За остранување на влијанието на влагата лентата добро се изолира.

Правецот на поставување на лентата е правец на мерење на деформацијата. На палатиналната површина на телата на мостовите се лепени по 3-4 ленти, во зависност од тоа дали мостот е со два или три меѓучлена. Лепењето на лентите се изведе на местата на спојување на телото и коронките и спојот меѓу членовите (сл. 5).



Сл. 5 Шематски приказ на системот за регистрација

1. испитуван мост
2. мерни ленти НВМ 0,6 / 120 LY 11
3. тензометарски давач на сила
4. собирна кутија НВМ, тип VT 21
5. мернозасилувачки инструмент НВМ, тип UPM 60

За одредување на големината на силата која предизвикува деформација користевме тензометарски давач на сила, што го употребил Велески (90), во своите испитувања.

Осетливиот дел на давачот на сила е мерната мембрана на која се залепени мерни ленти. Во средина на мерната мембрана се наоѓа цилиндрично испупчување со висина и ширина од 2 mm. Овој цилиндричен дел се центрира токму меѓу антагонистот и испитуваното место на мостот. Во исто време сите залепени ленти регистрираат еластична деформација. Во зависност од местото на оптоварувањето секоја лента дава вредност на еластична деформација и тоа на спојот меѓу телото и коронките и спојот меѓу членовите. Силата со која се оптоварува мостот е концентрирана. Местото на оптоварувањето на мостот се менува и тоа:

- на спојот на мезијалната коронка со телото, што одговара на мезијалното лемено место,
- на мезијалниот член,
- на спојот на меѓучленовите,
- на дисталниот член,
- на спојот на дисталниот член со коронката што одговара на дисталното лемено место.

Пред да почнеме со одредување на еластичната деформација, за да добиеме точно мерење, се изврши калибрирање на сензорот (тензометарскиот давач на сила). Калибрирањето се состои во оптоварување на сензорниот дел на гнатодинамометарот со познати големини.

Мерните ленти и давачот на сила се поврзани во собирна кутија НВМ тип УТ 21, а таа е поврзана со мернозасилувачки инструмент НВМ тип УРМ 60. Деформацијата се регистрира на мернозасилувачки инструмент.

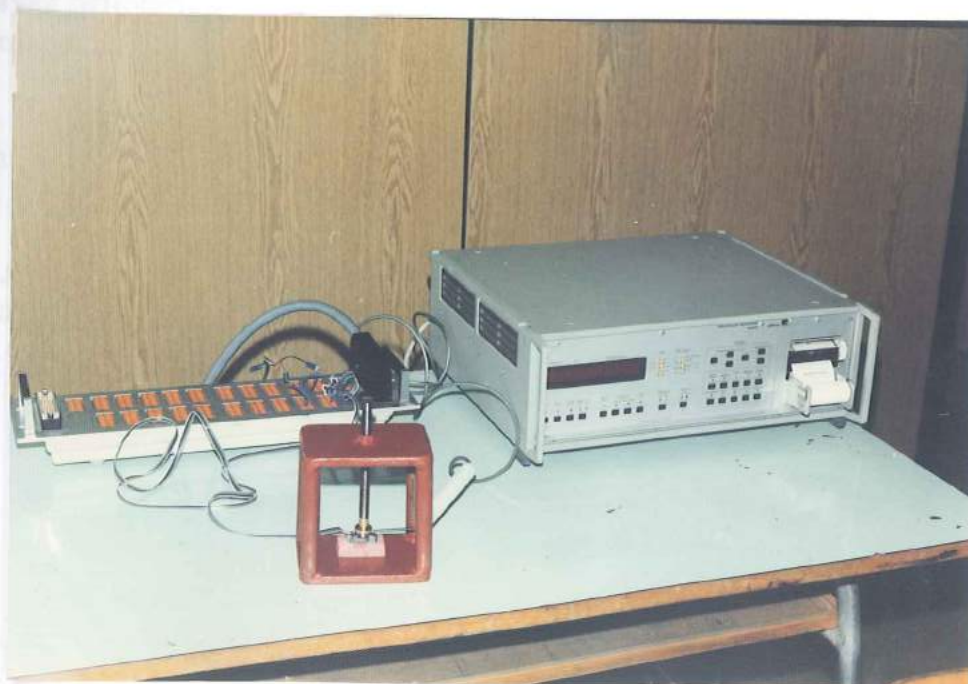
Деформацијата на мостовите се мереше во устата на пациент (сл. 6).



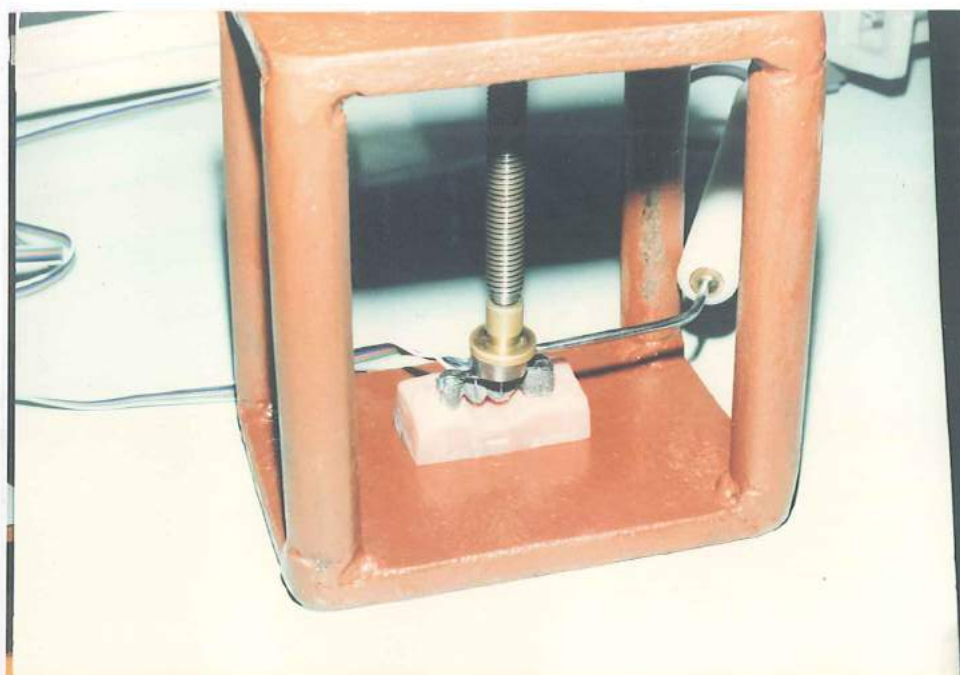
Сл. 6

На исти начин се одреди еластичната деформација на мостовите во лабораториски услови. За таа цел се направени модели од пластична маса - акрилат, додека препарираниите заби - носачи на мостот се од хром - кобалт - молибденова легура.

Моделот се постави на посебна направа (еден вид на преса) и мостот се оптовари со вртење на завртка. Помеѓу завртката и мостот се стави давачот на сила. За да не се оштети давачот на сила помеѓу него и завртката се постави адаптер (прилагодувач) (сл. 7 и 8).



Сл. 7



Сл. 8

Местото на оптоварување на мостот се менува како и во устата и тоа: на телото на спојот меѓу членовите, на спојот меѓу телото и мезијалната коронка, и на спојот меѓу телото и дисталната коронка. Исто така посебно се оптоварени членовите. Деформацијата се регистрира на исти начин на мернозасилувачки инструмент НВМ тип UPM 60.

За да се установи дали фасетирањето има влијание врз кругоста, дали се зголемува отпорот, односно дали ја намалува деформацијата, се вршени мерења на истите мостови по нивното фасетирање.

Исто така, истите мостови се зајакнати на критичните пресеци, а потоа со оптоварување се регистрира еластичната деформација.

Зајакнувањето на мостовите се направи во внатрешноста на телото, на спојот меѓу членовите и спојот меѓу телото и коронките. Додадениот дел се издигнува према напред оставајќи простор за фасетка и благо се шири према основата. Нема поткопани места. Сепарацијата гингивално меѓу членовите е без остри засекувања и е зајакната.

6. РЕЗУЛТАТИ

6.1. ИСТРАЖУВАЊЕ НА КЛИНИЧКИ МАТЕРИЈАЛ

Резултатите од испитувањето на процентуалната застапеност на скршените мостови по однос на локализација, форма на телото и изработени мостови на ненивелирана оклузална рамнина, дадени се во табелата бр. 1.

Табела 1. Мостови со прекинат континуитет во горна и долна вилица

	гор. вилица	долна вилица
нормал.окл.рам.	20 (54,06%)	6 (22,22%)
ненив.окл.рам.	17 (45,94%)	7 (25,92%)
срцев.форма	-	14 (51,86%)
вкупно	37 (100 %)	27 (100 %)

Од табеларниот приказ може да се види дека застапеноста на скршените мостови е поголема во горната вилица, со форма на телата во вид на правоаголен триаголник на напречен пресек. Прекин на континуитетот има не само кај ненивелирана оклузална рамнина, туку и кај нормална оклузална рамнина. Тоа значи дека има и други фактори кои се значајни за појавата на фрактурата на мостот.

Табела 2. Мостови со прекинат континуитет во зависност од бројот на меѓучленовите

Број на членови	гор. вилица	дол. вилица
2 меѓучлена	11 (29,73 %)	8 (29,63 %)
3 меѓучлена	22 (59,46 %)	16 (59,26 %)
4 меѓучлена	4 (10,81 %)	3 (11,11 %)

Од табеларниот приказ може да се види дека процентуалната застапеност на мостови со прекинат континуитет е поголема кај мостовите кои се со 3 меѓучлена.

Во споредба со употребената легура, мостовите изработени од златна легура кои се со прекинат континуитет се 38 (59,37 %), додека од сребрено - паладиумска легура се 26 (40,63 %).

Анализата на фрактурите на поврзните места на меѓучленовите и спојот меѓу телото и врските на мостовите изработени во горната и долната вилица, дадено е во табела бр. 3.

Табела 3. Фрактура на мостови во горната и долната вилица на поврзните места на меѓучленовите и спојот меѓу телото и врските.

фрактура	горна вилица	долна вилица	вкупно
на спој на меѓучленови	31 (83,78 %)	24 (88,89 %)	55 (85,94%)
на спој меѓу тело и коронки	6 (16,22 %)	3 (11,11%)	9 (14,06%)
вкупно	37	27	64 (100,00%)

Како што се гледа од табеларното прикажување највисок процент на застапеност на фрактури има кај поврзните места на меѓучленовите во горната вилица 31 (83,78 %), во долната вилица 24 (88,89 %), во споредба со фрактурите на спојот меѓу телото и коронките. Тоа ни покажува дека моментот на свиткување е најголем во средината на телата или блиску до средината, на местата каде што постои сепарирање на меѓучленовите (сл. 9).



Сл. 9

Малиот процент на застапеност на фрактури на спојот меѓу телото и врските е поради тоа што мостовите се повеќе едноделно леани 60 или 93,75 %. Прекилот на континуитетот на тоа место е поради изразеното сепарирање и кога микроскопската структура не е во ред. Исто така, регистрирани се мостови кои се изработени по принцип на пробани коронки и нивно лемење со телото (4 или 6,25 %)

Резултати од испитувањето на влијанието на бројот на антагонистите врз појавата на фрактура на мостови

Анализата на влијание на бројот на антагонисти врз прекин на континуитетот на мостови ги покажа следните резултати.

Од анализата на испитуваните мостови се забележува дека кај 8 тела (12,5 %) има прекин на континуитетот, чија причина е присуството на еден антагонист, кој дејствува со концентрирана сила во едно место на телото. Фрактурата се наоѓа на спојот на меѓучленовите.

Кај 47 мостови (73,43 %) прекилот на континуитетот е на меѓучленовите, бидејќи максималните моменти на свиткувањето се најголеми во средината.

Кај 9 мостови (14,06 %) фрактурата е на спојот на телото со коронките. Тука постои нарушување на квалитетот на изработката.

Анализа на влијанието на луксацијата на забите носачи во однос на појавата на фрактура на мостовите

Од вкупниот број на регистрирани мостови со прекинат континуитет најдени се 14 мостови, чии заби носачи покажуваа покретливост во три правци: вестибуло - орален, мезио - дистален и во апикален правец. Кај 20 мостови забите на притисок беа мобилни во вестибуло - орален и мезио - дистален правец. Тоа доведува до поголема напрегнатост на телата, која условува прекин на континуитетот на телата на конструктивните критични места или металургиски грешки.

Тука може да се каже дека и кај 6 привремено цементираните мостови регистрирано е фрактура на телата на мостовите. Кај 2 моста се појави пукнатина во продолжението на сепарацијата меѓу двата члена во периодот на привремено цементирање од 1 недела. Додека другите мостови биле оставени подолго време нецементирано.

Клинички и рентгенолошки манифестации на потпорните ткива на забите носачи кај мостови со прекинат континуитет

Клинички прегледани се 128 заби носачи. Кај 22 заби носачи (17,19 %) гингивата не покажа значи на воспаление. Гингивалниот индекс е 0.

Со клиничка опсервација кај 35 заби носачи (27,34 %) констатиравме дека постои умерена инфламација. Гингивата е со црвена боја. Изразен е едем и зголе-

мување на слободна гингива. Постои крвавење на благ притисок со сонда. Гингивалниот индекс е 1,8.

Кај 61 заби носачи (47,66 %) констатиравме блага инфламација. Ивицата на гингивата е нешто со поцрвена боја од нормалната . Постои благ едем. Гингивата не крвави на блага провокација со тапа сонда. Гингивалниот индекс е 0,9.

Кај група од 10 заби носачи (7,81 %) имаше силна инфламација. Гингивата е со јасно црвено синкава боја. Многу е зголемена. Постои тенденција кон спонтано крвавење. Гингивалниот индекс е 2,7.

Длабина на пародонтални цепови

Кај 20 заби носачи (15,62 %) на фиксно - протетички мостовни конструкции на сите испитувани површини најдена е длабочина на гингивален сулкус до 2 мм (средна вредност).

Кај 108 заби носачи (84,38 %) длабочината на пародонталните цепови изнесува над 2,5 мм средна вредност (и се движи и до 10 мм).

Степен на разлишаност на заби

Со анализирање на степенот на разлишаност на 128 заби носачи најдена е умерено изразена разлишаност кај 39 (30,47 %) заби носачи. Забите на притисок со сонда се мобилни во вестибуло - орален правец и мезио - дистален правец со амплитуда до 2 мм .

Кај 61 заби носачи (47,66 %) регистриравме благо изразена разлишаност, односно забите се мобилни во вестибуло - орален правец и обратно со амплитуда до 1 мм .

Силно изразена разлишаност се нотира кај 28 заби носачи (21,87 %). Забите се мобилни во 3 правци и тоа: вестибуло - орално, мезио - дистално и во аксијален смер.

Степен на коскена ресорпција

Многу пациенти се јавија на преглед веднаш после забележаната промена на мостовната конструкција, пред да дојде до померување на забите носачи и иреверзибилни промени на потпорното ткиво. Ретки беа пациентите кои се јавија покасно, кај кои забите носачи беа изместени и разлишани, а телото на мостот всадено во мекото ткиво на виличниот гребен.

Од анализираниите рентгенограми на 128 заби носачи, 24 молари се исклучени од опсервација поради неможност за точно читање на коскените промени.

Кај 76 заби носачи (59,38 %) доминираше проширен периодонтален простор

во близината на глеѓно - цементната граница или врвот на интерденталниот простор, кој е назабен или непостои. Проширувањето на периодонталниот простор може да оди и до апекс на забот. Постои задебеленост на ламина дура. Има промени во распоредот и бројот на коскените гредици (сл. 10 и 11).



Сл. 10



Сл. 11

Кај 12 заби носачи (9,37 %) евидентно е изразена расорпцијата на виличната коска. Кај овие заби носачи коскените гредички завзедоа таква положба која им овозможува послесно да се спротивстават на притисок (сл. 12 и 13). Коскено сржните простори се смалени. Како последица на долготрајното дејство на силата се јави наведнување на забите од првобитната положба.



Сл. 12



Сл. 13

На пародонтопатично променетите заби носачи кои имаа мостовна конструкција се јави фрактура на мостот. Пациентите се јавија веднаш после појавата на фрактурата на мост и е измерена ресорпцијата на алвеоларната коска кај 16 (12,5 %) заби носачи. Регистрирано е кај овие заби носачи коса ресорпција на алвеоларна коска.

Недостаток на оваа проценка е што не е опфатена состојбата на потпорните ткива пред да настане фрактура на мостовната конструкција. Тогаш со поголема сигурност ќе се заклучи за влијанието на пародонталните заболувања на забите носачи врз појавата на фрактура на мостовната конструкција, како и за влијанието на фрактурата на мостот на промените на пародонциумот на забите носачи.

Табела 4. Коскена ресорпција околу носачите во горна вилица
(средна вредност)

заби	ресорпција мезијално	ресорпција дистално
канини	13,5	14,75
премолари	14,02	13,92
молари	12,42	14,62

Табела 5. Коскена ресорпција околу носачите во долната вилица
(средна вредност)

заби	ресорпција мезијално	ресорпција дистално
канини	18,5	17,9
премолари	15,15	13,95
молари	12,3	13,7

Да напоменеме дека отчитувањето е во дваесетти делови од должината на забот, односно од висината на зачуваната коска, а не во милиметри.

Што се однесува до промените на потпорните ткива на антагонистите, карактеристични се кај оние заби (10) кои како клин навлегуваат во телото, и кај оние антагонисти кои го оптоваруваат мостот до половина (делумно присуство на антагонисти). Присутни се длабоки пародонтални цепови над 5 мм , изразена е ресорпција на алвеоларната коска, зголемен е бројот на коскени гредички на преостанатата коска и намалени се сржните простори.

6.2 МИКРОСКОПСКО ИСТРАЖУВАЊЕ НА МОСТОВИ КОИ СЕ СО ПРЕКИНАТ КОНТИНУИТЕТ

(метод на сканинг електронска микроскопија)

Посебен дел на овој труд е проучување со сканинг електронски микроскоп на фрактурирани места на мостови, кои се јавиле во текот на користењето при оптоварување со антагонисти во устата на пациентите.

Деветнаесет мостови носени во уста, кои под дејство на цвакопритисок се фрактурирани, беа опсервирани на сканинг електронски микроскоп. Од нив 19 се едноделно леани од кои 4 (21,05 %) се изработени од златна легура, додека 15 (78,95 %) се изработени од сребрено - паладиумска легура.

Кај шест проби, поради тоа што пациентите подолго време ги користеле фрактурираните мостови, фрактурираните површини под дејство на триењето меѓу себе се измазнети и неможе точно да се процени микроструктурата.

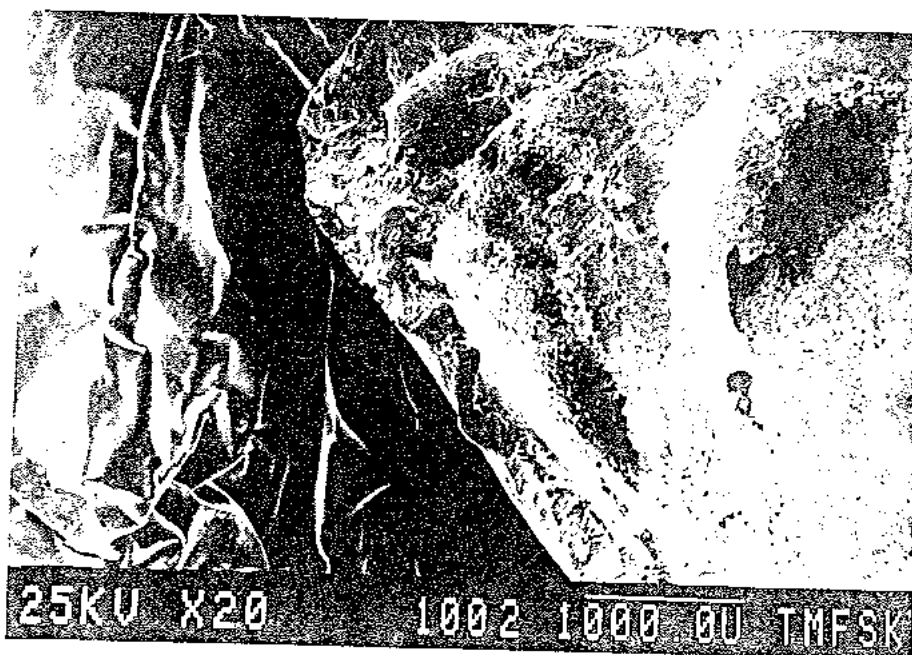
Процените на микроструктурните промени ги прикажуваме врз основа на анализираните снимки од сканинг електронскиот микроскоп.

Сканинг електронско - микроскопски резултати

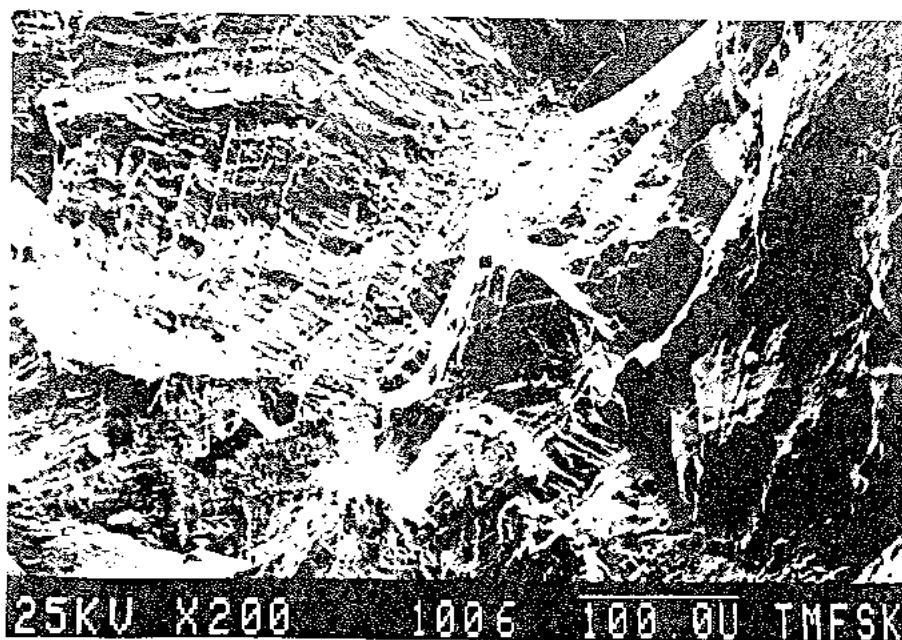


Проба бр. 1

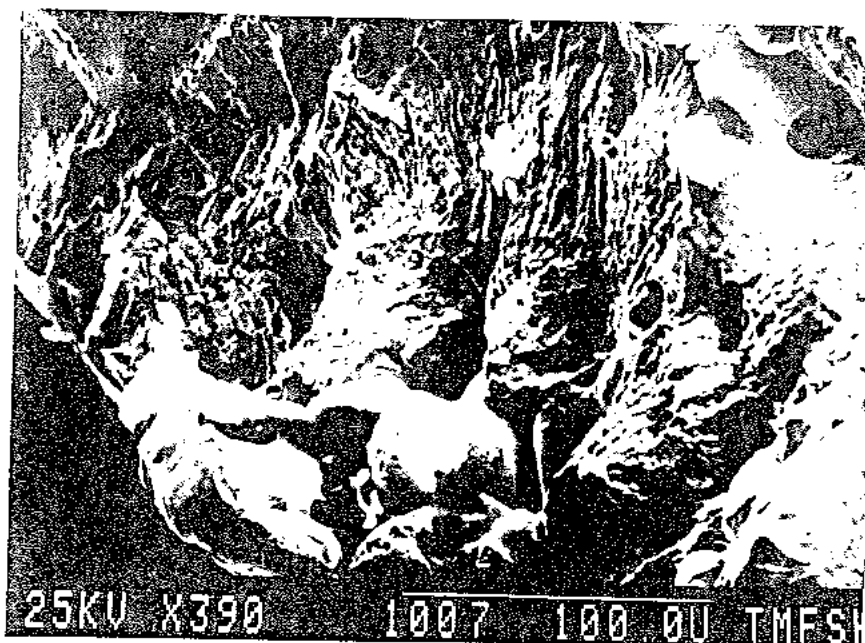
Сл. 14 На фотографијата на скршениот златен мост зголемен $\times 10$, јасно е изразена микронехомогеноста на материјалот, исто така присутни се и микроруплини



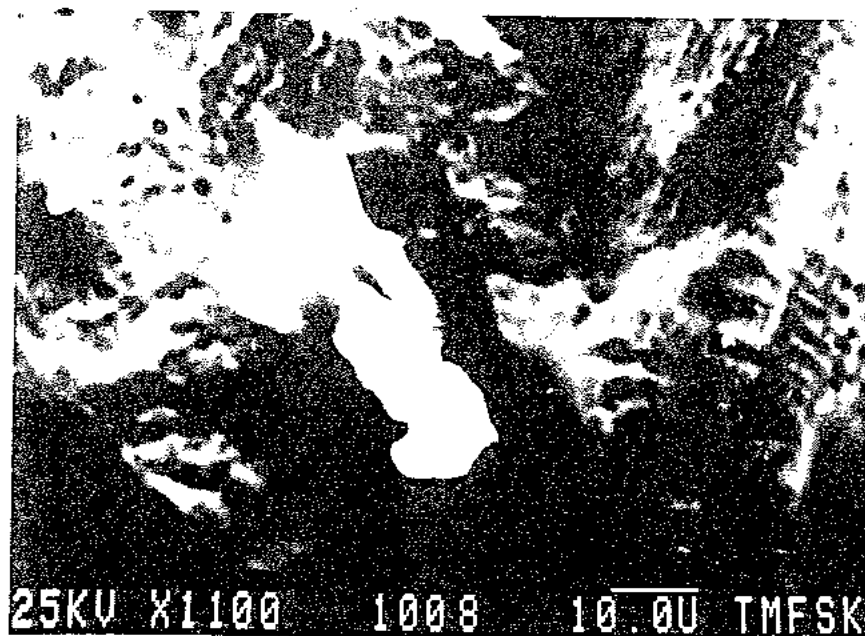
Сл. 15 На пробата зголемена х 20 јасно се гледаат микрошуплини (црните полиња на сликата се микролункери), а во горниот лев агол се гледа крто кршење



Сл. 16 Изглед на фрактура зголемена х 200. Снимен е врвот на фрактурното место. Се забележува крто кршење



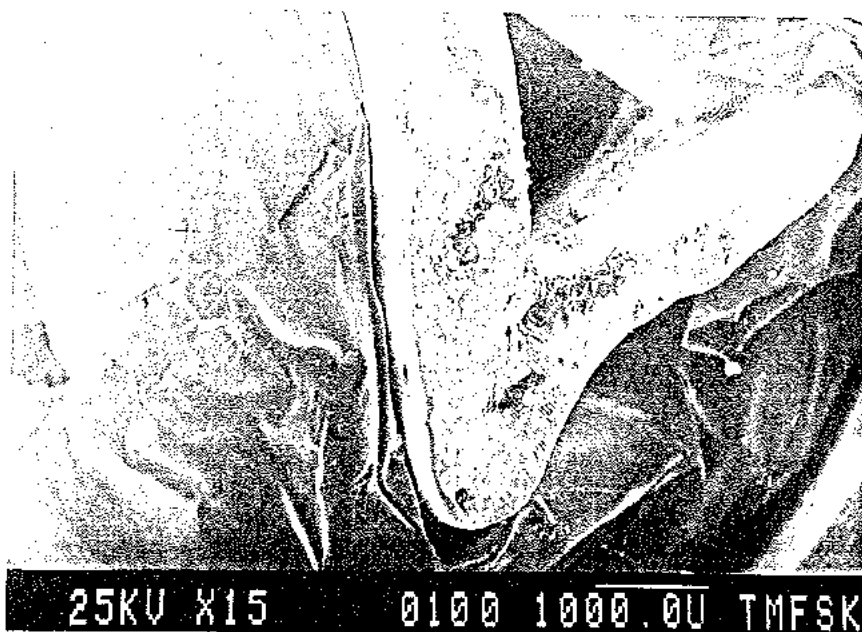
Сл. 17 Изглед на фрактура на крајниот долен дел зголеменх 390. Јасно е изразена различна структура со појава на крто кршење и присутни туѓи тела



Сл. 18 Долен дел на фрактурата зголемена х 1100. Присуство на туѓо тело во материјалот (белото поле на сликата)

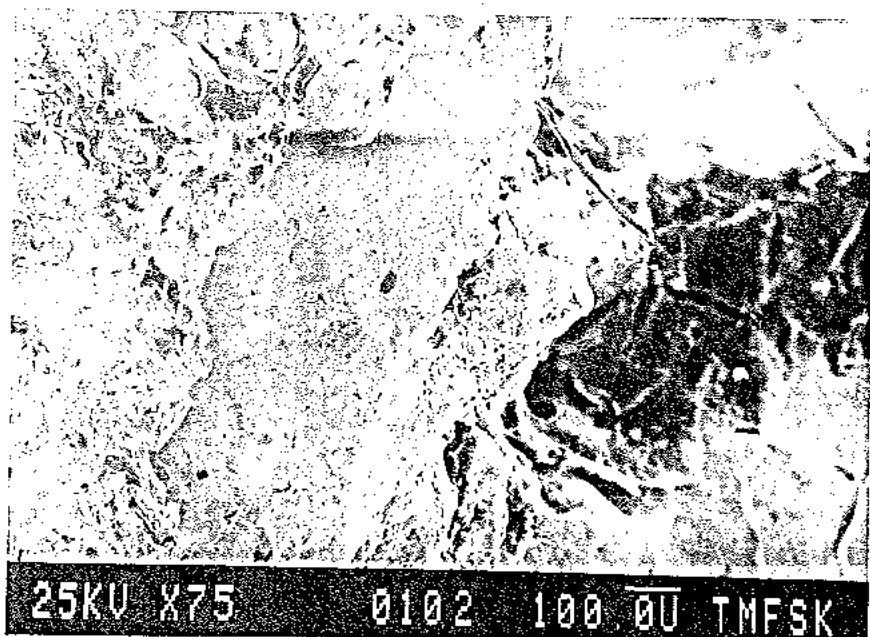


Сл. 19 Анализа на злато - темното делче (тугото тело) покажува помала количина на злато



Проба бр. 2

Сл. 20 Општ изглед на фрактура на златен мост



Сл. 21 Микроструктура на фрактура x 75. Во основниот материјал јасно е изразено "острово" од структура која има карактеристики на крто кршење

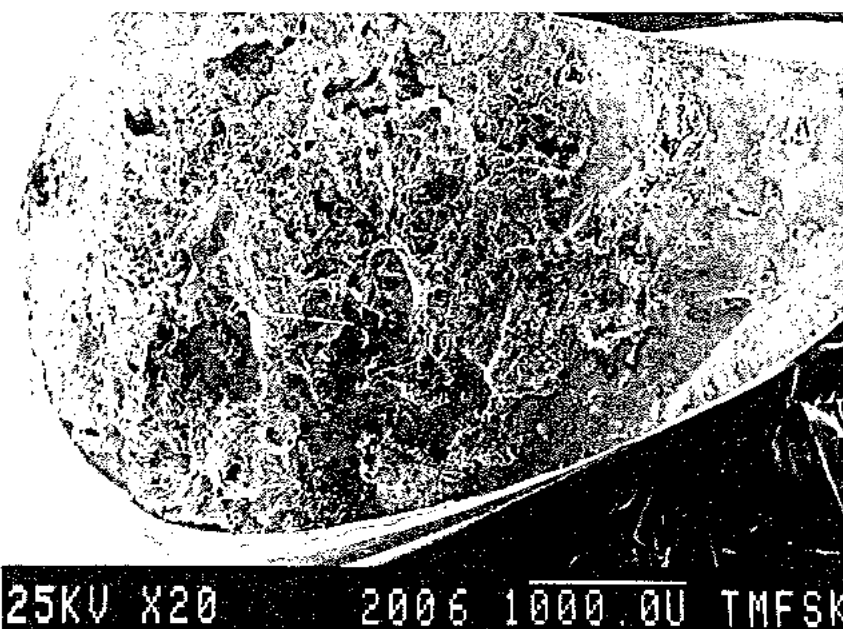


Сл. 22 На примерокот зголемен x 360 се забележуваат пукнатини



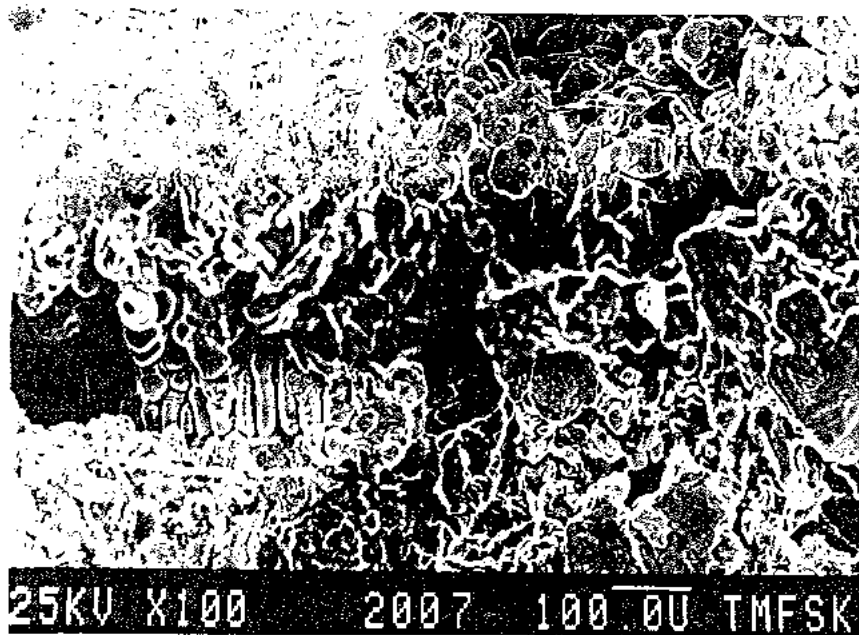
Проба бр. 3

Сл. 23 Општ изглед на фрактура на златен мост. Лево се гледа жилаво кршење, а десно крто кршење. Зголемување x 15

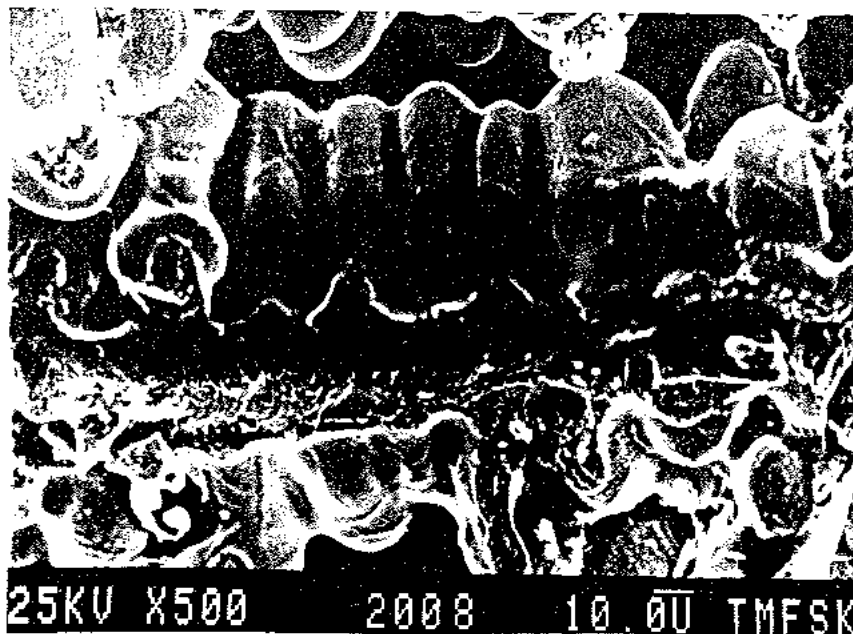


Проба бр. 4

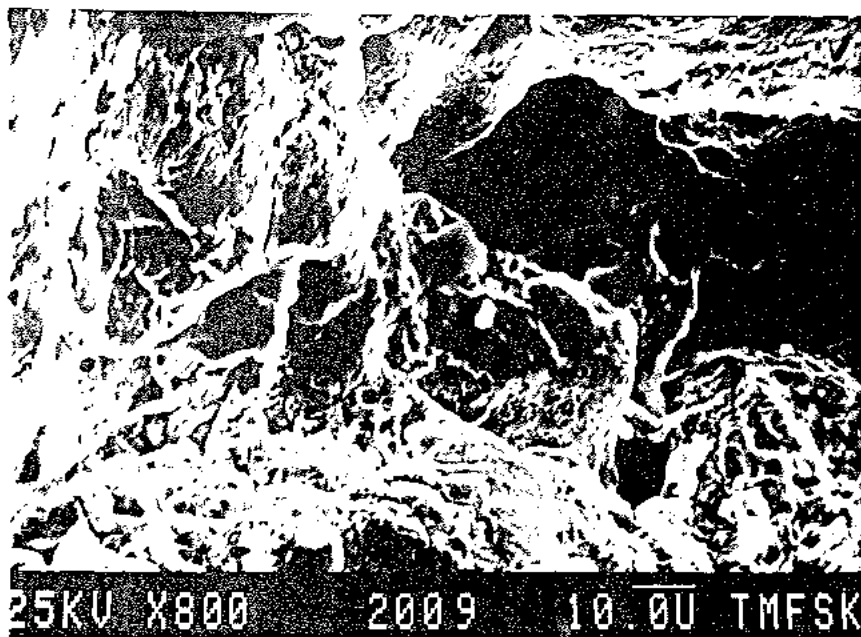
Сл. 24 Изглед на фрактура на сребрено - паладиумски мост. На преломната површина x 20 е видно крто кршење, присутни се лункери и нечистотии



Сл. 25 На детаљот зголемен x 100 се гледа микропорозност



Сл. 26 Изглед на микрошуплина со дендрит - зголемување x 500

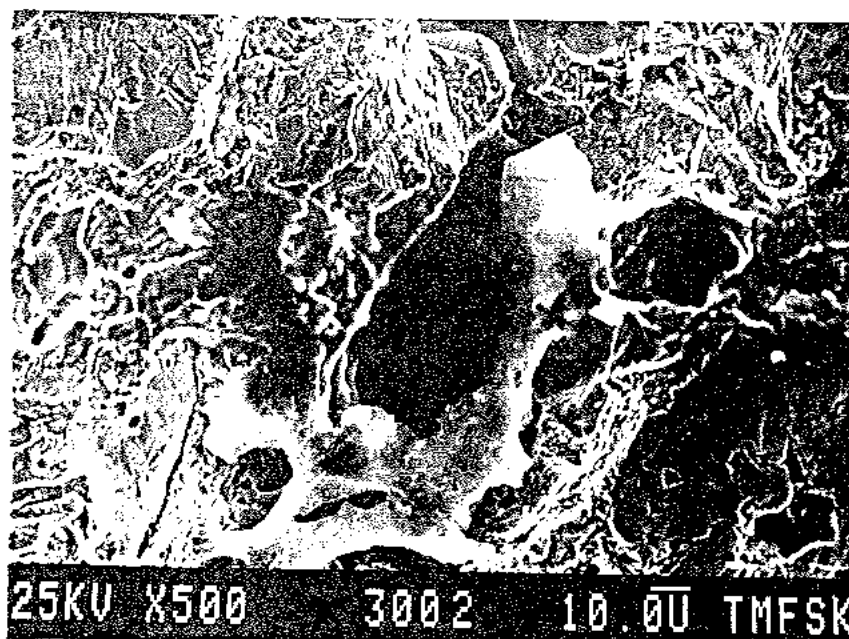


Проба бр. 5

Сл. 27 Изглед на фрактура на сребрено - паладиумски мост зголемен x 800. Има присуство на микрошуплина

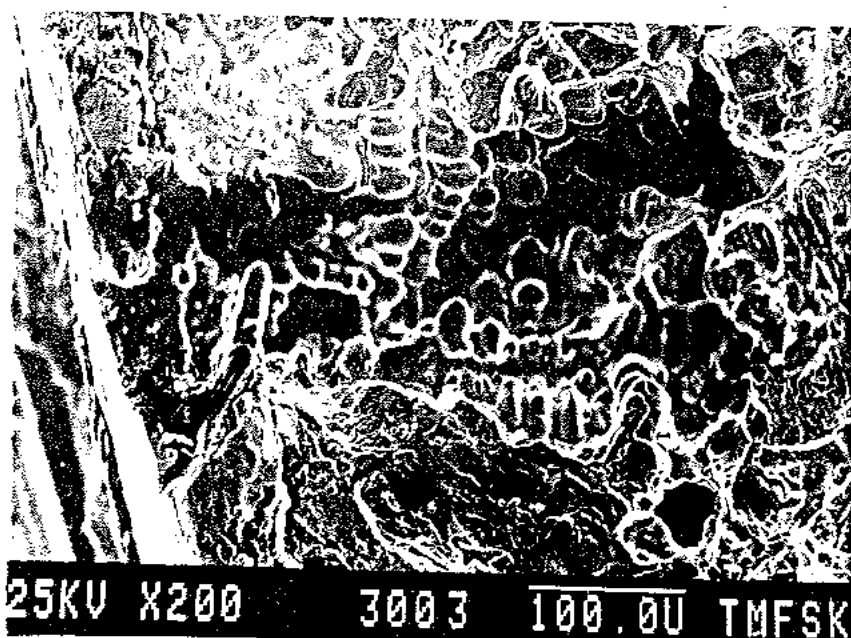


Сл. 28 На детаљот зголемен x 800 се гледа микрошуплина

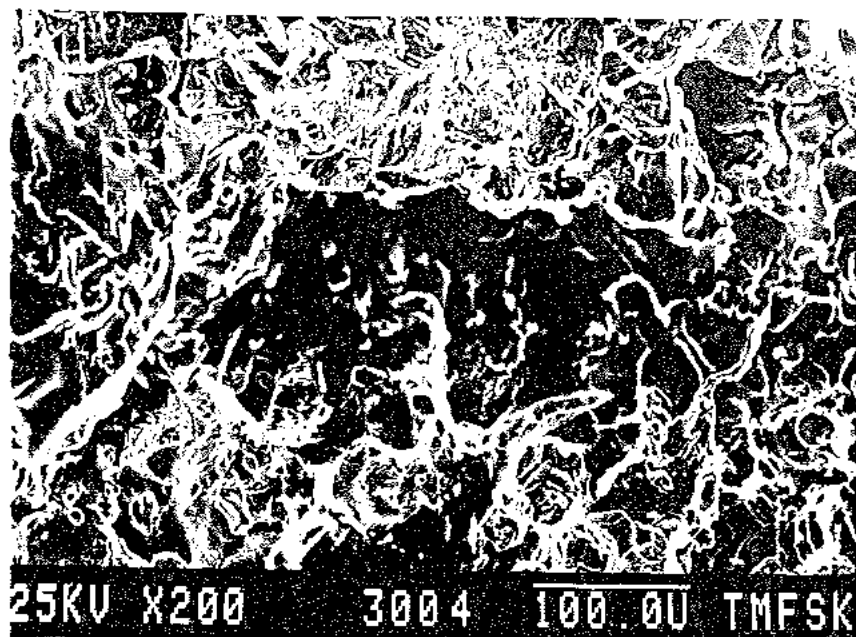


Проба бр. 6

Сл. 29 Изглед на фрактура на сребрено - паладиумски мост зголеменх 500. Се гледа микрошуплина со нехомогеност околу неа. Присутно е туѓо тело



Сл. 30 Микрошуплина со појава на дендрити во неа. Зголемување х 200

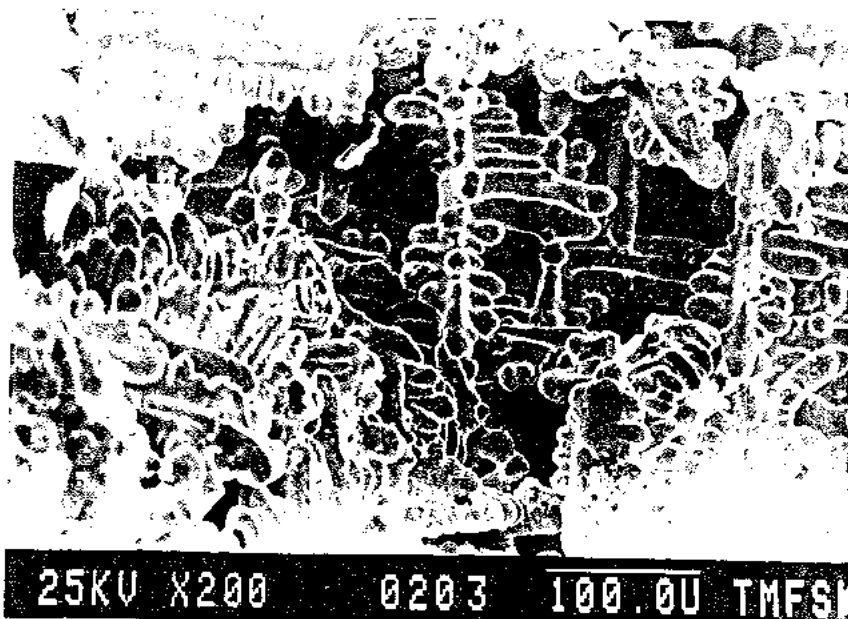


Проба бр. 7

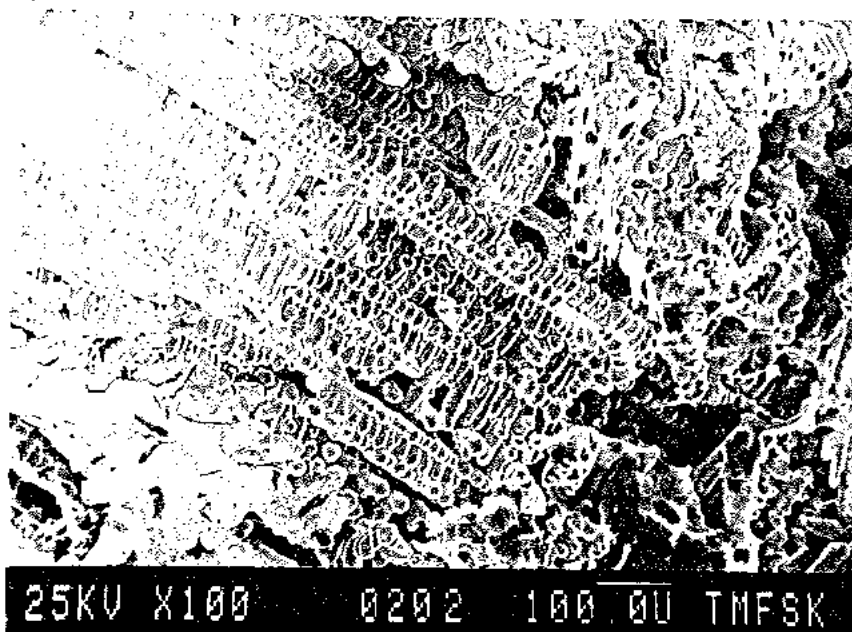
Сл. 31 Микроструктура на фрактура на сребрено - паладиумски мост зголемено x 200. Се гледа микропорозност



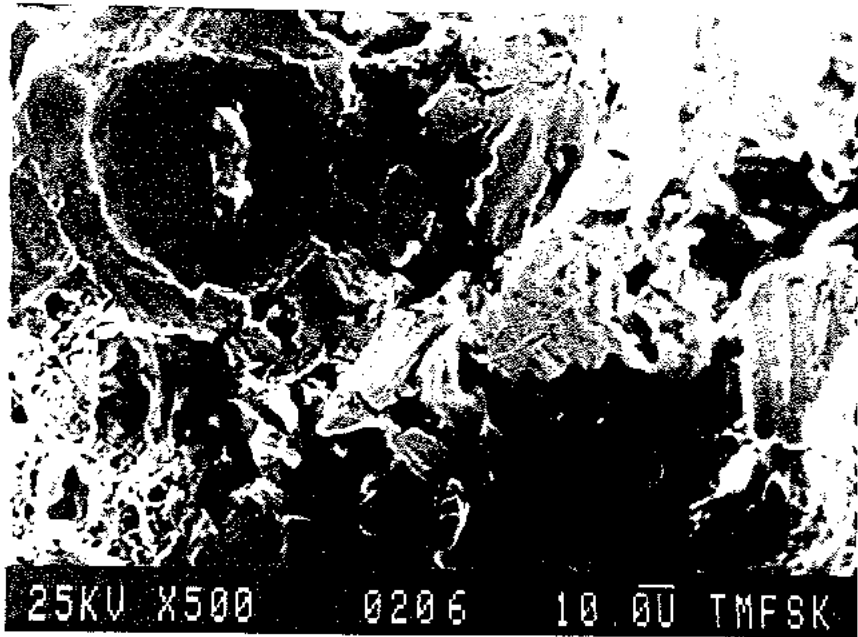
Сл. 32 Фрактура на сребрено - паладиумски мост зголемен x 12, во различни нивоа



Сл. 33 Дендрити со меѓудендритен простор - зголемување x 200



Сл. 34 Дендритна структура со меѓудендритни шуплини - зголемување x 200



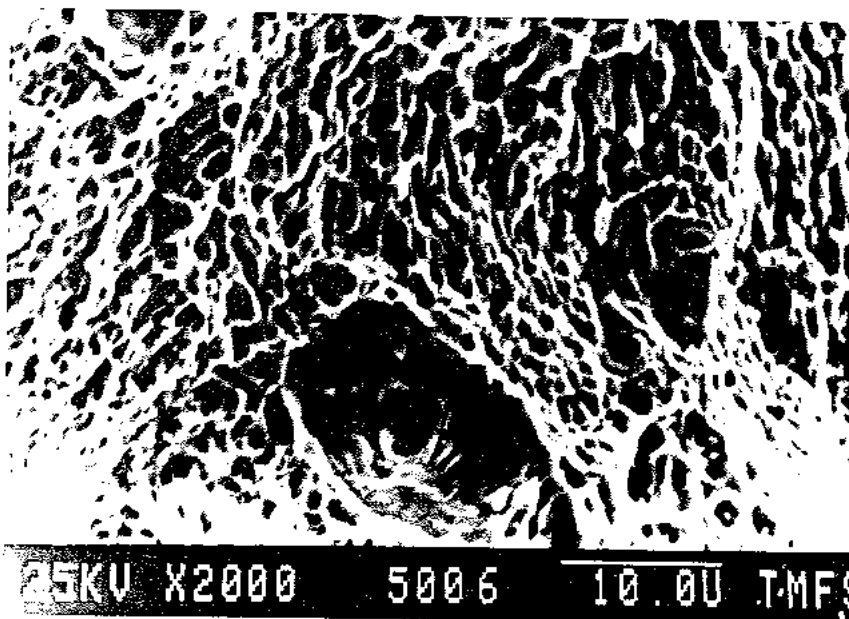
Проба бр. 9

Сл. 35 Микроструктура на фрактура на сребрено - паладиумски мост зголемен x 500. Се гледа фрактура со микрошуплина и туѓо тело во горниот лев агол

Четири мостови носени во уста 10 години, кои не претрпеле деформација или прекин на континуитетот се извадени поради откажување на еден од носачите, или поради промена на состојбата на останатите заби во усната шуплина.

Тие се оптоварени и намерно фрактурирани. Мостовите се оптоваруваа се додека не се јави пластична деформација на златниот мост со појава на пукнатина во продолжение на сепарацијата гингивално меѓу двата члена. Другите три моста од сребрено - паладиумска легура беа оптоварени при што се јави пластична деформација, и на крај фрактура.

Анализата на фрактурираните површини на мостовите, кои долго време беа употребувани и намерно скршени, покажа појава на дуктилно кршење без исклучок (сл. 36).



Сл. 36 Дуктилна фрактура - зголемено x 2000

6. 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИСПИТУВАЊЕ НА ЕЛАСТИЧНА ДЕФОРМАЦИЈА НА ТЕЛА НА МОСТОВИ

ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИСПИТУВАЊЕ НА ЕЛАСТИЧНА ДЕФОРМАЦИЈА НА МАКСИЛАРНИ МОСТ СО ДВА МЕГУЧЛЕНА ВО УСТА НА ПАЦИЕНТ (носачи се прв премолар и втор молар)

Табела 6. Оптоварување на спојот меѓу мезијалната коронка и мезијалниот член и добиена деформација

мерни места и деформација			
сила daN	мм1 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм3 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
4,48	+ 582	+ 419	+ 293
8,90	+ 964	+ 805	+ 493
10,09	+ 1051	+ 708	+ 448

Табела 7. Оптоварување на спојот меѓу дисталната коронка и дисталниот член и добиена деформација

сила daN	мм1 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм3 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
6,59	+ 276	+ 392	+ 798
6,98	+ 298	+ 428	+ 878
7,5	+ 326	+ 445	+ 992

daN - сила

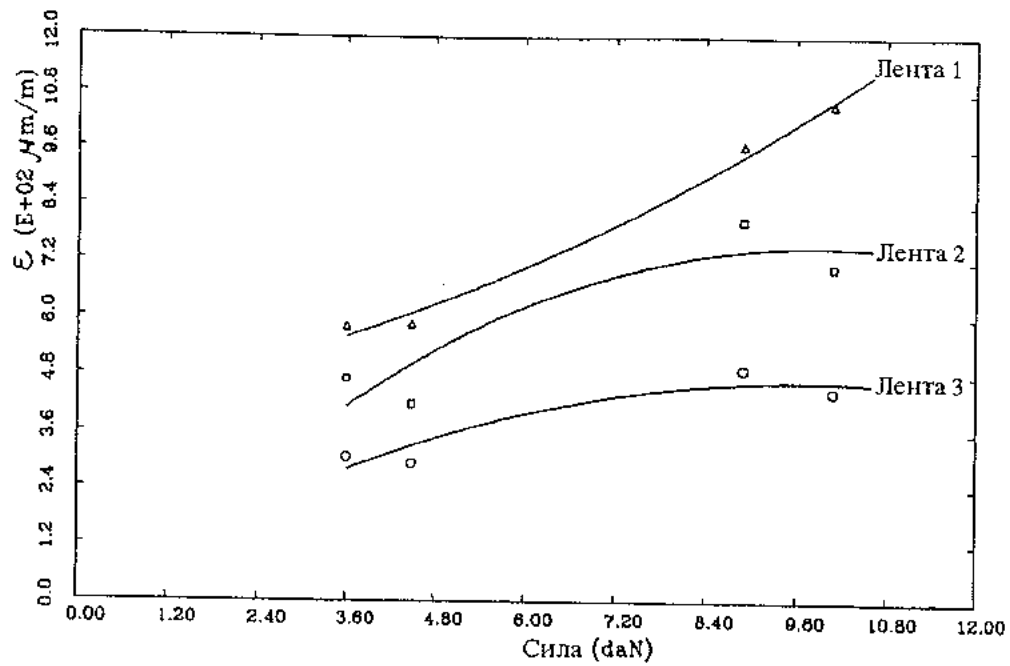
ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$) - деформација

мм1 - мерно место на спојот меѓу мезијална коронка и мезијален член

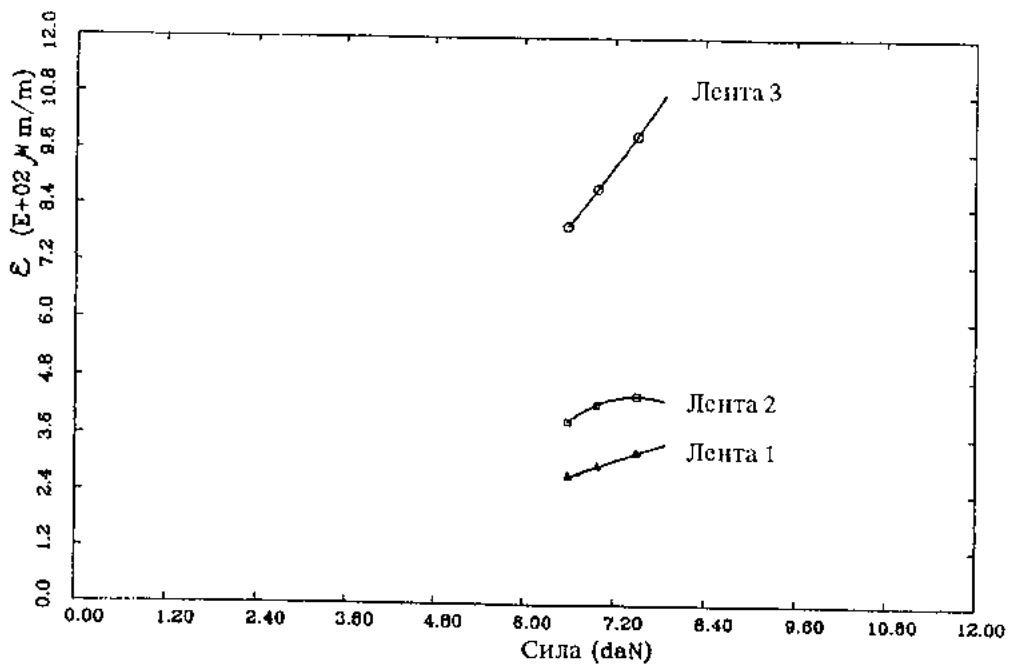
мм2 - мерно место на спојот меѓу членови

мм3 - мерно место на спојот меѓу дистална коронка и дистален член

Од спроведената анализа на резултатите од табела 6 и 7 и графичкиот приказ може да се види дека таму каде што е местото на оптоварувањето деформацијата е поголема.



Сл. 37 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварување на спојот меѓу мезијалната коронка и мезијалниот член на мостот со два меѓучлена во устата на пациентот



Сл. 38 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварување на спојот меѓу дисталната коронка и дисталниот член на мостот со два меѓучлена во устата на пациент

Табела 8. Оптоварување на спојот меѓу двата члена

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
2,03	+ 269	+ 445	+ 321
5,09	+ 552	+ 893	+ 650
6,73	+ 737	+ 1370	+ 974
9,98	+ 855	+ 1513	-
19,2	+ 1766	+ 2998	-
23,0	+ 2224	+ 3554	-
24,3	+ 3171	+ 4186	-

Табела 9. Оптоварување на мезијален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
5,0	+ 400	+ 437	+ 441
6,71	+ 626	+ 736	+ 635
9,80	+ 903	+ 971	+ 769

daN - сила

ϵ - деформација

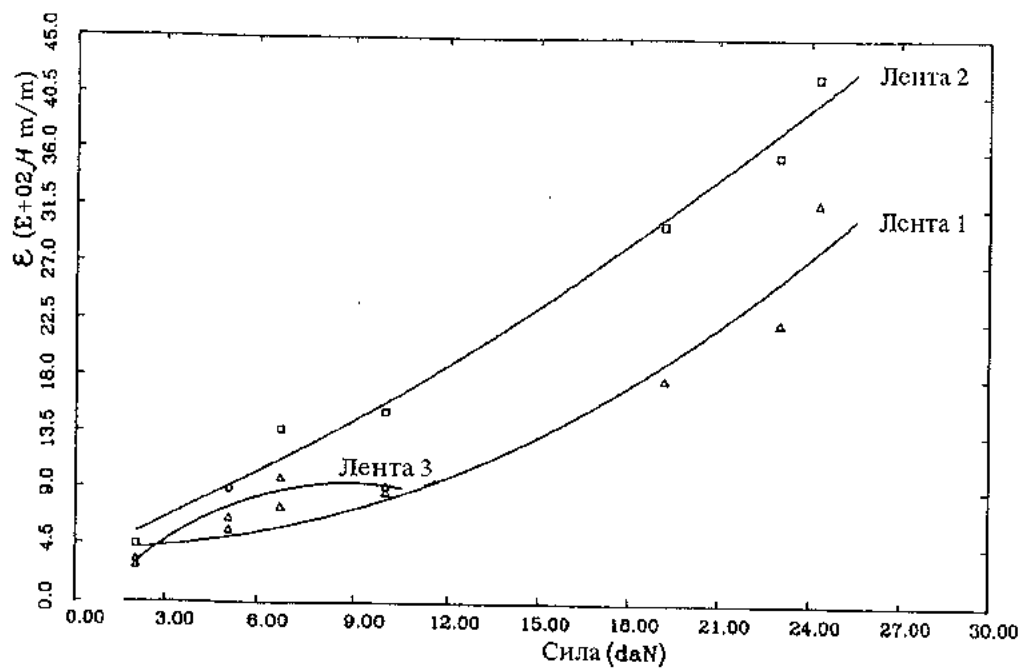
MM1 - мерно место на спојот меѓу мезијална коронка и мезијален член

MM2 - мерно место на спојот меѓу членови

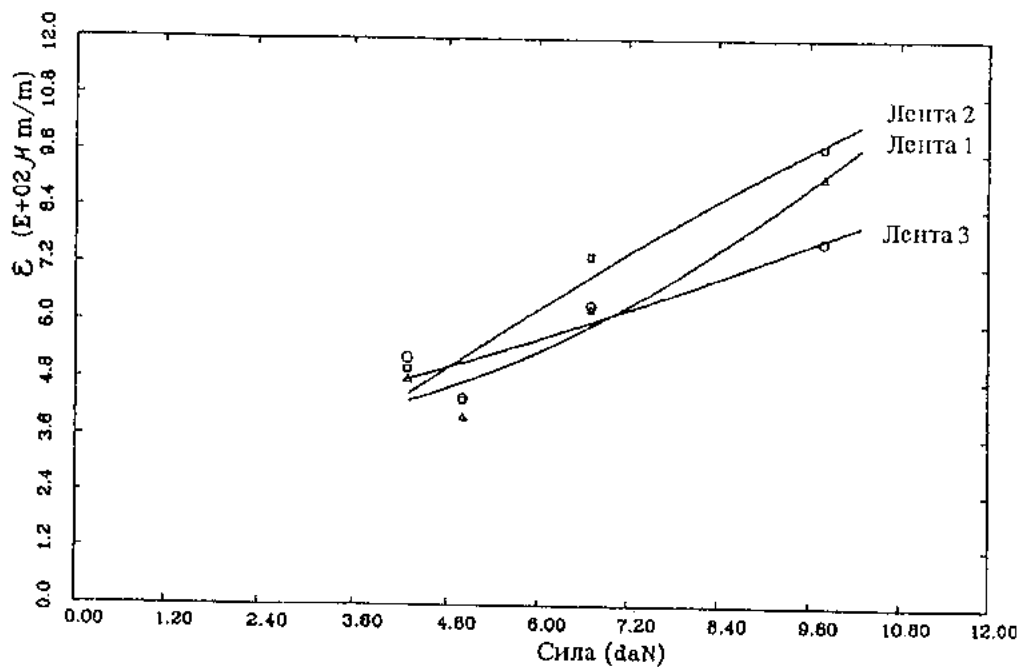
MM3 - мерно место на спојот меѓу дистална коронка и дистален член

Во табела бр. 8 и дијаграм бр 39 прикажани се вредностите на еластична деформација добиени при оптоварување на местото каде што постои сепарирање на членовите. При оптоварување со сила од 9,98 daN, се јави голема деформација од 1513 $\mu\text{m} / \text{m}$ на второто мерно место. На првото мерно место деформацијата е 855 $\mu\text{m} / \text{m}$, а на третото мерно место е 903 $\mu\text{m} / \text{m}$.

Во табела 9, прикажана е еластичната деформација добиена на трите мерни места при оптоварување посебно на мезијалниот член.



Сл. 39 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварување на спојот меѓу двата члена на мост со два меѓучлена во устата на пациент.

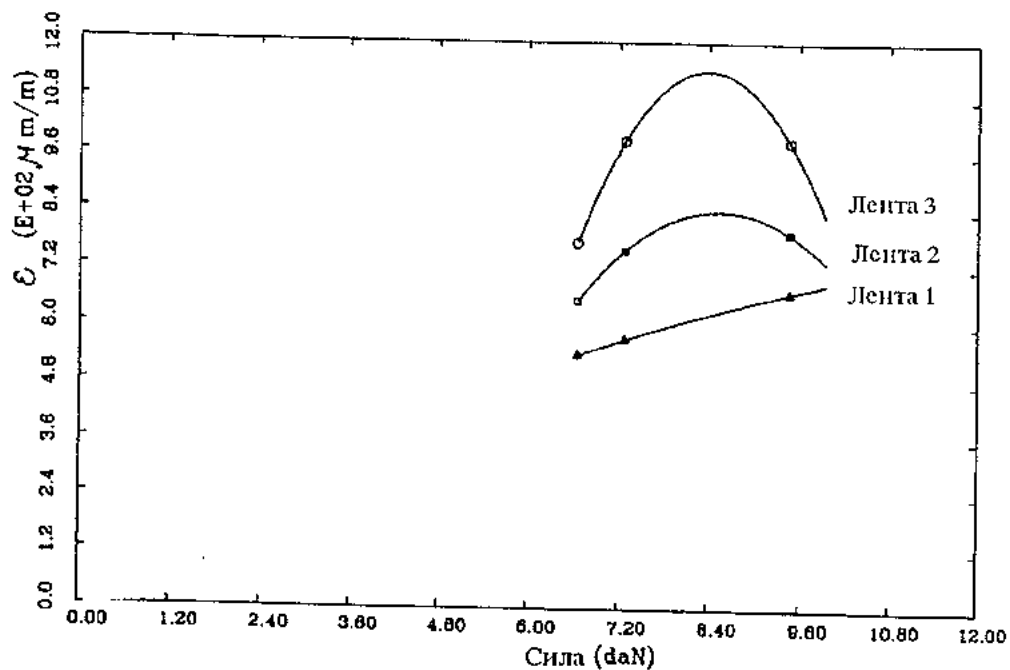


Сл. 40 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварување на мезијалниот член на мостот со два меѓучлена во устата на пациент

Табела 10. Оптоварување на дистален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
6,66	+ 539	+ 652	+ 773
7,28	+ 571	+ 756	+ 990
9,47	+ 669	+ 793	+ 989

Во табела 10, прикажана е еластичната деформација добиена на трите мерни места при оптоварувањето на дисталниот член. Вредностите на деформацијата се поголеми на второто и третото мерно место.



Сл. 41 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на дисталниот член на мостот со два меѓучлена

ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИСПИТУВАЊЕ НА ЕЛАСТИЧНА ДЕФОРМАЦИЈА НА МАКСИЛАРНИ МОСТ СО ДВА МЕЃУЧЛЕНА НА МОДЕЛ

Табела 11. Оптоварување на спојот меѓу двата члена

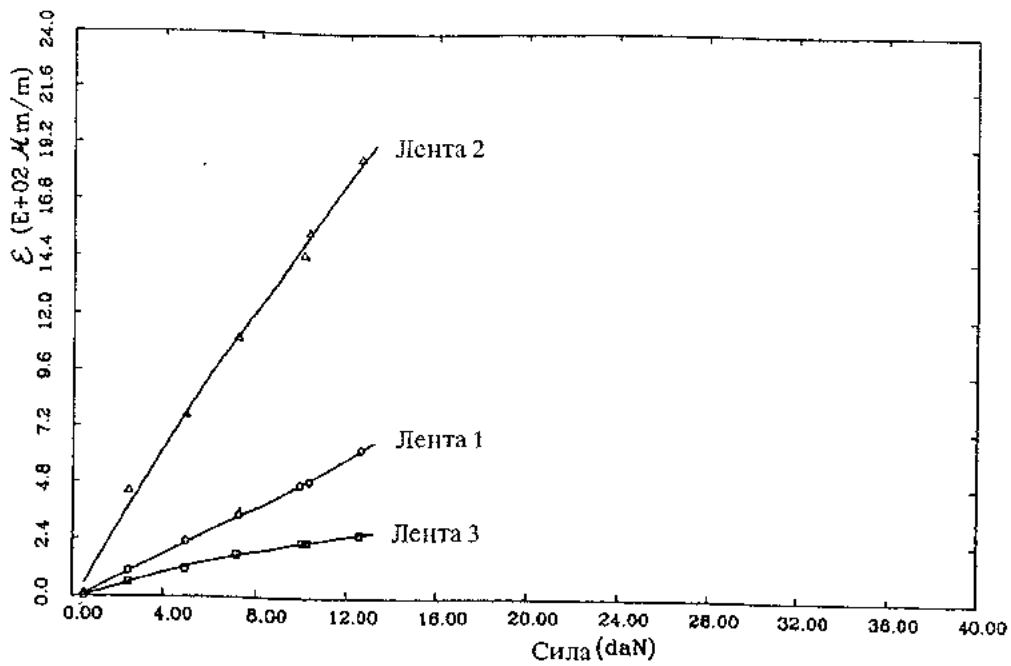
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,52	0	+ 11	+ 1
2,48	+ 119	+ 441	+ 61
5,00	+ 224	+ 764	+ 115
7,19	+ 348	+ 1098	+ 177
9,95	+ 470	+ 1444	+ 229
10,19	+ 475	+ 1539	+ 239
12,57	+ 618	+ 1852	+ 263

Табела 12. Оптоварување на спојот меѓу дистална коронка и дистален член

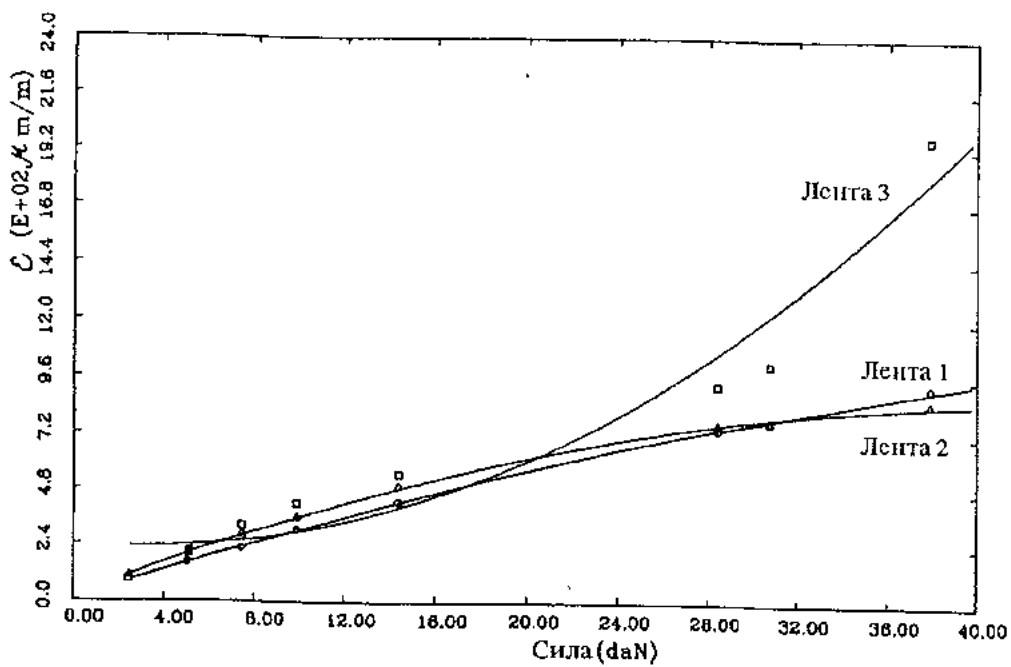
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
2,43	+ 79	+ 100	+ 89
5,09	+ 151	+ 195	+ 210
7,43	+ 221	+ 283	+ 322
9,86	+ 301	+ 359	+ 419
14,38	+ 408	+ 496	+ 549
28,38	+ 730	+ 763	+ 930
30,76	+ 763	+ 779	+ 1022
37,86	+ 920	+ 864	+ 1968

Бидејќи во усната шуплина потешко се контролираат силите, испитувањето е повторено на експериментален модел во лабораториски услови на истиот мост.

При оптоварување со сила од 9,95 daN, во средина на телото, на критичниот пресек, која сила ја имавме и при испитувањето во усната шуплина кога го оптоваривме истото место, се доби голема деформација на второто мерно место од 1444 $\mu\text{m}/\text{m}$ (табела 11).



Сл 42 Дијаграм - сила деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на мостот со два меѓучлена на експериментален модел



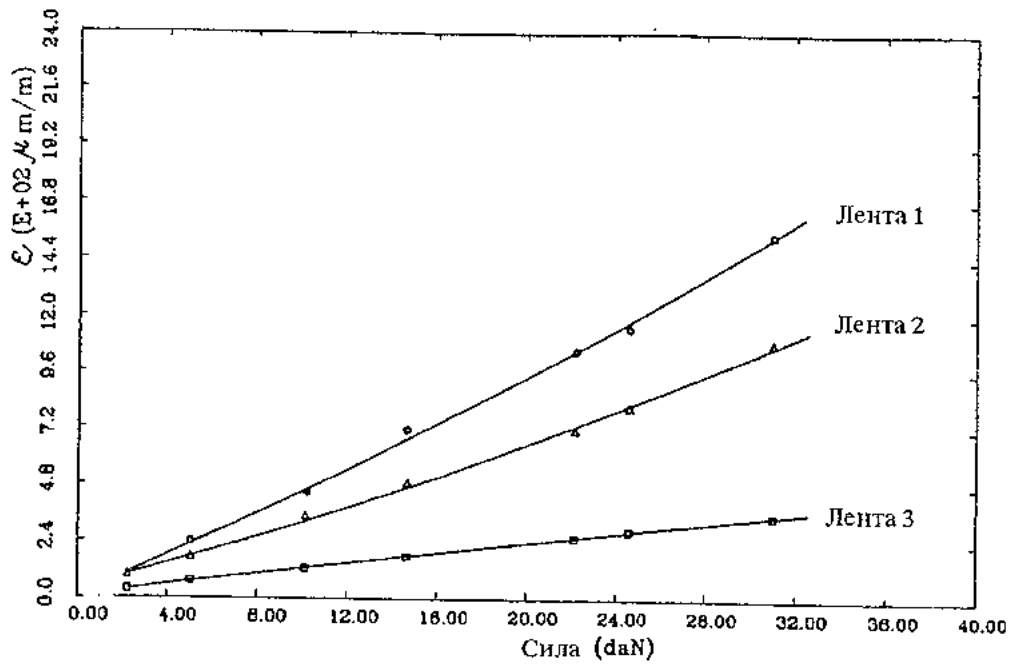
Сл 43 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу дисталната коронка и дисталниот член на мостот со два меѓучлена

Табела 13. Оптоварување на спојот меѓу мезијална коронка и мезијален член

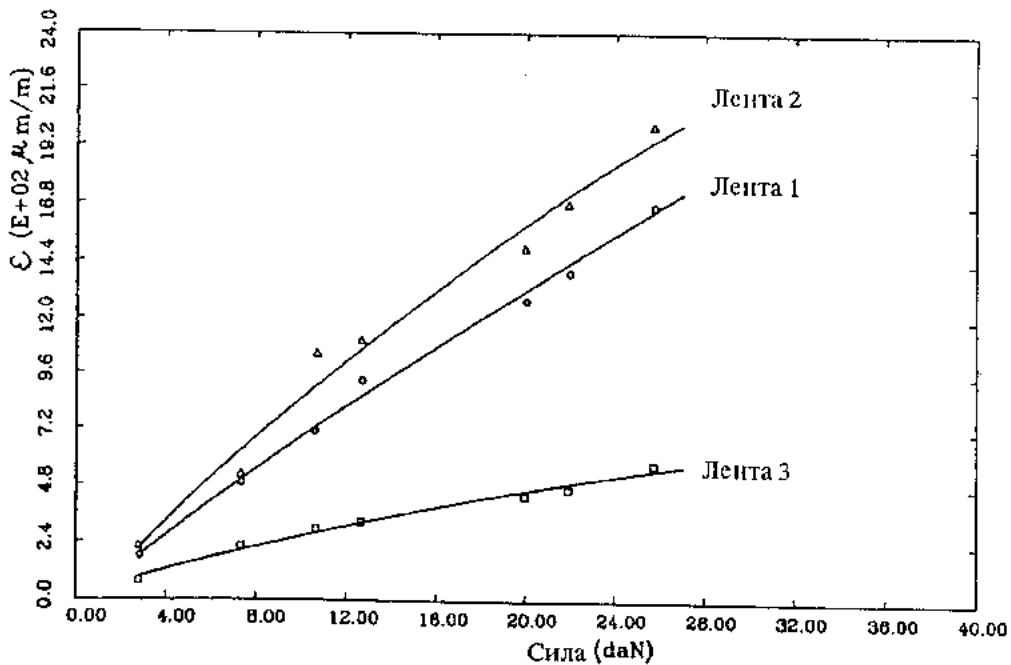
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
2,19	+ 91	+ 91	+ 36
5,04	+ 240	+ 167	+ 71
10,14	+ 447	+ 341	+ 125
14,66	+ 718	+ 482	+ 176
22,14	+ 1050	+ 706	+ 258
24,57	+ 1149	+ 806	+ 287
31,00	+ 1534	+ 1083	+ 350

Табела 14. Оптоварување на мезијален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
2,76	+ 192	+ 219	+ 76
7,33	+ 489	+ 522	+ 223
10,66	+ 701	+ 1042	+ 298
12,62	+ 898	+ 1109	+ 326
19,95	+ 1280	+ 1491	+ 438
21,90	+ 1415	+ 1675	+ 469
25,71	+ 1680	+ 1997	+ 574



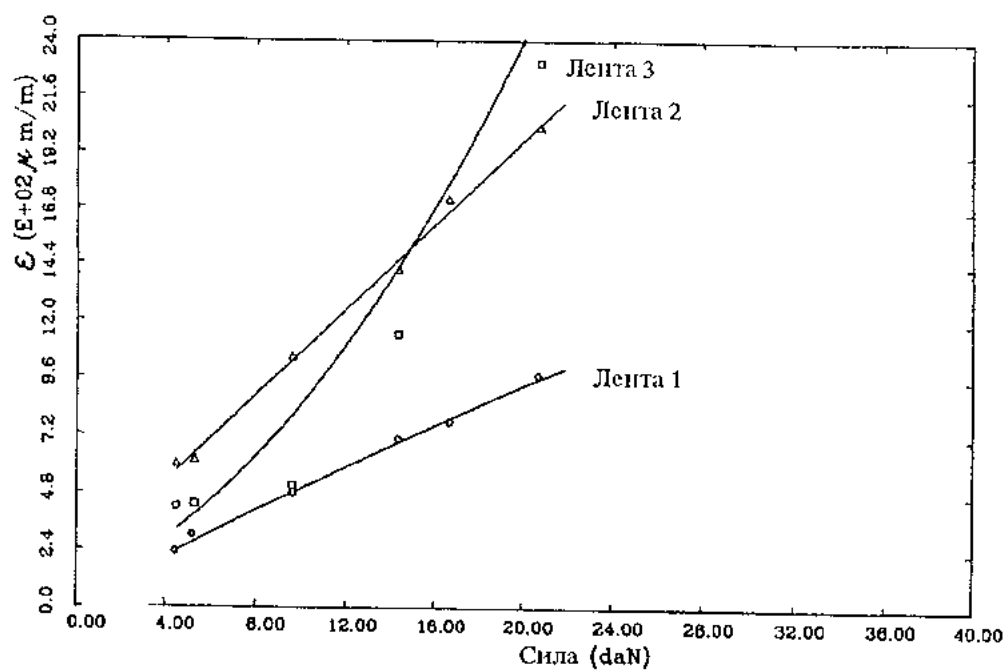
Сл 44 Дијаграм - сила деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу мезијалната коронка и мезијалниот член на мостот со два меѓучлена на експериментален модел



Сл 45 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на мезијалниот член на мостот со два меѓучлена на експериментален модел

Табела 15. Оптоварување на дистален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
4,47	+ 228	+ 598	+ 427
5,28	+ 298	+ 615	+ 435
9,57	+ 472	+ 1044	+ 516
14,33	+ 702	+ 1414	+ 1144
16,62	+ 772	+ 1716	+ 2459
20,76	+ 959	+ 2026	+ 2303



Сл 46 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на дистален член на мостот со два меѓучлена на експериментален модел

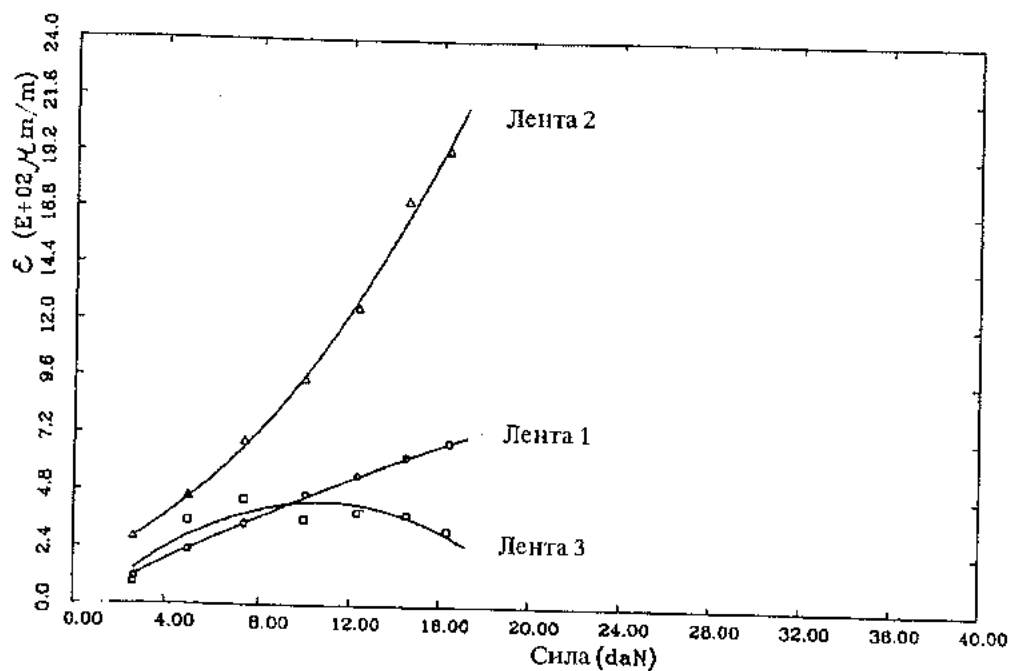
ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИСПИТУВАЊЕ НА ФАСЕТИРАН МОСТ
СО ДВА МЕЃУЧЛЕНА НА МОДЕЛ

Табела 16. Оптоварувања на спојот меѓу двата члена

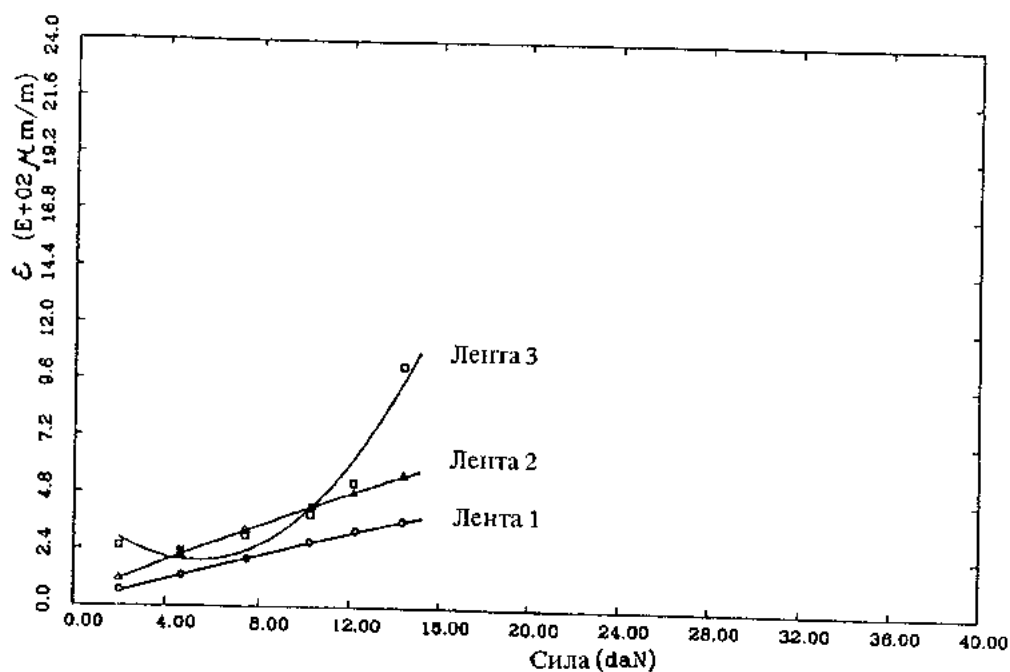
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
2,619	+ 110	+ 280	+ 92
5,00	+ 214	+ 455	+ 355
7,33	+ 339	+ 684	+ 445
9,95	+ 460	+ 946	+ 362
12,33	+ 536	+ 1251	+ 394
14,52	+ 620	+ 1707	+ 384
16,33	+ 675	+ 1928	+ 318

Табела 17. Оптоварување на заден спој

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
2,00	+ 70	+ 110	+ 255
4,62	+ 130	+ 216	+ 232
7,38	+ 200	+ 321	+ 295
10,24	+ 272	+ 423	+ 389
12,14	+ 319	+ 485	+ 527
14,38	+ 370	+ 559	+ 1021



Сл 47 Дијаграм - сила деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на фасетиран мост со два меѓучлена на експериментален модел



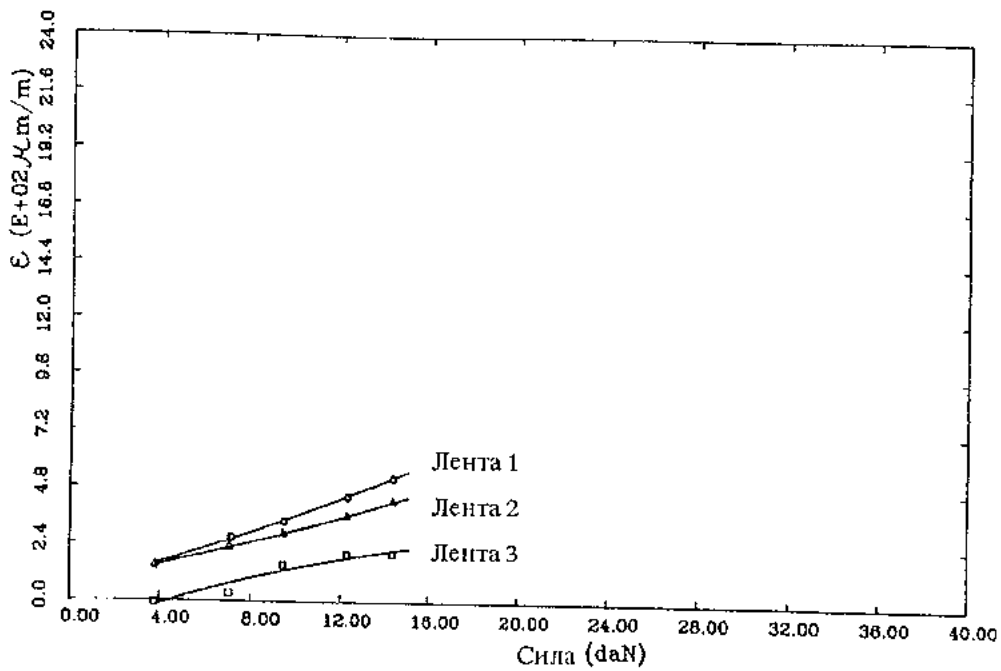
Сл 48 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу дисталната коронка и дисталниот член на фасетиран мост со два меѓучлена

Табела 18. Оптоварување на преден спој

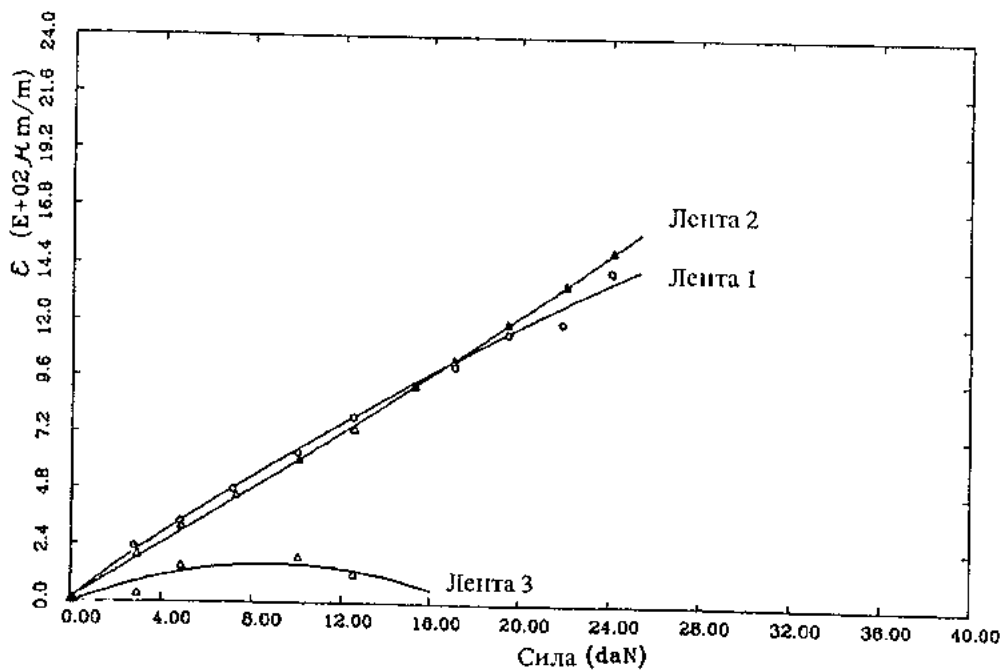
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
3,76	+ 130	+ 145	- 7
7,05	+ 249	+ 225	+ 32
9,43	+ 324	+ 284	+ 151
12,28	+ 443	+ 361	+ 199
14,38	+ 520	+ 422	+ 200

Табела 19. Оптоварување на прв член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,14	0	0	+ 6
2,90	+ 224	+ 191	+ 28
4,85	+ 360	+ 313	+ 145
7,28	+ 482	+ 446	-
10,04	+ 635	+ 600	+ 182
12,52	+ 810	+ 733	+ 114
15,28	+ 909	+ 919	+ 109
17,00	+ 1010	+ 1032	-
19,42	+ 1160	+ 1190	-
22,04	+ 1208	+ 1356	-
24,14	+ 1420	+ 1496	-



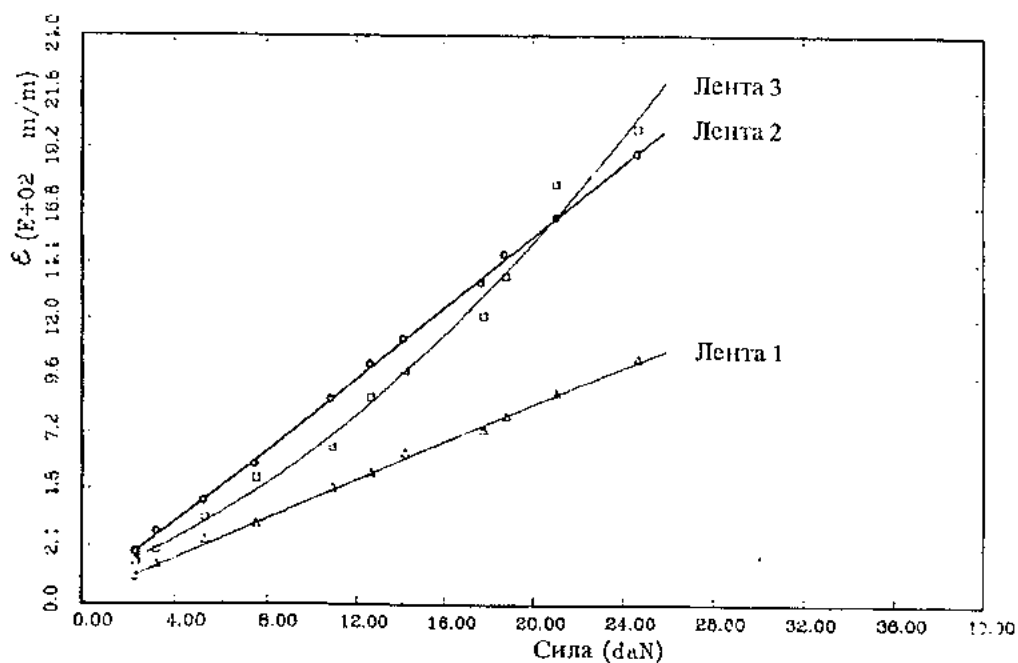
Сл 49 Дијаграм - сила деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу мезијалната коронка и мезијалниот член на фасетиран мост со два меѓучлена



Сл 50 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на мезијалниот член на фасетиран мост со два меѓучлена

Табела 20. Оптоварување на втор член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
2,33	+ 108	+ 219	+ 179
3,23	+ 159	+ 253	+ 228
5,28	+ 265	+ 445	+ 361
7,52	+ 328	+ 593	+ 528
10,90	+ 482	+ 868	+ 655
12,66	+ 546	+ 1002	+ 869
14,23	+ 630	+ 1125	+ 980
17,76	+ 728	+ 1362	+ 1213
18,80	+ 786	+ 1474	+ 1384
21,04	+ 882	+ 1633	+ 1771
24,66	+ 1029	+ 1903	+ 2078



Сл 51 Дијаграм - сила деформација од добиените резултати при оптоварувањето на дисталниот член на фасетиран мост со два меѓучлена

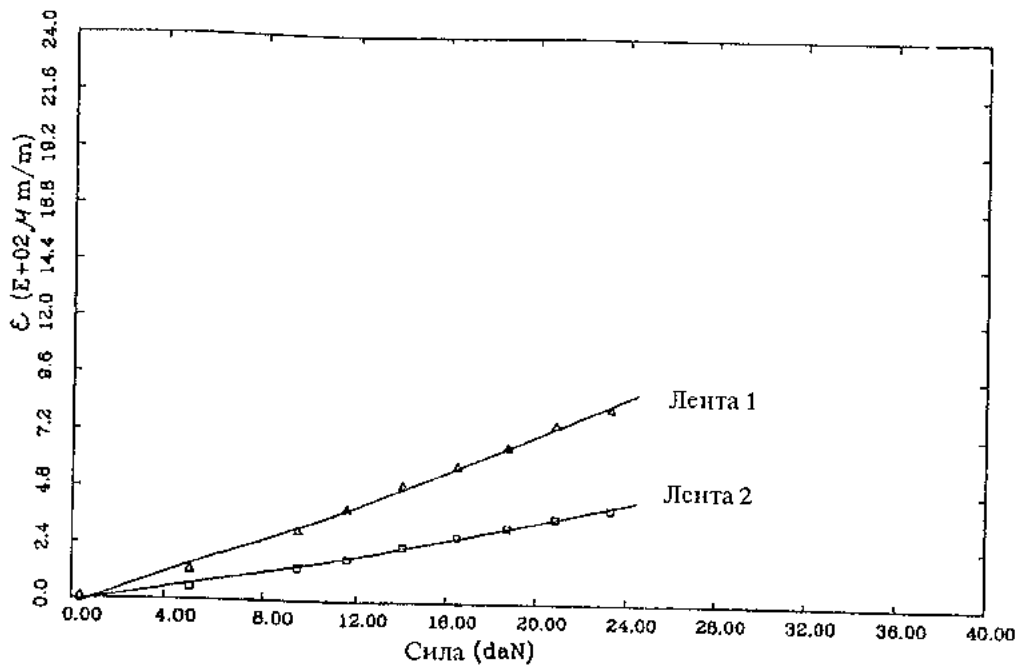
ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИСПИТУВАЊЕ НА ЕЛАСТИЧНА ДЕФОРМАЦИЈА НА ЗАЈАКНАТ МОСТ СО ДВА МЕЃУЧЛЕНА НА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЕН МОДЕЛ
(носачи се прв премолар и втор молар)

Табела 21. Оптоварување на спојот меѓу мезијална коронка и мезијален член

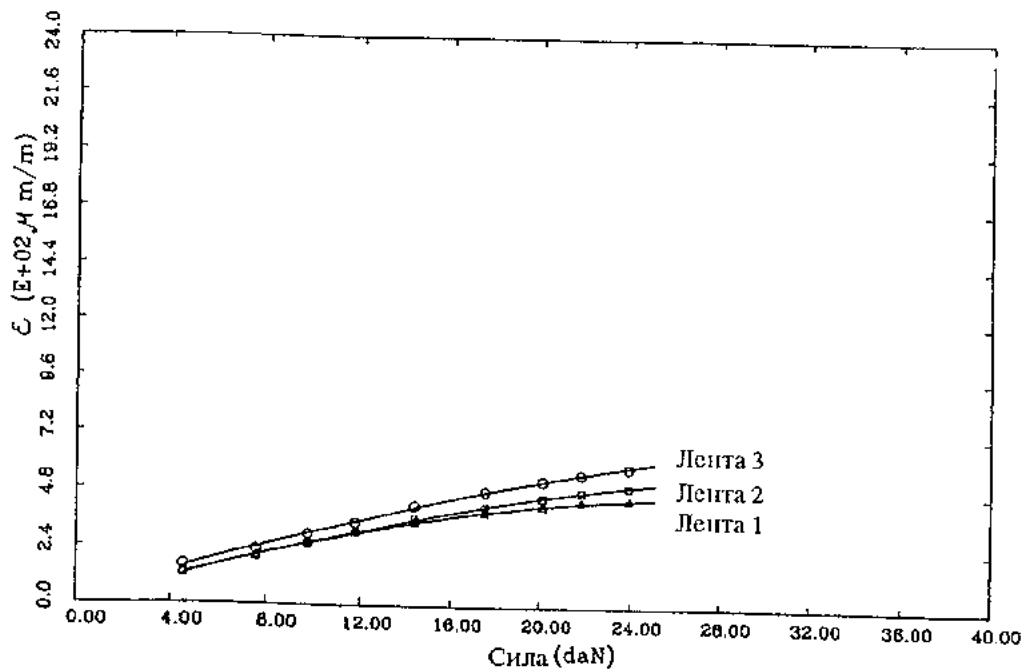
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,38	+ 4	- 4	+ 2
5,04	+ 120	+ 52	- 68
9,47	+ 293	+ 135	- 27
11,57	+ 389	+ 176	- 25
14,04	+ 492	+ 232	- 10
16,47	+ 578	+ 277	- 5
18,71	+ 660	+ 318	+ 3
20,85	+ 752	+ 361	- 2
23,28	+ 825	+ 402	- 8

Табела 22. Оптоварување на спојот меѓу дистален член и дистална коронка

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
4,52	+ 124	+ 125	+ 161
7,57	+ 198	+ 195	+ 229
9,76	+ 255	+ 254	+ 296
11,76	+ 306	+ 307	+ 346
14,38	+ 347	+ 363	+ 417
17,52	+ 389	+ 413	+ 479
20,09	+ 417	+ 453	+ 525
21,80	+ 438	+ 482	+ 556
23,90	+ 449	+ 503	+ 585



Сл 52 Дијаграм - сила деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу мезијалната коронка и мезијалниот член на зајакнат мост со два меѓучлена



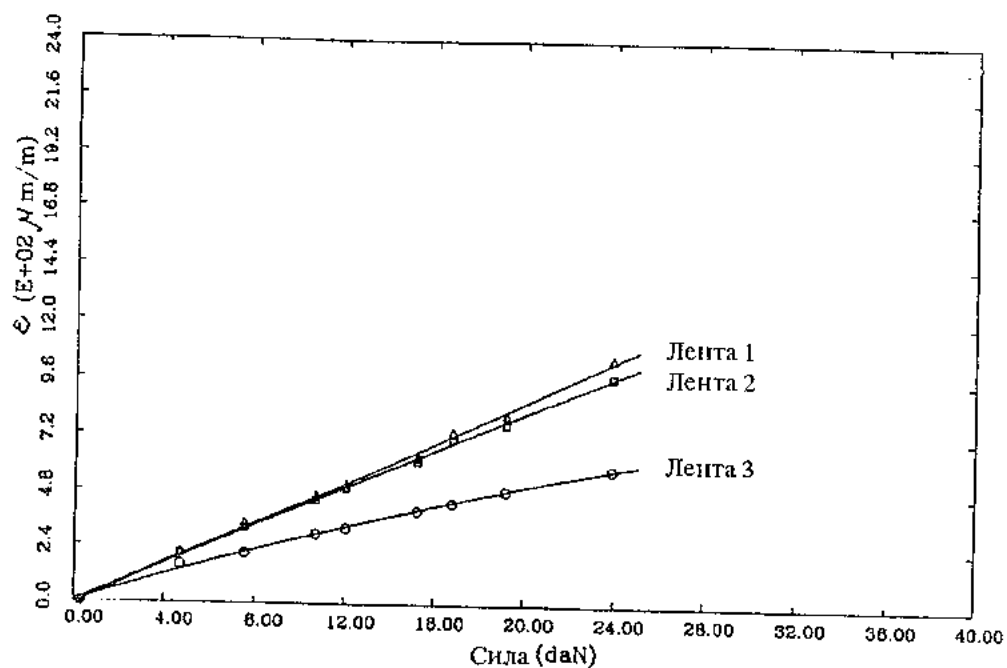
Сл 53 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу дисталната коронка и дисталниот член на зајакнат мост со два меѓучлена

Табела 23. Оптоварување на спојот меѓу двата члена

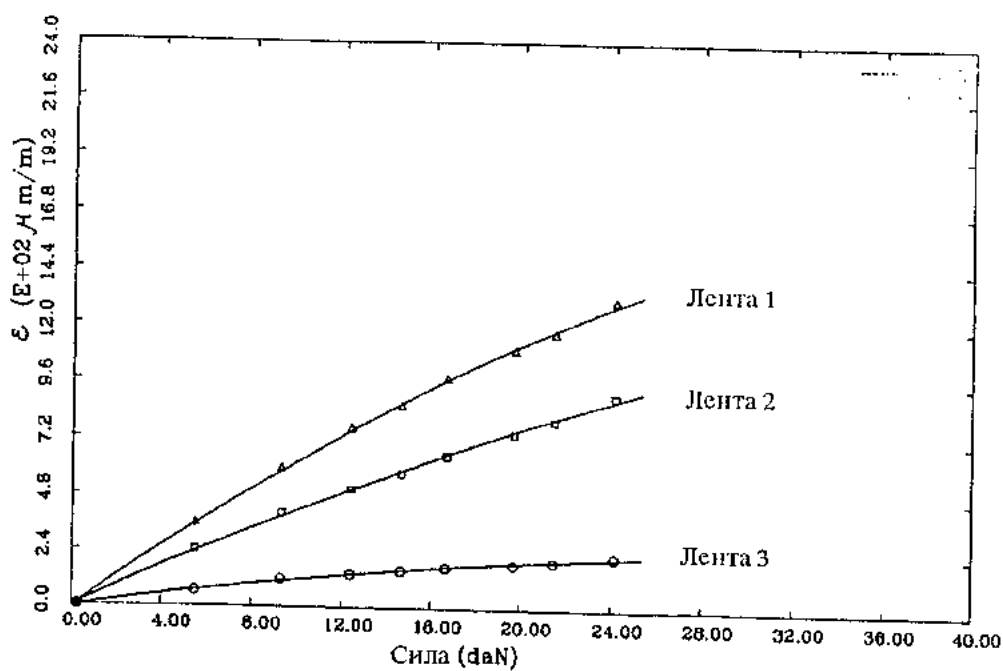
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,28	+ 0	- 5	- 1
4,76	+ 207	+ 205	+ 158
7,57	+ 336	+ 318	+ 208
10,71	+ 461	+ 441	+ 295
12,04	+ 511	+ 497	+ 322
15,23	+ 626	+ 613	+ 399
16,80	+ 735	+ 706	+ 434
19,19	+ 806	+ 768	+ 487
23,90	+ 1045	+ 972	+ 583

Табела 24. Оптоварување на мезијален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,23	+ 2	- 2	- 3
5,47	+ 353	+ 240	+ 63
9,28	+ 589	+ 401	+ 115
12,38	+ 757	+ 506	+ 140
14,61	+ 855	+ 573	+ 155
16,66	+ 969	+ 648	+ 172
19,71	+ 1091	+ 742	+ 188
21,47	+ 1162	+ 797	+ 201
24,14	+ 1302	+ 902	+ 224



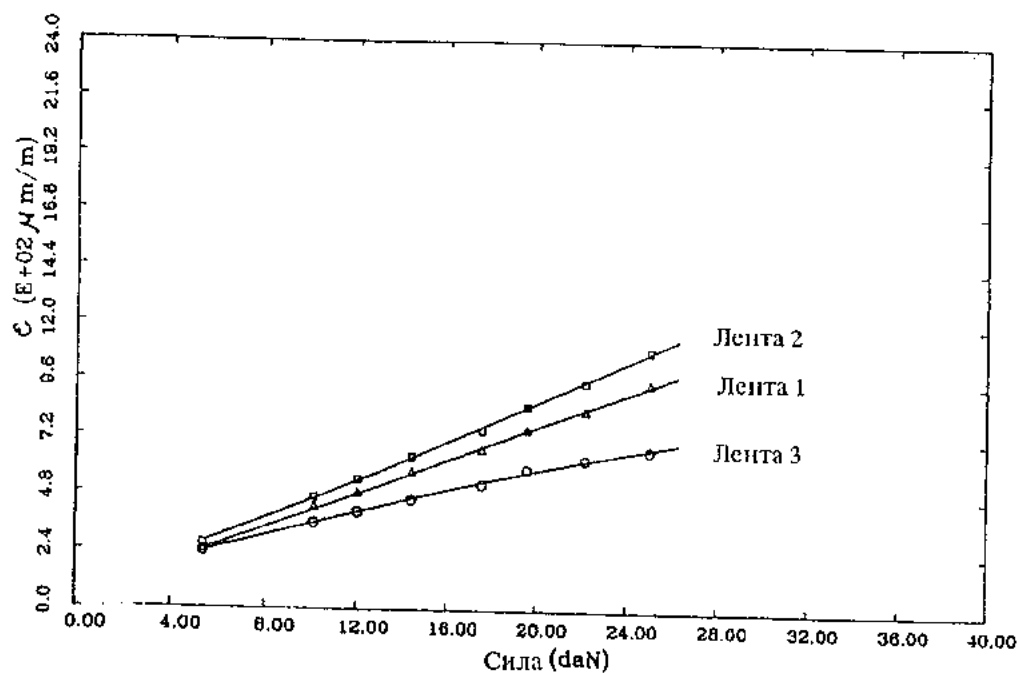
Сл 54 Дијаграм - сила деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на зајакнат мост со два меѓучлена



Сл 55 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на мезијалниот член на зајакнат мост со два меѓучлена

Табела 25. Оптоварување на дистален член

сила daN	мм1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
5,38	+ 237	+ 271	+ 235
10,09	+ 422	+ 465	+ 359
12,00	+ 483	+ 542	+ 407
14,38	+ 573	+ 637	+ 458
17,52	+ 664	+ 749	+ 523
19,57	+ 749	+ 851	+ 586
22,14	+ 831	+ 953	+ 629
25,00	+ 946	+ 1088	+ 669



Сл 56 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на дисталниот член на зајакнат мост со два меѓучлена

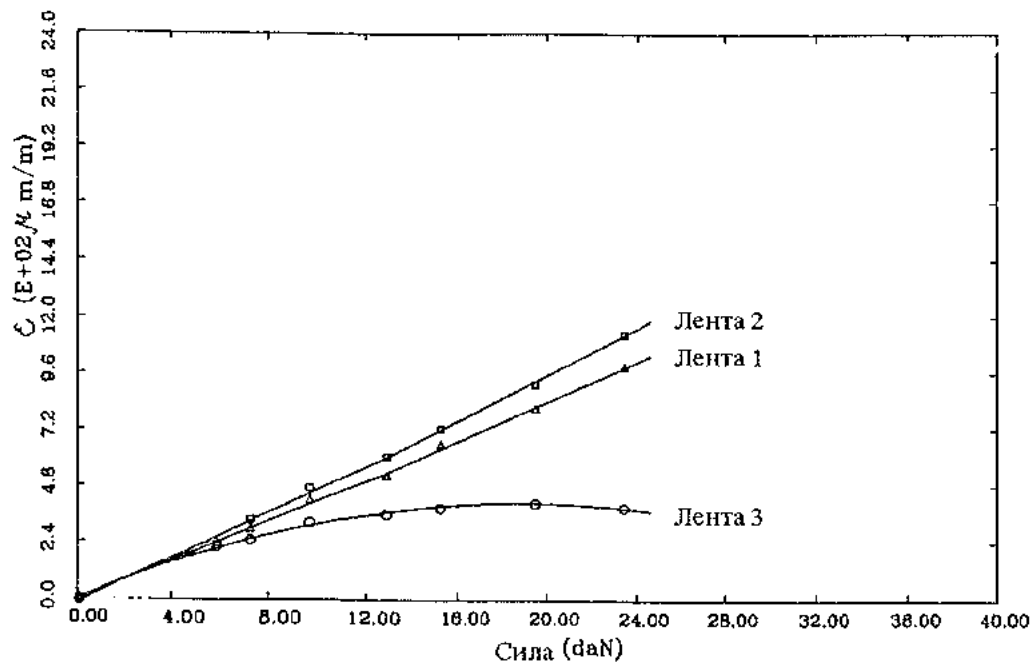
ОПТОВАРУВАЊЕ НА ЗАЈАКНАТ ФАСЕТИРАН МОСТ СО ДВА МЕГУЧЛЕНА

Табела 26. Оптоварување на спојот меѓу двата члена

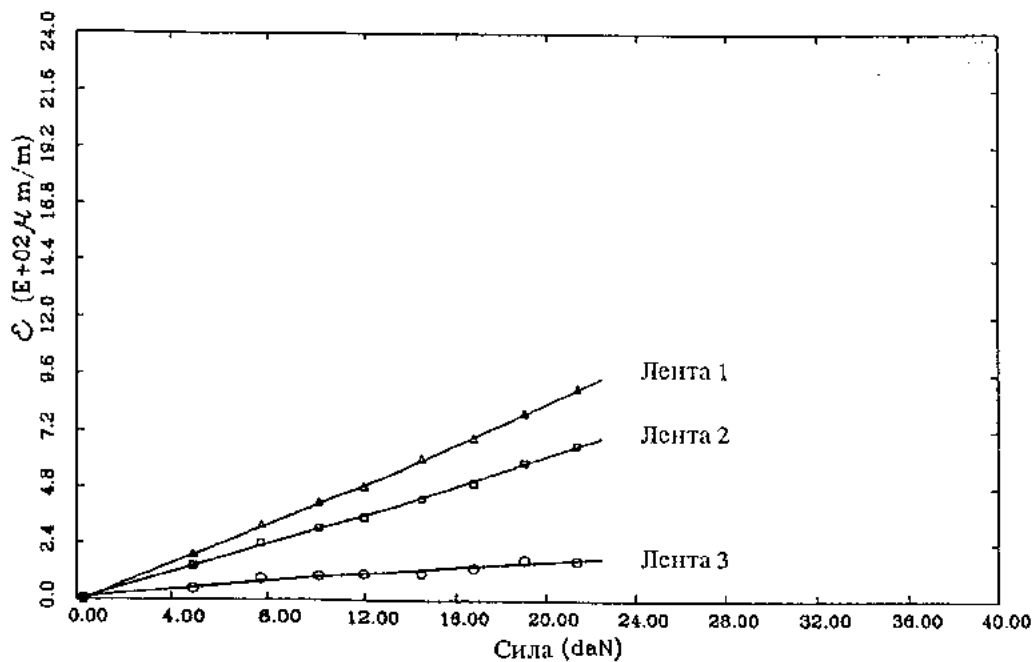
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,09	+ 2	- 3	- 1
5,85	+ 229	+ 226	+ 218
7,28	+ 292	+ 333	+ 248
9,71	+ 414	+ 468	+ 321
12,85	+ 548	+ 601	+ 356
15,24	+ 650	+ 720	+ 383
19,47	+ 804	+ 912	+ 405
23,43	+ 985	+ 1126	+ 387

Табела 27. Оптоварување на мезијален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,28	- 5	- 4	+ 3
4,86	+ 186	+ 142	+ 45
7,71	+ 318	+ 239	+ 87
10,09	+ 411	+ 303	+ 98
11,95	+ 480	+ 354	+ 108
14,43	+ 600	+ 431	+ 111
16,76	+ 688	+ 499	+ 134
19,05	+ 792	+ 587	+ 170
21,38	+ 898	+ 661	+ 166



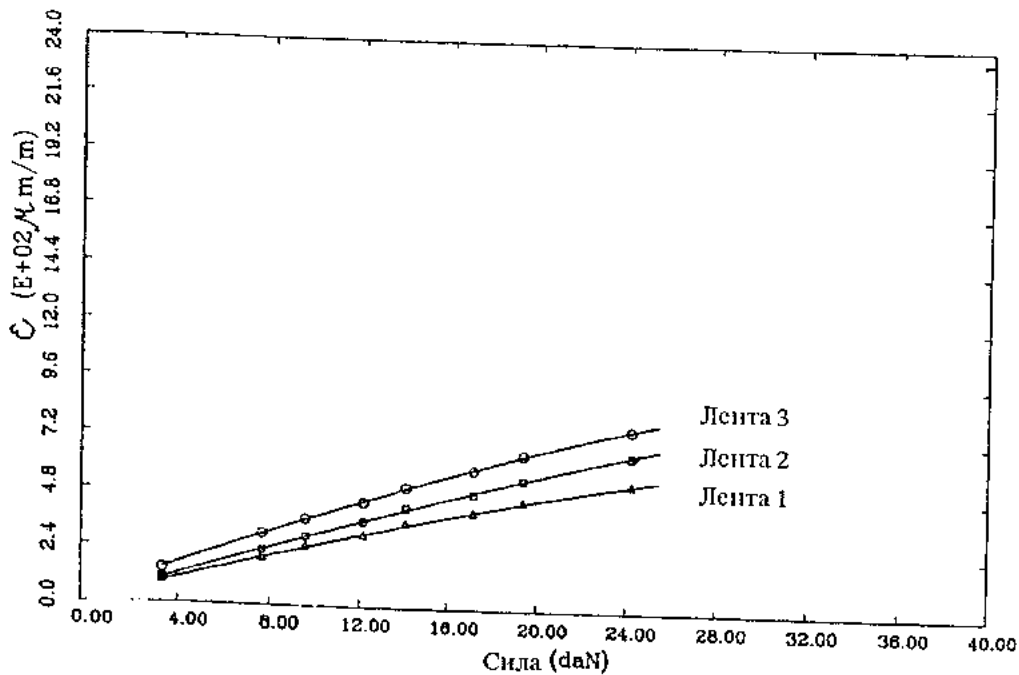
Сл. 57 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на зајакнат фасетиран мост со два меѓучлена



Сл. 58 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на мезијалниот член на зајакнат фасетиран мост со два меѓучлена

Табела 28. Оптоварување на дистален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
3,33	+ 92	+ 106	+ 147
7,66	+ 194	+ 231	+ 302
9,57	+ 250	+ 291	+ 365
12,14	+ 298	+ 356	+ 438
14,05	+ 351	+ 420	+ 506
17,09	+ 402	+ 484	+ 585
19,33	+ 452	+ 546	+ 651
24,19	+ 531	+ 654	+ 762



Сл. 59 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на дисталниот член на зајакнат фасетиран мост со два меѓучлена

Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварување на спојот меѓу двата члена на нефасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена на второто мерно место

Табела 29

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
нефасет. м.	фасет. м.	нефасет. м.	фасет. м.
2,48	2,62	441	280
5,00	5,00	764	455
7,19	7,33	1098	684
9,95	9,95	1444	946
12,57	12,33	1852	1251

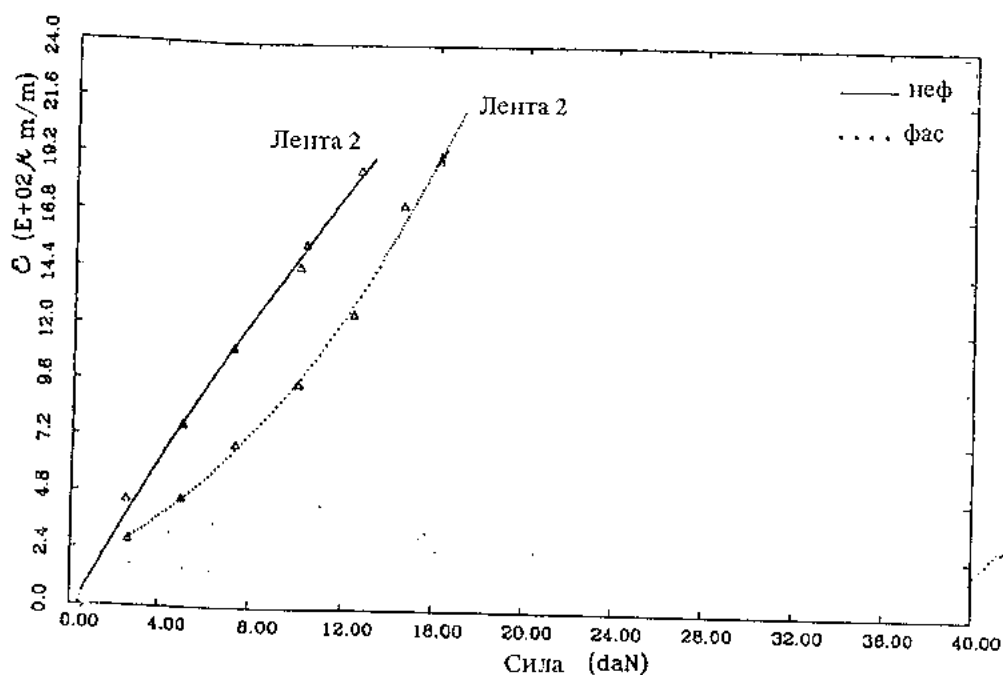
При оптоварување со концентрирана сила од 9,95 daN, блиску до средината на фасетираното тело на мост со два меѓучлена вредноста на деформацијата на второто мерно место изнесува 946 $\mu\text{m} / \text{m}$. При оптоварување со сила блиску до средината на нефасетирано тело на мостот, деформацијата изнесува 1444 $\mu\text{m} / \text{m}$. Деформацијата е намалена за 34,5 % на второто мерно место кај фасетираното тело (табела 29).

Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварување на мезијален член на нефасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена на второто мерно место

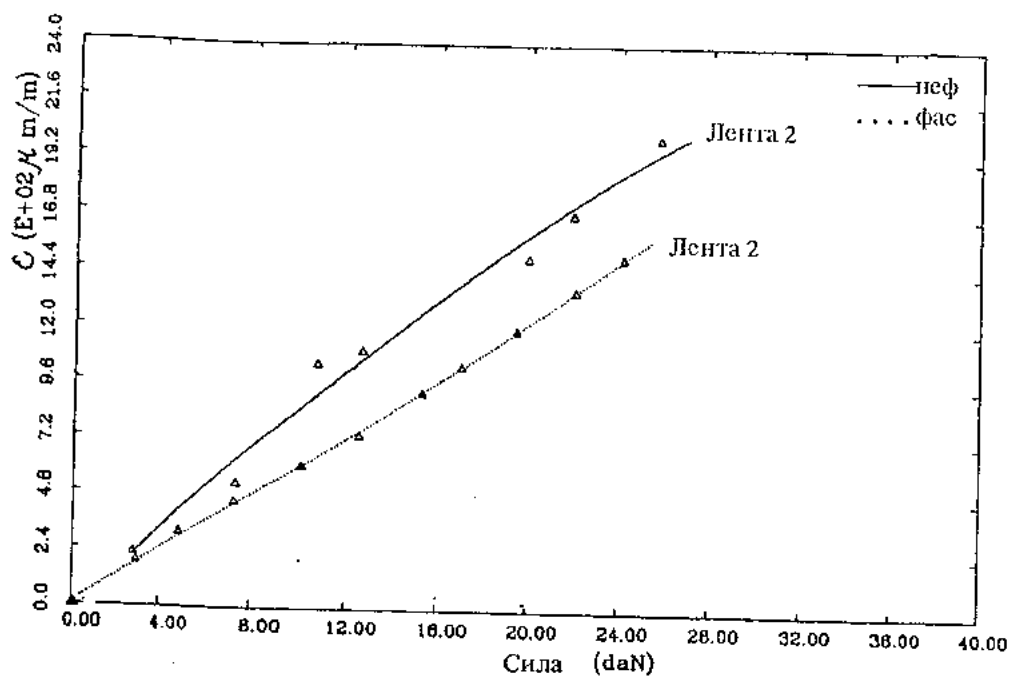
Табела 30

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
нефасет. м.	фасет. м.	нефасет. м.	фасет. м.
2,76	2,90	219	191
7,33	7,28	522	446
10,67	10,05	1042	600
19,95	19,43	1491	1190

И тука имаме намалување на деформацијата на второто мерно место при оптоварување на мезијалниот член.



Сл. 60 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на нефасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена



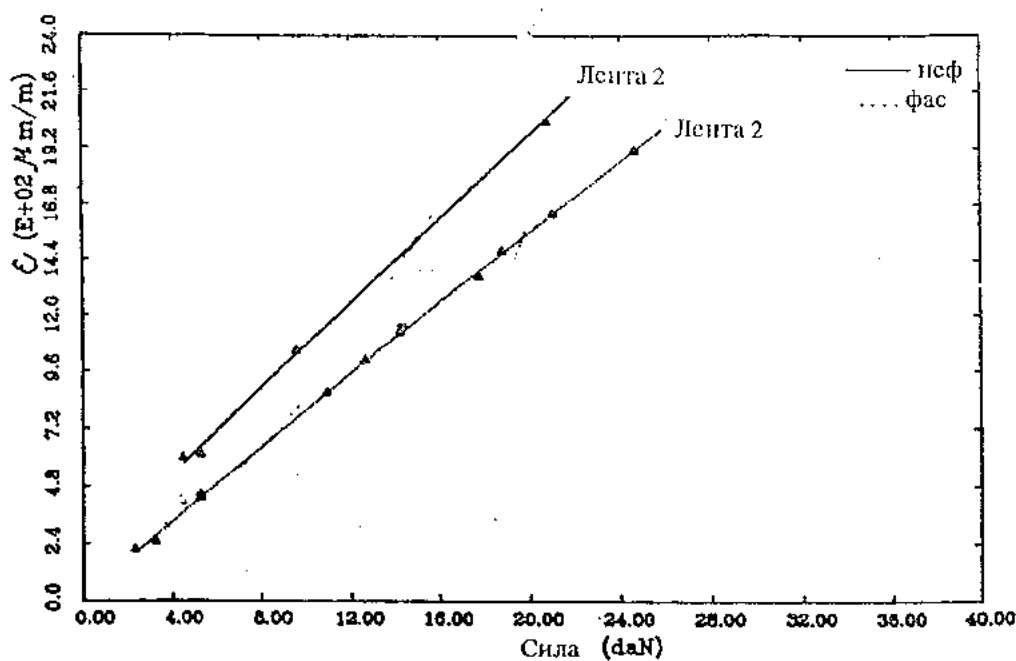
Сл. 61 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на мезијалниот член на нефасетираниот и фасетираниот мост со два меѓучлена

Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварување на дистален член на нефасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена на второто мерно место

Табела 31

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
нефасет. м.	фасет. м.	нефасет. м.	фасет. м.
5,28	5,28	615	445
14,24	14,33	1414	1125

Очигледно е дека со фасетирањето на мостот се намалува деформацијата на второто мерно место при оптоварувањето на спојот меѓу членовите, на мезијалниот член и дисталниот член.



Сл. 62 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на дисталниот член на нефасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена

Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на незајакнат и зајакнат мост со два меѓучлена на второто мерно место

Табела 32

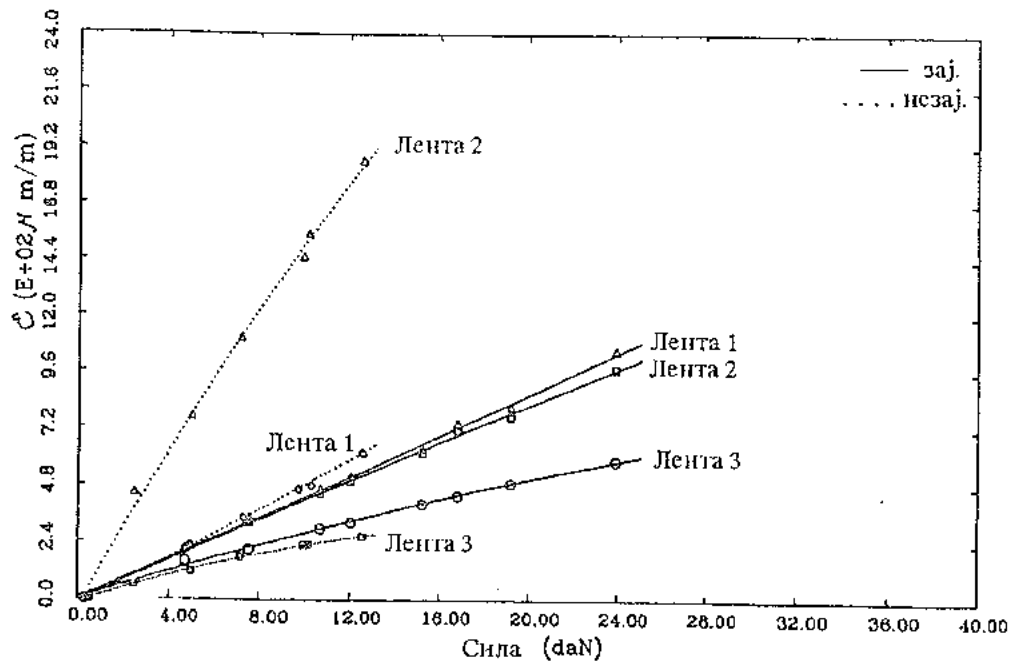
сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
зајакн. м.	незајакн. м.	зајакн. м.	незајакн. м.
4,76	5,0	205	764
7,57	7,19	318	1098
10,71	10,19	441	1539
12,05	12,57	497	1852

Од анализата на резултатите може да се каже дека при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена, зајакнувањето на телото на мостот значително ја намалува деформацијата и тоа за 72,10 % на второто мерно место.

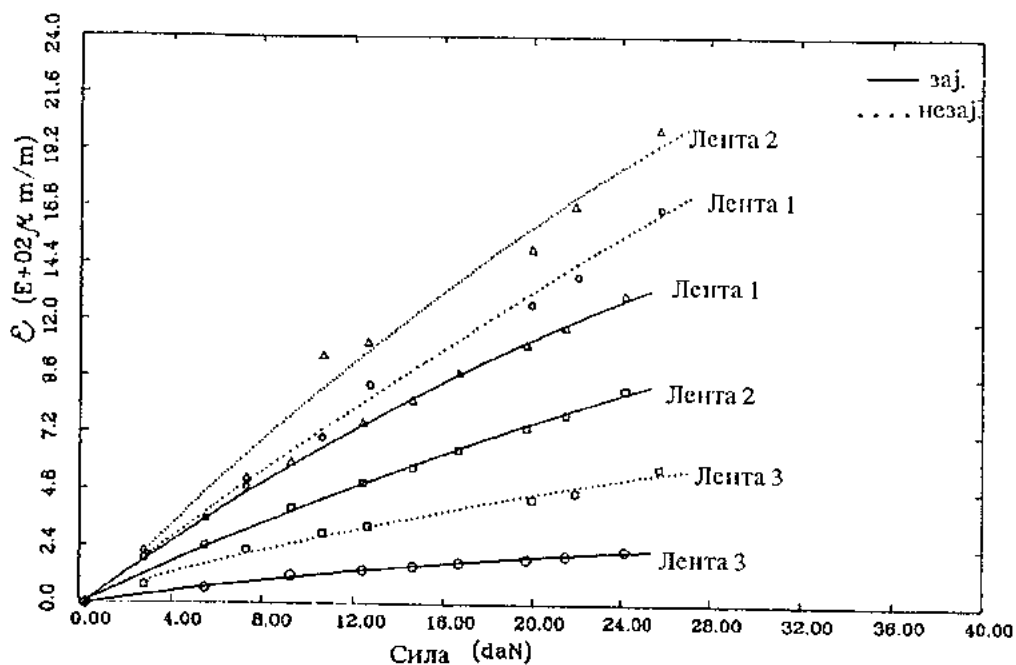
Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварувањето на мезијалниот член на незајакнат и зајакнат мост со два меѓучлена на второто мерно место.

Табела 33

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
зајакн. м.	незајакн. м.	зајакн. м.	незајакн. м.
19,71	19,95	742	1491
21,48	21,90	797	1675



Сл. 63 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на незајакнат и зајакнат мост со два меѓучлена

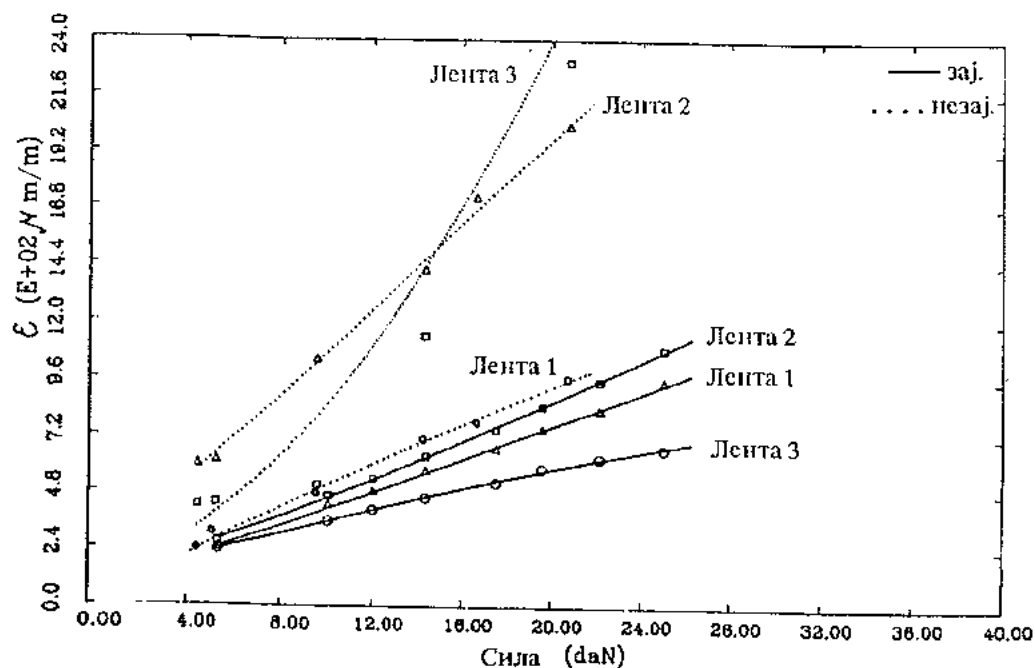


Сл. 64 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на мезијалниот член на незајакнат и зајакнат мост со два меѓучлена

Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварувањето на дисталниот член на незајакнат и зајакнат мост со два меѓучлена на второто мерно место

Табела 34

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m/m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m/m}$)
зајакн. м.	незајакн. м.	зајакн. м.	незајакн. м.
5,38	5,28	271	615
14,38	14,33	637	1414



Сл. 65 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на дисталниот член на незајакнат и зајакнат мост со два меѓучлена

Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на зајакнат фасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена измерени на второто мерно место

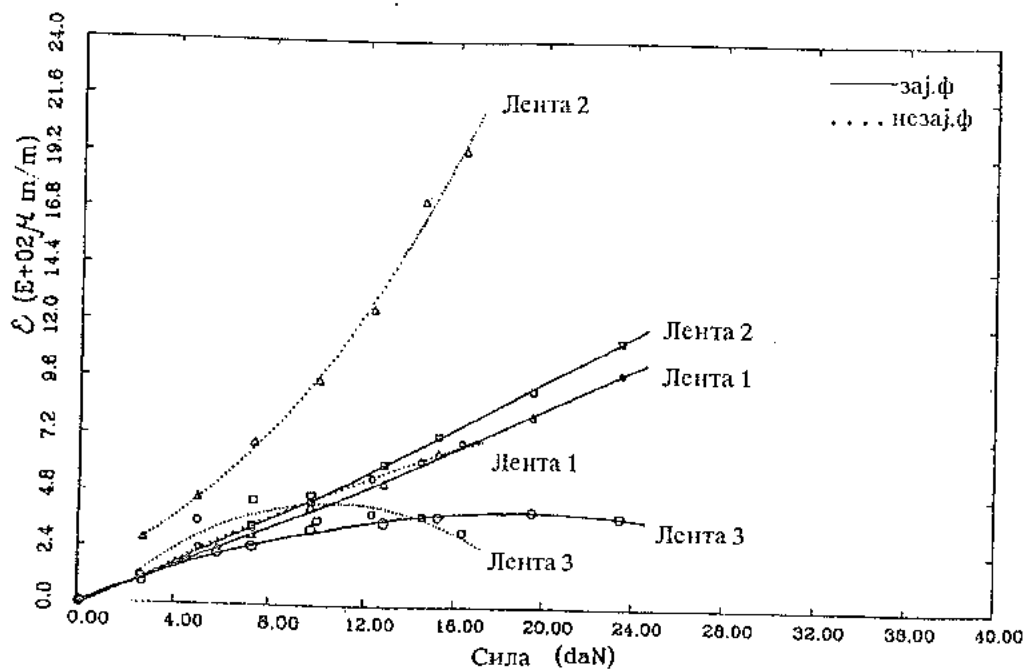
Табела 35

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
фасет. м.	зај. фасет. м.	фасет. м.	зај. фасет. м.
7,33	7,28	684	333
9,95	9,71	946	468
12,33	12,85	1251	601

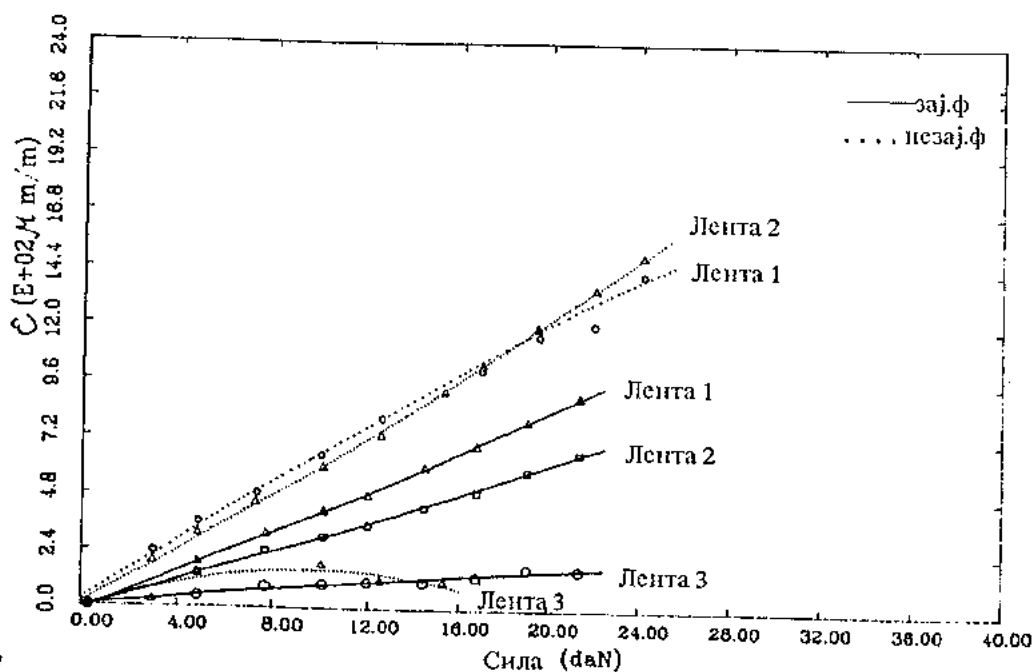
Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварувањето на мезијалниот член на зајакнат фасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена измерени на второто мерно место

Табела 36

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
фасет. м.	зај. фасет. м.	фасет. м.	зај. фасет. м.
7,28	7,71	446	239
10,05	10,09	600	303
19,42	19,05	1190	587



Сл. 66 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена на зајакнат фасетиран мост и фасетиран мост со два меѓучлена

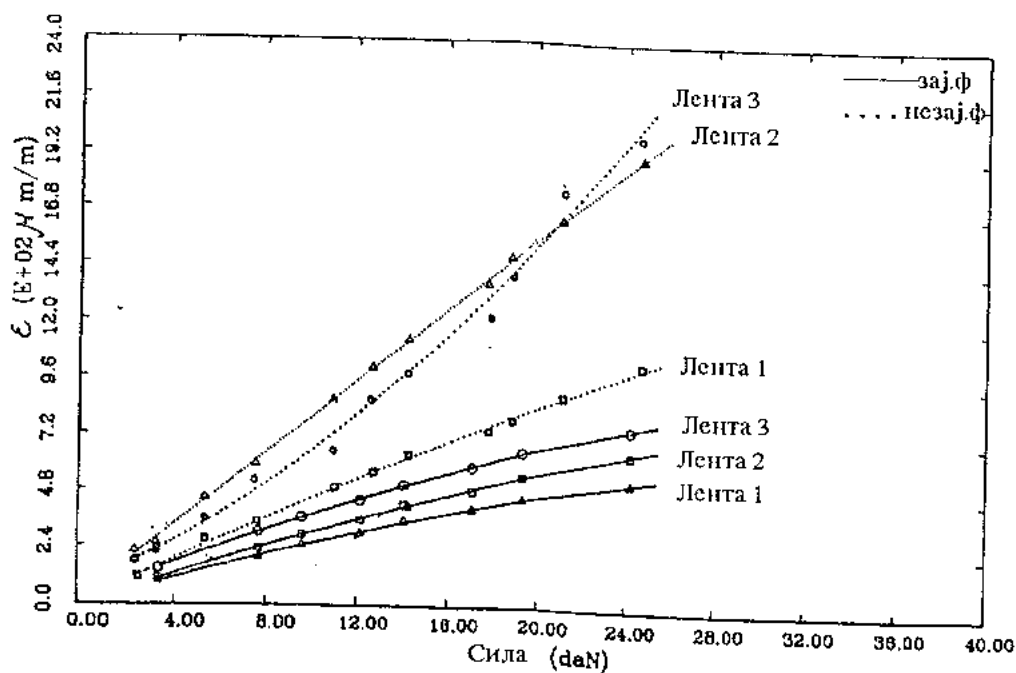


Сл. 67 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на мезијалниот член на зајакнат фасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена

Споредбени резултати од добиени вредности на ϵ , при оптоварувањето на дисталниот член на зајакнат фасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена измерени на второто мерно место

Табела 37

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
фасет. м.	зај. фасет. м.	фасет. м.	зај. фасет. м.
3,23	3,33	253	106
7,52	7,66	593	231
14,23	14,05	1125	420



Сл. 68 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на дистален член на зајакнат фасетиран и фасетиран мост со два меѓучлена

Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварувањето на мезијален член на зајакнат фасетиран и зајакнат мост со два меѓучлена

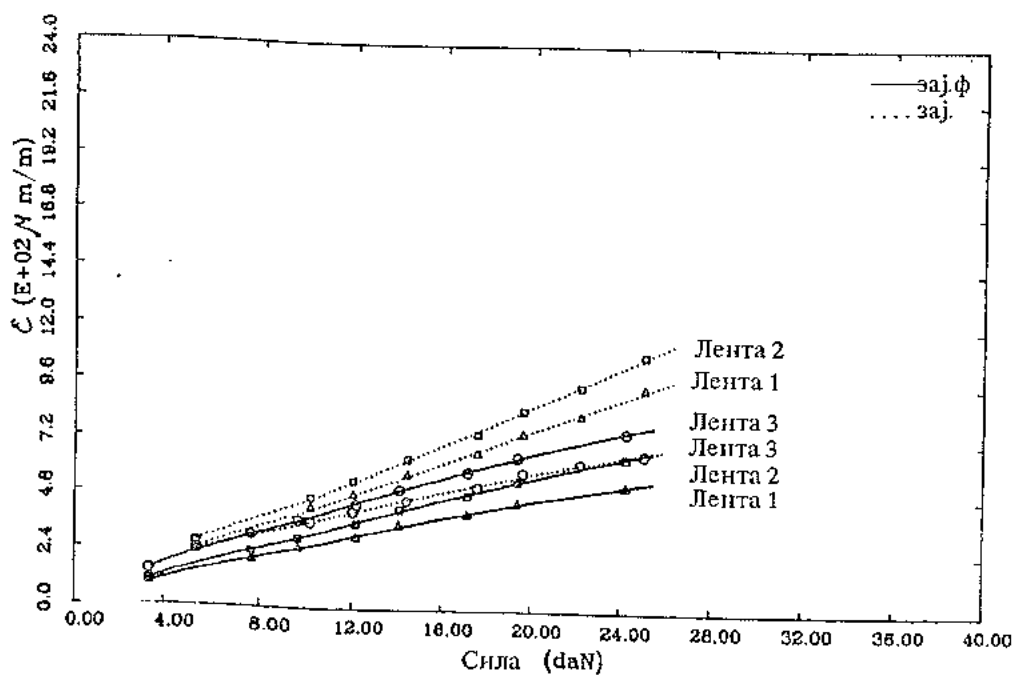
Табела 38

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
зајакн. м.	зај. фасет. м.	зајакн. м.	зај. фасет. м.
14,62	14,43	573	431
16,66	16,76	648	499
21,47	21,38	797	661

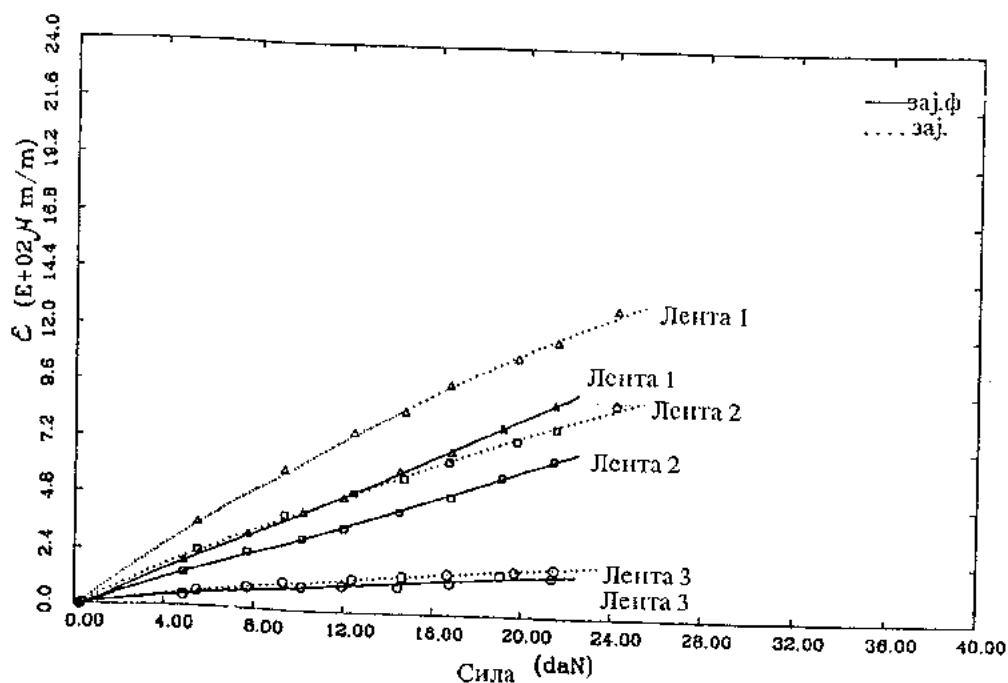
Споредбени резултати од добиените вредности на ϵ , при оптоварувањето на дисталниот член на зајакнат фасетиран и зајакнат мост со два меѓучлена

Табела 39

сила daN	сила daN	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	мм2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
зајакн.м.	зај. фасет. м.	зајакн. м.	зај. фасет. м.
12,0	12,14	542	356
14,38	14,05	637	420
19,57	19,33	851	546



Сл. 69 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на дисталниот член на зајакнат фасетиран и зајакнат мост со два меѓучлена



Сл. 70 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на мезијалниот член на зајакнат фасетиран и зајакнат мост со два меѓучлена

**ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИСПИТУВАЊЕ НА ЕЛАСТИЧНА ДЕФОРМАЦИЈА
НА МАКСИЛАРНИ МОСТ СО ТРИ МЕГУЧЛЕНОВИ ВО УСТАТА НА
ПАЦИЕНТ**

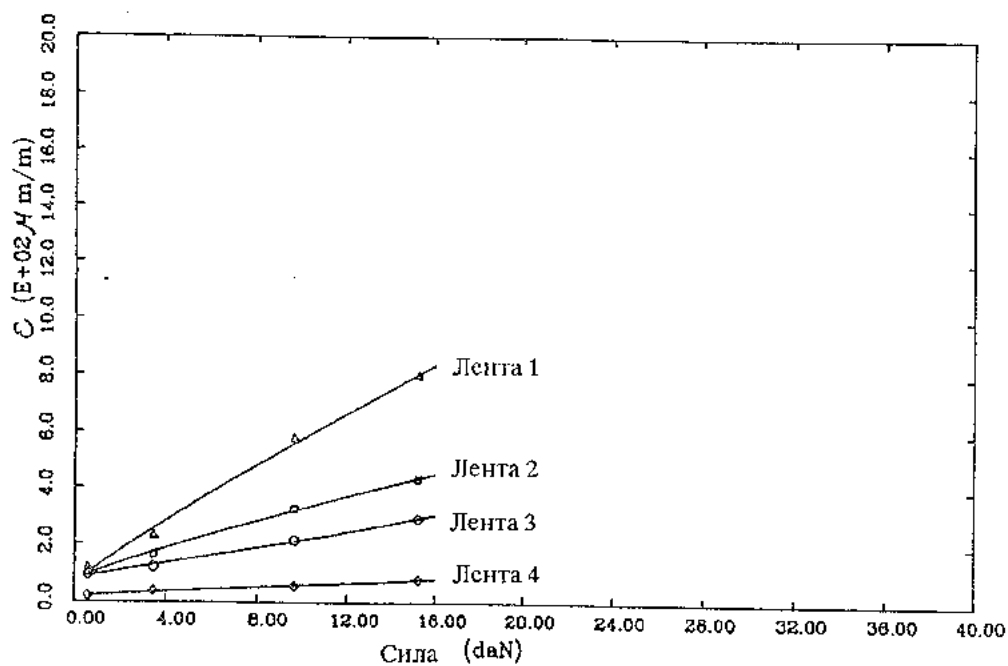
(носачи се канин и втор молар)

Табела 40. Оптоварување на преден спој

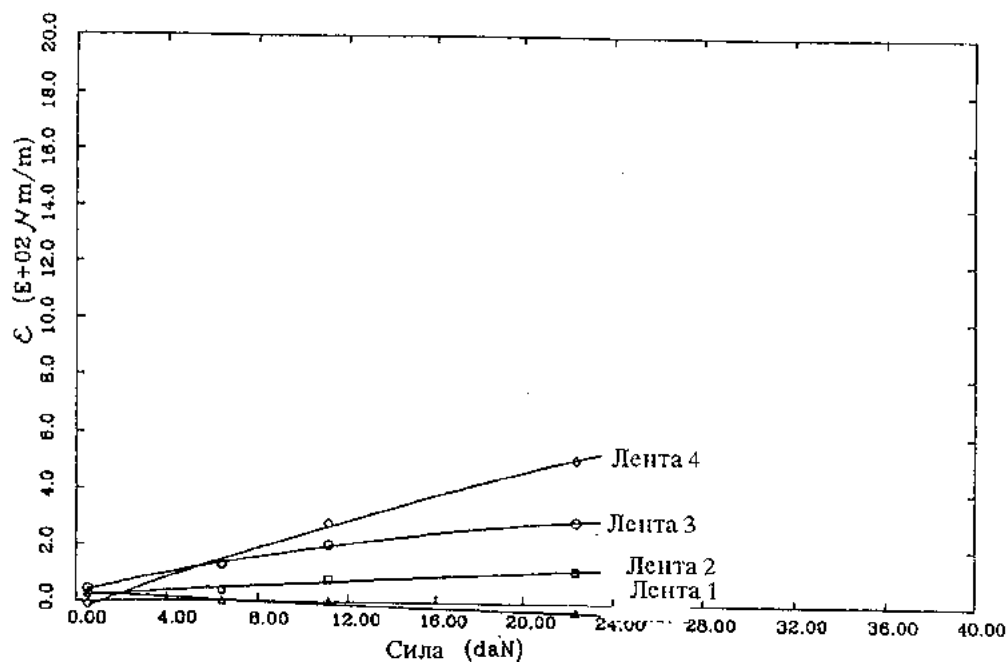
сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM4 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
0,57	+ 114	+ 100	+ 92	+ 18
3,47	+ 227	+ 161	+ 119	+ 34
9,62	+ 575	+ 326	+ 214	+ 55
15,24	+ 795	+ 431	+ 290	+ 76

Табела 41. Оптоварување на заден спој

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)	MM4 ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$)
0,52	- 2	+ 22	+ 41	- 13
6,43	- 5	+ 34	+ 126	+ 127
11,09	- 5	+ 77	+ 200	+ 279
22,33	- 33	+ 112	+ 289	+ 509



Сл. 71 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу мезијалната коронка и мезијалниот член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот



Сл. 72 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу дисталната коронка и дисталниот член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот

Табела 42 Оптоварување на тело меѓу мезијалниот и средниот член

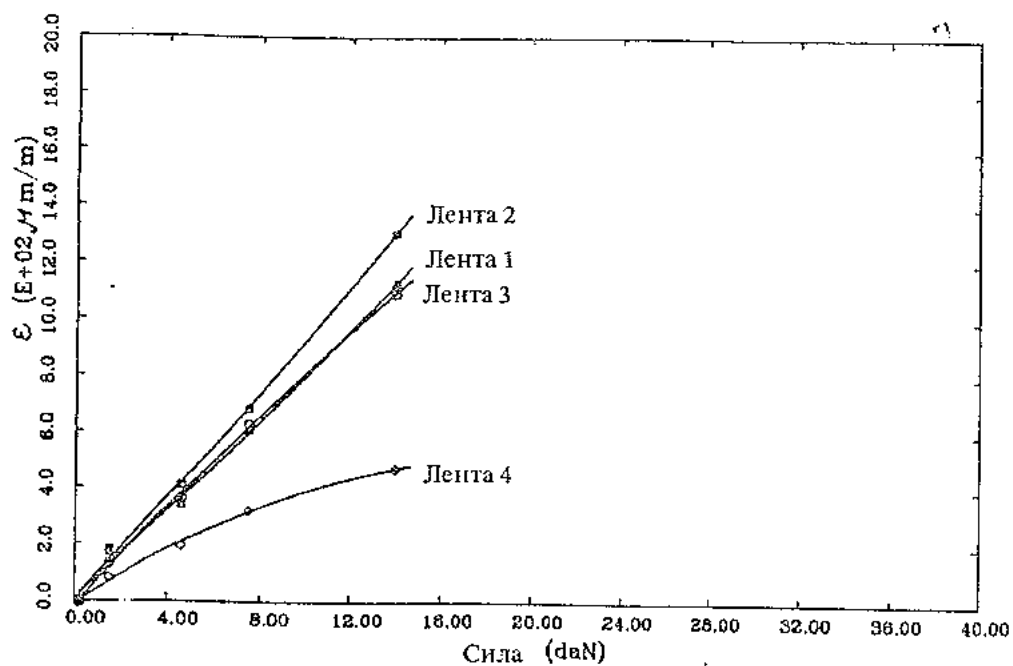
сила daN	MM1 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$	MM2 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$	MM3 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$	MM4 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$
0,19	+ 2	- 3	- 6	- 10
1,47	+ 164	+ 178	+ 127	+ 79
4,57	+ 336	+ 410	+ 362	+ 192
7,48	+ 603	+ 681	+ 626	+ 319
13,95	+ 1121	+ 1299	+ 1088	+ 468

Табела 43.

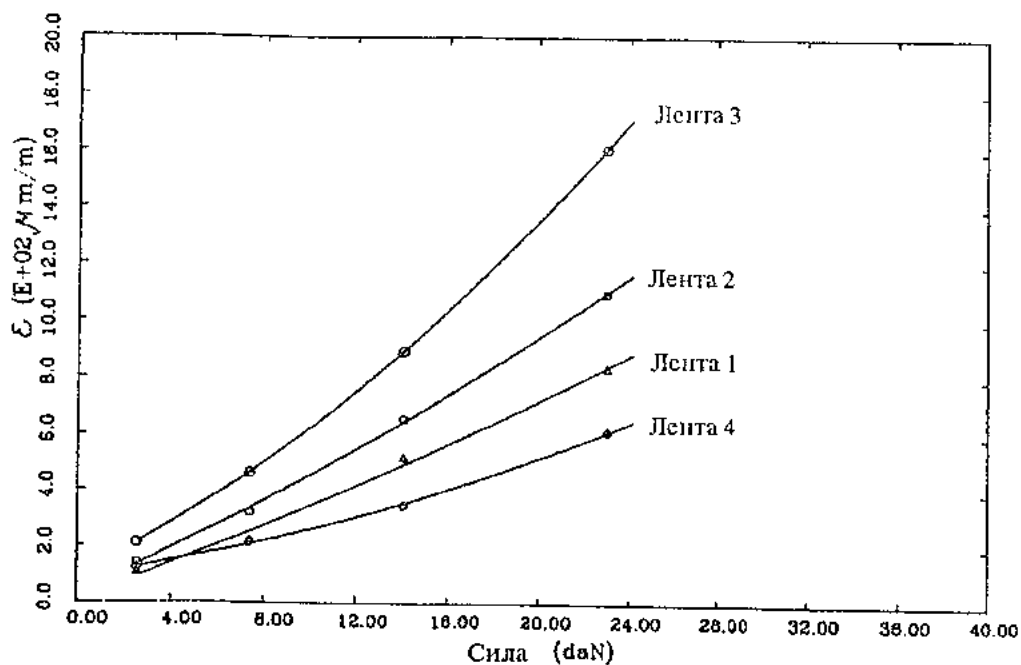
сила daN	MM1 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$	MM2 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$	MM3 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$	MM4 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$
2,52	+ 102	+ 137	+ 212	+ 118
7,33	+ 219	+ 321	+ 463	+ 217
14,05	+ 516	+ 656	+ 893	+ 348
23,00	+ 833	+ 1096	+ 1605	+ 613

При експерименталното испитување на еластичната деформација на мостот со три меѓучлена со концентрирана сила во усната шуплина, најголема деформација се доби на телото, - на споевите меѓу членовите. Послаб е пресекот меѓу спојот на мезијалниот и средниот член.

сила daN	MM2 $\epsilon (\mu\text{m} / \text{m})$
13,95	1299
14,05	893



Сл. 73 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу мезијалниот и среден член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот



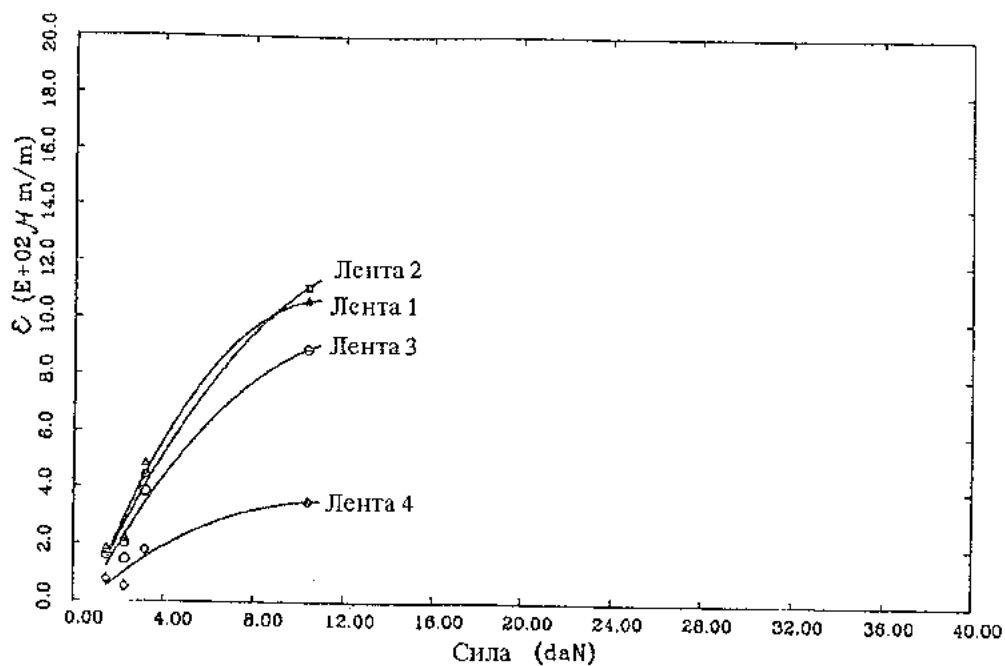
Сл. 74 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на спојот меѓу средниот и дисталниот член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот

Табела 44. Оптоварување на преден член

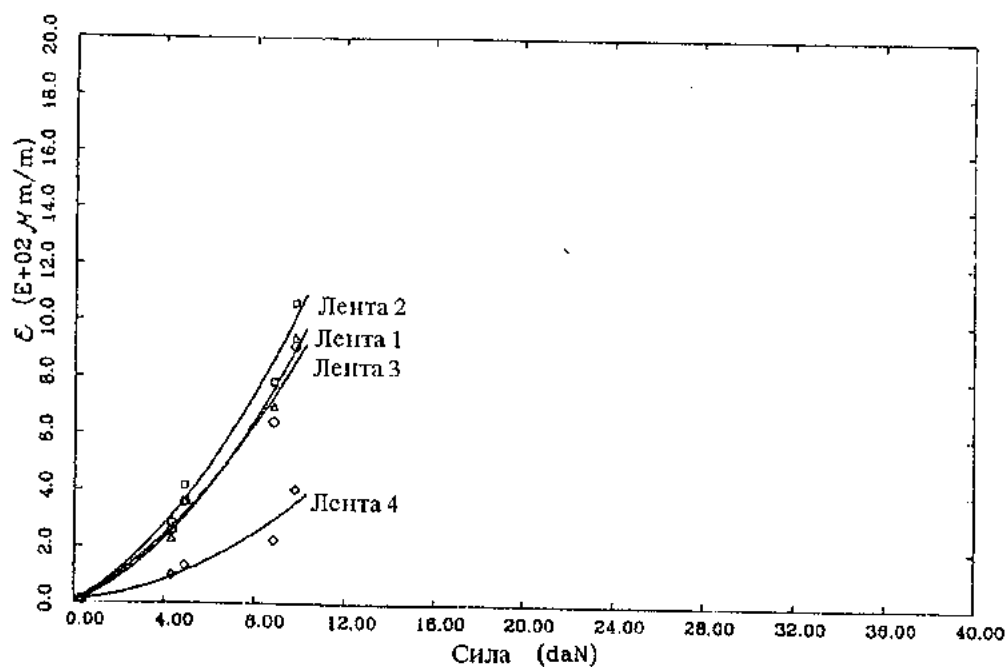
сила daN	MM1 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$	MM2 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$	MM3 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$	MM4 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$
1,48	+ 181	+ 175	+ 158	+ 73
2,28	+ 221	+ 195	+ 143	+ 49
3,19	+ 481	+ 441	+ 385	+ 174
10,38	+ 1056	+ 1106	+ 889	+ 348

Табела 45. Оптоварување на среден член

сила daN	MM1 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$	MM2 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$	MM3 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$	MM4 $\epsilon (\mu\text{m}/\text{m})$
0,33	+ 10	+ 16	+ 11	+ 7
4,33	+ 222	+ 285	+ 258	+ 95
4,90	+ 355	+ 415	+ 357	+ 130
8,80	+ 692	+ 781	+ 641	+ 223
9,76	+ 936	+ 1059	+ 907	+ 403



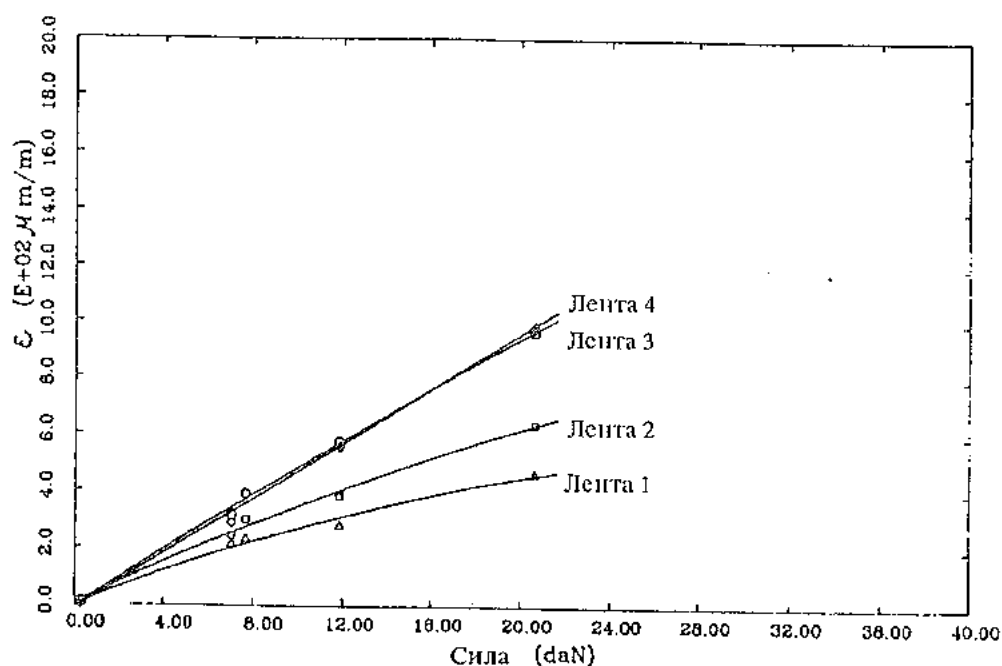
Сл. 75 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на мезијалниот член од мостот со три меѓучлена во устата на пациентот



Сл. 76 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на средниот член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот

Табела 46. Оптоварување на дистален член

сила daN	MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM4 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
0,28	+ 2	+ 11	+ 11	+ 2
7,05	+ 212	+ 243	+ 316	+ 287
7,66	+ 229	+ 229	+ 390	+ 390
11,86	+ 279	+ 382	+ 573	+ 557
20,62	+ 461	+ 635	+ 964	+ 986



Сл. 77 Дијаграм сила - деформација од добиените резултати при оптоварувањето на дисталниот член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот

Табела 47. Оптоварување на мост со три меѓучлена

MM1 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM2 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM3 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)	MM4 ϵ ($\mu\text{m}/\text{m}$)
+ 128	+ 202	+ 148	+ 88
+ 132	+ 202	+ 153	+ 129
+ 260	+ 459	+ 397	+ 327
+ 537	+ 1088	+ 1009	+ 715

При оптоварување на целиот мост е измерена деформацијата во исто време на сите 4 мерни места. Очигледно е дека се доби поголема деформација на телото - на споевите меѓу членовите.

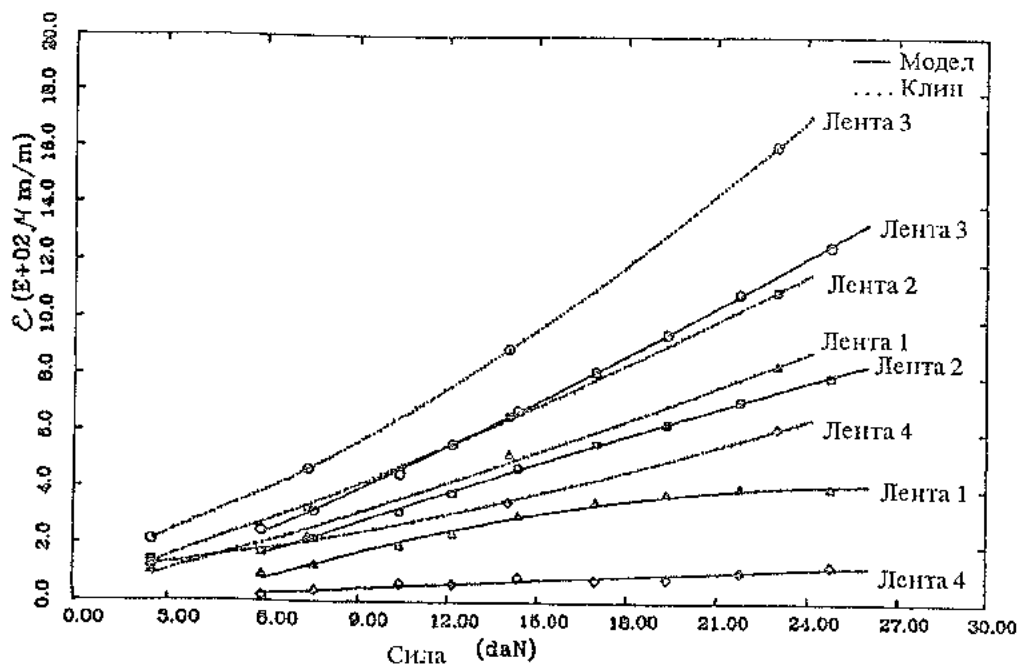
Испитуван е мост со три меѓучлена, каде што при моделирањето се водеше сметка за зајакнување меѓу споевите, односно на критичните пресеци. При експериментално испитување на еластичната деформација на мостот со три меѓучлена со концентрирана сила во усната шуплина најголема еластична деформација се доби на телото, на споевите меѓу членовите. При тоа, поголема е деформацијата таму каде што е директно оптоварувањето. Послаб пресек е спојот меѓу мезијалниот и средниот член, со деформација од $1299 \mu\text{m} / \text{m}$, при оптоварување со сила од $13,95 \text{ daN}$, за разлика од спојот меѓу средниот и дисталниот член, каде деформацијата е $893 \mu\text{m} / \text{m}$ при оптоварување со сила од $14,05 \text{ daN}$.

Иако мостот има поголема должина, вредноста на еластичната деформација на второто мерно место изнесуваше $1299 \mu\text{m} / \text{m}$, при оптоварување со сила од $13,95 \text{ daN}$, за разлика од мостот со два меѓучлена каде деформацијата близу до средината изнесуваше $1513 \mu\text{m} / \text{m}$, при оптоварување со концентрирана сила од $9,98 \text{ daN}$.

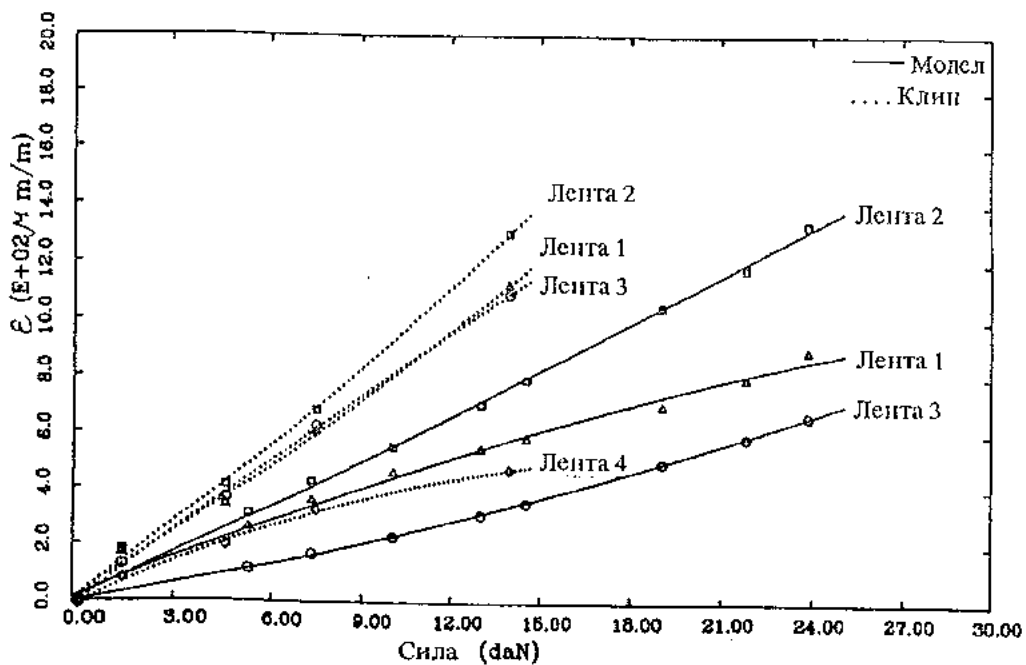
За да можеме полесно да ја контролираме силата испитувањето го продолживме на експериментален модел. И таму деформациите се најголеми на телото на критичните пресеци на споевите меѓу членовите.

Зајакнатиот мост беше заслабнат на споевите меѓу членовите и споевите меѓу коронките и телото. При оптоварувањето на зајакнатиот мост се доби пониска деформација во споредба со мостот кој беше заслабнат.

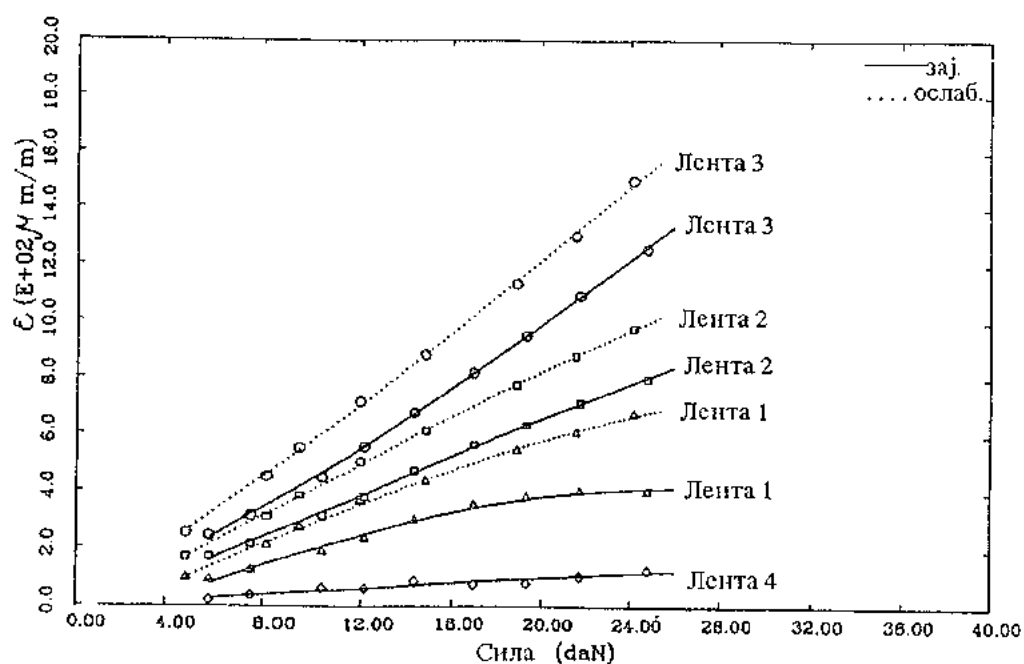
Критичниот пресек на спојот меѓу членовите (второто мерно место) се оптовари кај зајакнатиот мост со сила од $21,81 \text{ daN}$ и се доби деформација $1177 \mu\text{m} / \text{m}$, додека кај заслабнатиот мост деформацијата е $1408 \mu\text{m} / \text{m}$, на истото место. При оптоварувањето на спојот меѓу средниот и дисталниот член со сила од $21,76 \text{ daN}$, се доби деформација $1090 \mu\text{m} / \text{m}$ на третото мерно место, додека кај заслабнатиот мост при оптоварувањето на истото место со сила од $21,57 \text{ daN}$, се доби деформација $1299 \mu\text{m} / \text{m}$.



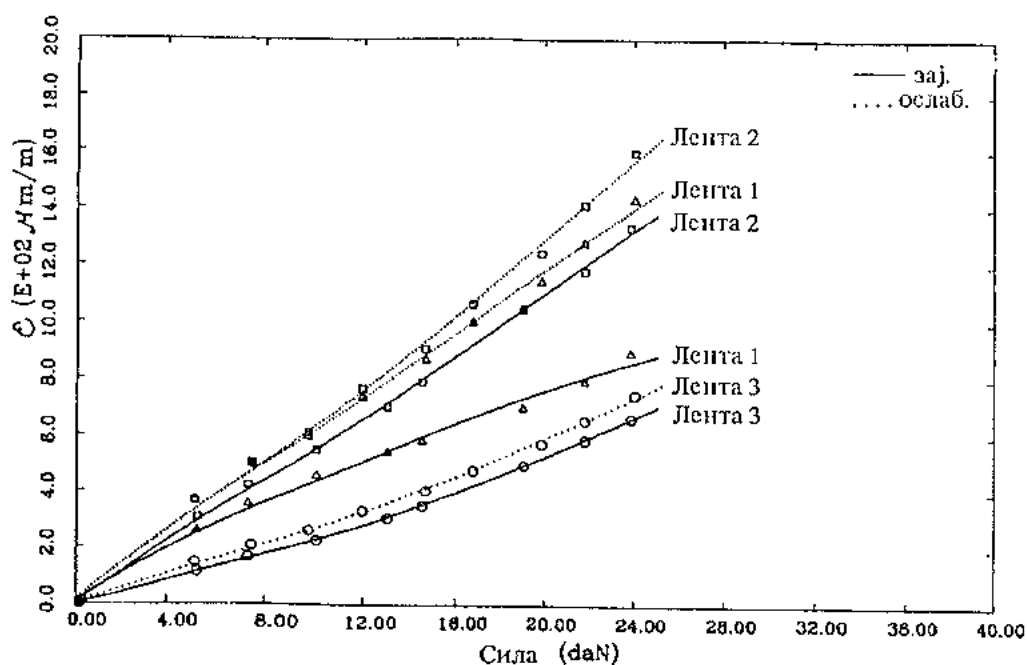
Сл. 78 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на средниот и дисталниот член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот и на експериментален модел



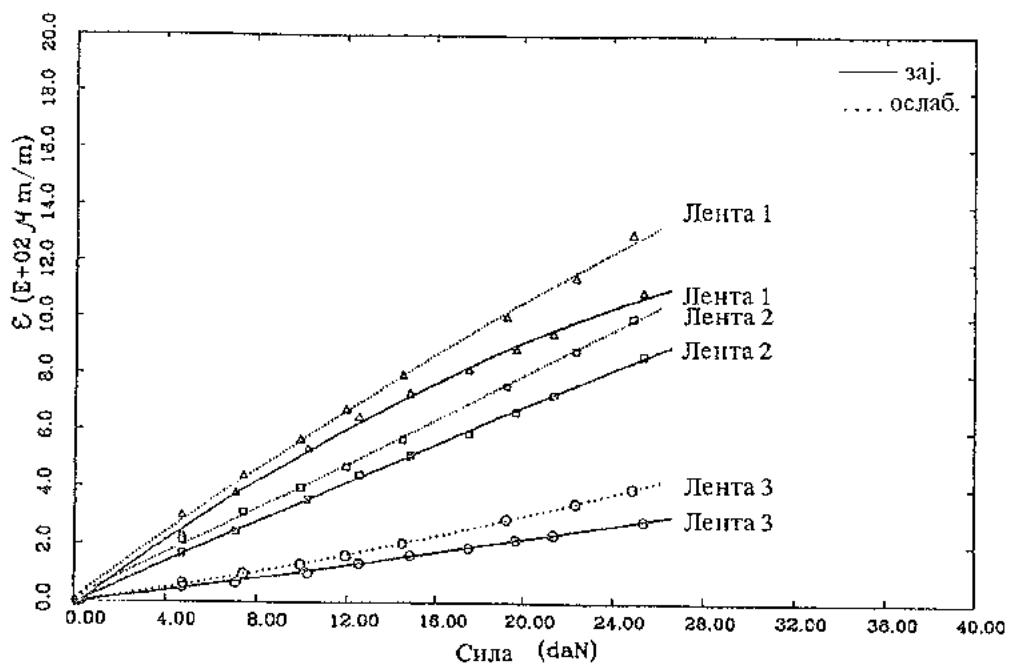
Сл. 79 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на мезијалниот и средниот член на мостот со три меѓучлена во устата на пациентот и на експериментален модел



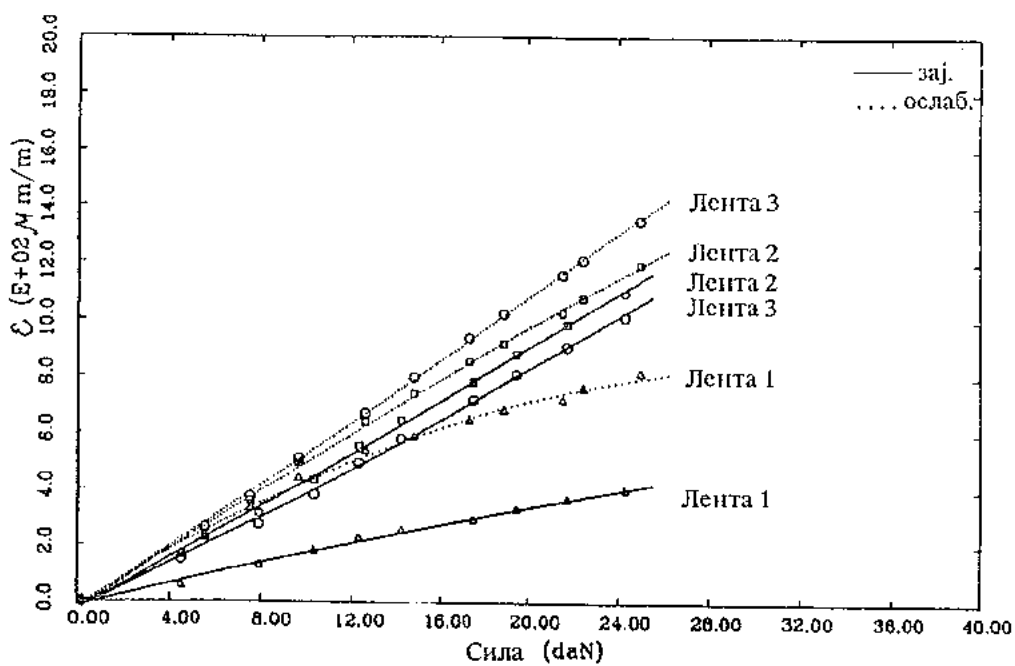
Сл. 80 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на спојот меѓу средниот и дисталниот член на зајакнат и незајакнат мост со три меѓучлена



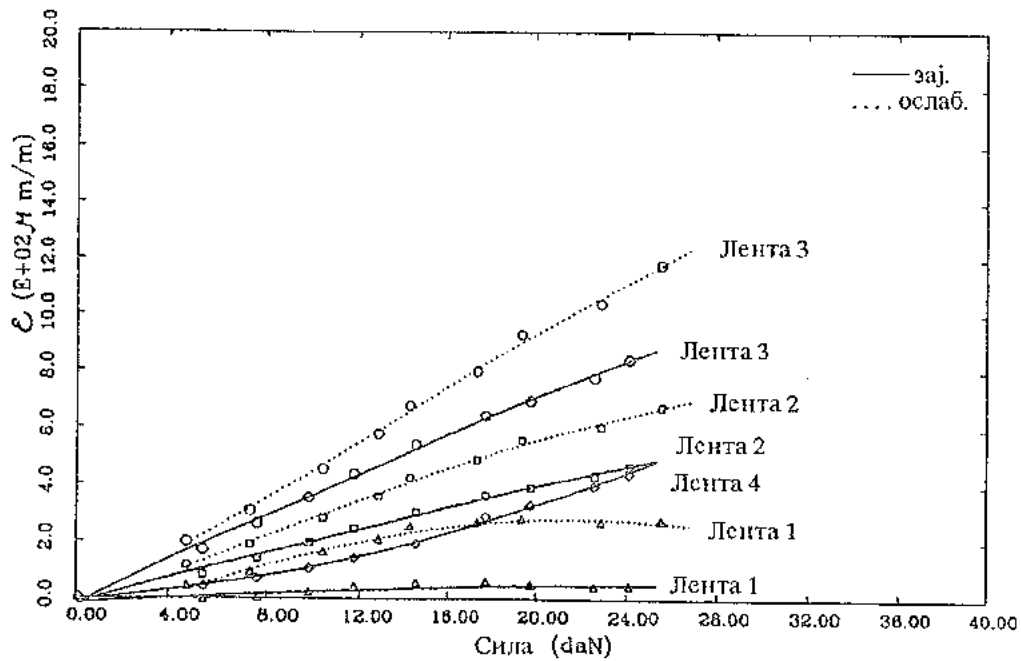
Сл. 81 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на спојот меѓу мезијалниот и средниот член на зајакнат и незајакнат мост со три меѓучлена



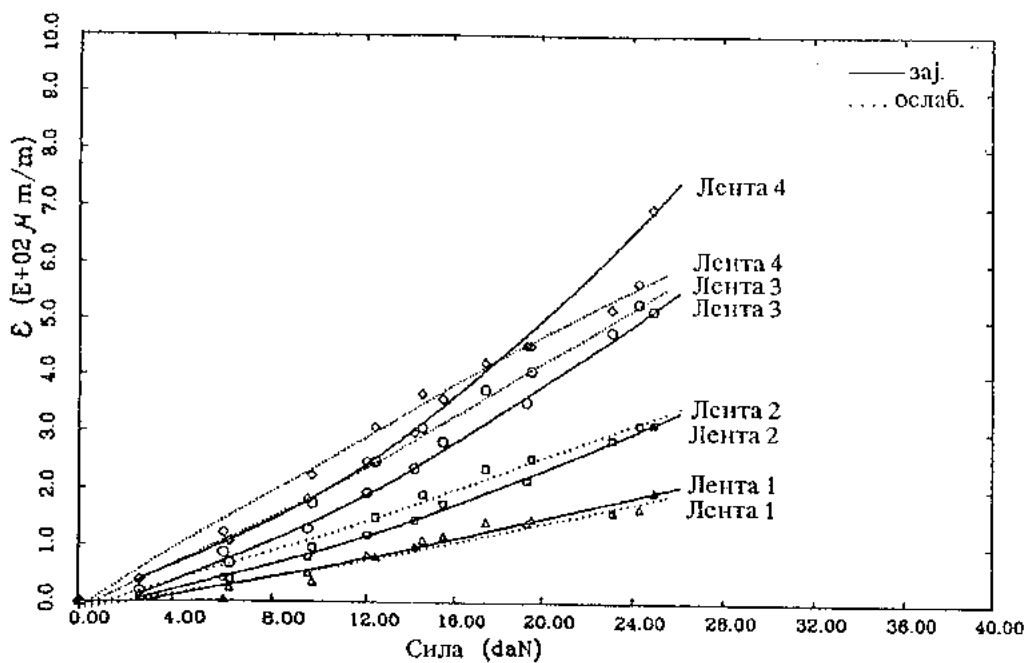
Сл. 82 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на мезијалниот член на зајакнат и незајакнат мост со три меѓучлена



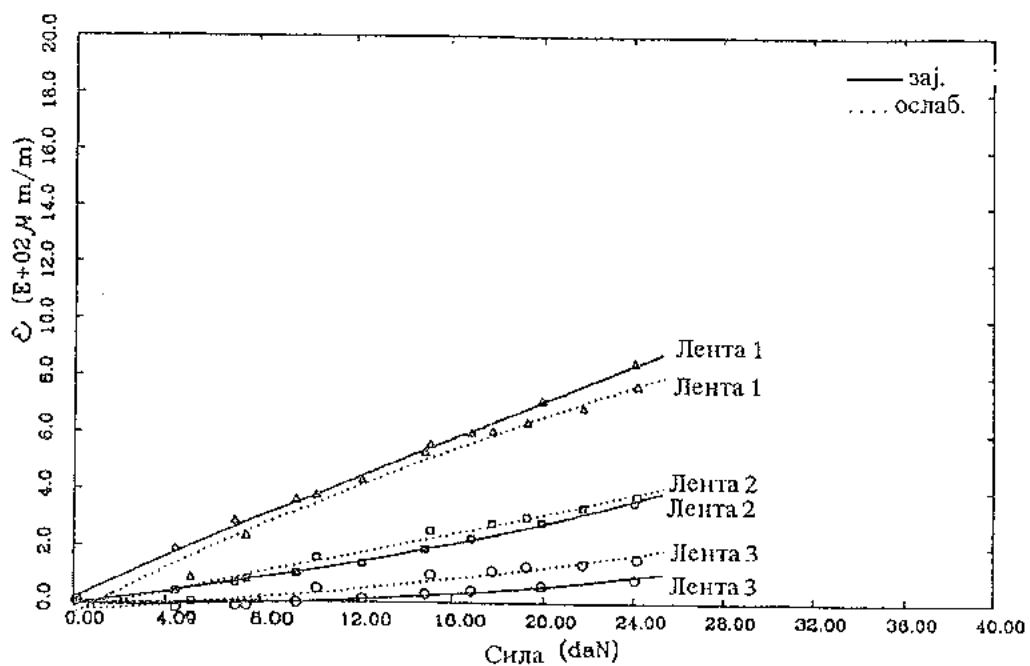
Сл. 83 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на средниот член на незајакнат и зајакнат мост со три меѓучлена



Сл. 84 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на дисталниот член на незајакнат и зајакнат мост со три меѓучлена



Сл. 85 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на спојот меѓу дисталната коронка и дисталниот член на незајакнат и зајакнат мост со три меѓучлена



Сл. 86 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени при оптоварувањето на спојот меѓу мезијалната коронка и мезијалниот член на незајакнат и зајакнат мост со три меѓучлена

АНАЛИТИЧКО ПРЕСМЕТУВАЊЕ

Бидејќи експериментално ја проследивме еластичната деформација на телата на мостовите, сега ќе го разгледаме аналитичкото пресметување. Експерименталниот начин на испитување на еластичната деформација даде точни резултати. Но, сепак експерименталната контрола е спора, скапа и тешка за повторување. Математичкиот метод е брз и лесен за повторување. Поради тоа потребен ни беше математички модел, кој е усвоен врз база на споредба со резултатите од експериментирањето.

Како прво требаше да се извршат мерења на напречните пресеци на забниот мост и тоа висината, ширината, дебелината, аголот во сите карактеристични точки и должината, кои беа неопходни за изнаоѓање на потребните геометриски карактеристики, како што се: површината на напречните пресеци ($A - \text{mm}^2$), статичкиот момент ($S_x - \text{mm}^3$), отпорниот момент ($W_x - \text{mm}^3$), моментот на инерција ($I_x - \text{mm}^4$) и тежиштето на напречниот пресек ($Y_t - \text{mm}$), кои се неопходни параметри што се користат во понатамошната пресметка. Овие параметри се "решени" програмски со помошен програм "TEZ. EXE".

Начинот на работа на мостот беше анализиран и како систем на проста греда, но резултатите од аналитичката пресметка беа различни со добиените резултати од експериментирањето. Забниот мост третиран како систем на вкештена греда ги даде резултатите кои беа доста блиски со оние од експериментирањето.

Статичкиот систем усвоен како вкештена греда е анализиран со помош на програмот "STRESS". Опфатени се повеќе напречни пресеци кои го карактеризираат самиот елемент греда, по целата должина. Мостот е оптоваруван со истите сили по големина, како и при самите мерења со мерните ленти и со повеќе комбинации добиени се статички големини во сите барани пресеци.

Бидејќи модулот на еластичност е важна и секогаш присутна константа во проблемите на напоните и деформациите, во механиката на деформабилните тела, и е неизбежен за воспоставување односи помеѓу напонот и специфичните деформации во математичките и експерименталните анализи, беше експериментално одреден и неговата вредност е $1696,40 \text{ daN} / \text{mm}^2$.

Треба да се истакне дека споредувањето на добиените вредности од аналитичкиот и директниот начин преку извршените мерења во устата на пациентот и на експерименталниот модел се однесува на добиените напони ($\sigma - \text{daN} / \text{mm}^2$) во сите карактеристични точки на дискретизираниот модел.

Впечаток е дека резултатите во сите случаи се доста блиски и тоа во најголем процент кога се споредуваат резултатите на местото на делувањето на силата. Одредени незначителни отстапувања меѓу добиените резултати од аналитичкиот и директниот начин преку извршените мерења можат да се јават, бидејќи апсолутна прецизност е тешко да се постигне во определувањето на точните геометриски карактеристики на напречните пресеци од мостот.

Табела 48. Споредувања од добиените вредности од аналитичкиот и директниот начин преку извршените мерења во устата на пациентот на мостот со два меѓучлена. Вредностите се добиени на второто мерно место, при опговарувањето на спојот меѓу двата члена

Р.бр.	P (daN)	M (daNmm)	W (mm ³)	$\sigma_{\text{аналит.}}$ (daN / mm ²)	$\sigma_{\text{мерно}}$ (daN / mm ²)	% на грешка	$\epsilon_{\text{аналит.}}$ $\mu\text{m} / \text{m}$	$\epsilon_{\text{мерно}}$ $\mu\text{m} / \text{m}$
1	0,524	1,175	7,76315	0,1513	0,01866	-	89,18	11
2	2,476	5,485	"-	0,7065	0,7481	- 5,88	416,47	441
3	5,00	11,08	"-	1,4272	1,2960	+ 10,123	841,3	764
4	7,19	15,935	"-	2,0526	1,86264	+ 10,198	1209,9	1098
5	9,952	22,05	"-	2,8403	2,4496	+ 15,946	1674,3	1444
6	10,19	22,58	"-	2,9086	2,61075	+ 11,408	1714,5	1539
7	12,571	27,855	"-	3,588	3,1417	+ 14,205	2115,07	1852

P (daN) - сила

M (daNmm) - момент на свиткување

W (mm³) - отпорен момент

σ (daN / mm²) - напон

ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$) - Деформација

E (daN / mm²) - модул на еластичност

E - констан. - 1696 / 40 daN / mm²

$$\sigma_{\text{аналит.}} = M / W$$

$$\sigma_{\text{мерно}} = \epsilon_{\text{мер.}} E$$

$$\epsilon_{\text{аналит.}} = \sigma / E$$

Табела 49. Споредувања од добиените вредности од аналитичкиот и директниот начин преку извршените мерења на експерименталниот модел на мостот со два меѓучлена. Вредностите се добиени на второто мерно место, при оптоварувањето на спојот меѓу двата члена

Р.бр.	P (daN)	M (daNmm)	W (mm ³)	$\sigma_{\text{аналит.}}$ (daN/mm ²)	$\sigma_{\text{мерно}}$ (daN/mm ²)	% на грешка	$\epsilon_{\text{аналит.}}$ $\mu\text{m/m}$	$\epsilon_{\text{мерно}}$ $\mu\text{m/m}$
1	2,03	4,52	7,76315	0,5822	0,7548	-	343,19	445
2	5,09	11,33	"-	1,4594	1,5148	-29,64	860,29	893
3	6,73	14,99	"-	1,931	2,3240	- 3,79	1138,29	1370
4	9,98	22,22	"-	2,862	2,5664	+11,51	1687,10	1513
5	19,20	42,75	"-	5,50678	5,0856	+ 8,28	3246,15	2998
6	23,00	51,21	"-	6,59655	6,02897	+ 9,41	3888,56	3554
7	24,30	54,11	"-	6,970108	7,1009	- 1,87	4108,76	4186

P (daN) - сила

M (daNmm) - момент на свиткување

W (mm³) - отпорен момент

σ (daN / mm²) - напон

ϵ ($\mu\text{m} / \text{m}$) - деформација

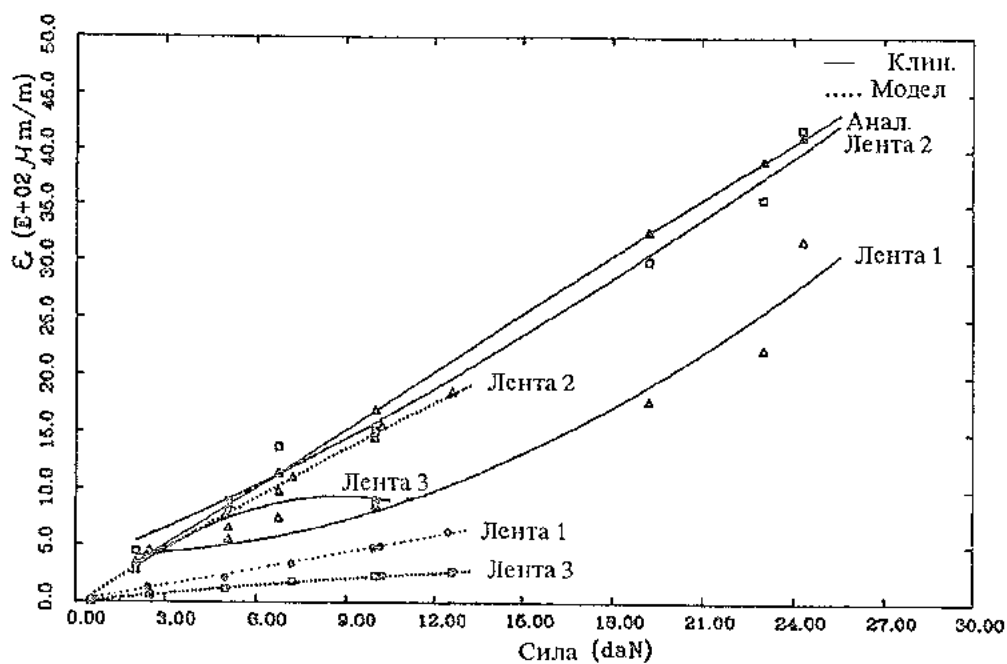
E (daN / mm²) - модул на еластичност

E - констант. - 1696 / 40 daN / mm²

$$\sigma_{\text{аналит.}} = M / W$$

$$\sigma_{\text{мерн}} = \epsilon_{\text{мер.}} E$$

$$\epsilon_{\text{аналит.}} = \sigma / E$$



Сл. 87 Дијаграм сила - деформација од споредбените резултати добиени со аналитички и директен начин преку извршените мерења на мостот со два меѓучлена во устата на пациентот и на експерименталниот модел. Оптоварувањето е на спојот меѓу двата члена.

7. ДИСКУСИЈА

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

Резултатите од истражувањето на клинички материјал покажаа дека мостовите со прекинат континуитет ги има повеќе во горната вилица 57,81 %, поради се поголемо сепарирање на меѓучленовите, што се спроведува за да се добие поголем естетски ефект. Поголемо сепарирање ја намалува висината на мостот, а таа ја намалува цврстината и отпорноста. На тоа може да влијае и употребата на несоодветна легура.

Резултатите од нашето испитување се во согласност со наодите на Körber и Ludwig (50), според кои поврзните места на меѓучленовите, најмногу кај горните мостови се изработуваат премногу нежно и при употреба се кршат.

Според локализацијата, највисок процент на застапеност на фрактурите има кај спојните места на меѓучленовите и тоа 85,94 %, во споредба со фрактурите на спојот меѓу телото и коронките, 14,06 %. Нашите наоди укажуваат на тоа дека напречниот пресек на интерденталното спојување, односно сепарацијата меѓу членовите е најслабиот дел на конструкцијата, што е во согласност со констатациите на Vukovojac (94) и Schwickerath (74).

Резултатите од нашите истражувања покажуваат дека фиксните протетички изработки, односно мостовите, со нивната деформација или прекинат континуитет придонесуваат за масовно разорување на пародонталните ткива.

Поради хроничните динамични иритации на забот носач, кој што носи два или три меѓучлена, поради прекин на континуитетот, во отсуство на инфламација, доаѓа до проширување на периодонталниот простор, што резултира во патолошка подвижност на забот носач.

Кај 76 заби носачи (59,38 %), доминира проширен периодонтален простор во висината на глеѓно - цементната граница или врвот на интерденталниот простор, кој е незабелен или непостои. Проширувањето на периодонталниот простор може да оди и

до апекс на забот. Постои задебеленост на ламина дура. Има промени во распоредот и бројот на коскените гредички.

Во мостовната изработка се јавува напрегање поради еластичното својство на легурата при оптоварувањето со антагонистите. Бидејќи се оддалечени забите носачи на фиксниот мост дивергентните физиолошки движења индицираат додатни напрегања на мостот во тскот на функционалните оптоварувања. Константните и долготрајните напрегања на мостот предизвикуваат преоптоварување на носачите што се совпаѓа со констатациите на Radlović (67). Преоптоварувањето ќе биде уште поголемо кога телото на мостот ќе се деформира или прекинс.

Со анализирање на степенот на расклатеност на 128 заби носачи, најдена е умерено изразена расклатеност кај 39 (30,47 %) заби носачи. Забите на притисок со сонда семобилни во вестибуло - орален правец и мезио - дистален правец со амплитуда до 2 mm. Силно изразена разнишаност се забележува кај 28 заби носачи (21,87 %). Забите се мобилни во 3 правци, и тоа: вестибуло - орално, мезио - дистално и во аксијален правец.

Бидејќи, при прекин на континуитетот на телото на мостот, функционалното оклузално оптоварување не е распоредено рамномерно на забите носачи и структурите кои ги опкружуваат во границата на физиолошката толеранција, настанува хронична трауматска иритација. Резултат на таквата појава е денгална покретливост од различен степен.

Недостаток на оваа проценка е што не е опфатена состојбата на потпорните ткива пред да настане деформацијата и прекилот на континуитетот на мостовната конструкција. Тогаш со поголема сигурност ќе се заклучи за влијанието на деформациите и прекилот на континуитетот на мостот на промените на пародонциумот на забите носачи.

Поради тоа што постои прекин на телото, се јавуваат екстрааксијални сили кои се стремат да го наведнат забот носач во правец на дејствувањето на силата, и тоа забот се наведува околу точката на ротација, коронарниот дел се наведува према телото, а апикалниот дел на коренот се наведува во спротивен правец.

Вертикалните сили кои дејствуваат на забот носач имаат негативно влијание само ако се преголеми, додека хоризонталните сили и ротациониот момент во сите случаи имаат значително негативно влијание (13).

Кај 12 заби носачи (9,37 %) на мостовните конструкции кои се со прекинат континуитет евидентно е изразена ресорпцијата на виличната коска. Кај овие заби носачи коскените гредички зазедоа таква положба која им овозможува полесно да се спротистават на притисокот. Коскено сржните простори се смалени. Овие резултати се во согласност со наодите на Ѓајиќ (29), според кој под дејство на мастикаторните сили настанува функционална адаптација на пародонциумот на зголемениот притисок. Коскените трабекули заземаат таква положба, со која најлесно се спротиставуваат и ги компензираат неповолните сили. Коскено - сржните простори се смалуваат и

коската станува погуста.

Свиткувањето на телото на мостот со намалени димензии, предизвикува нефизиолошко движење на забите носачи со болка и пародонтална траума. Настанува инклинација на забите, која положба останува постојана ако телото на мостот пластично се деформира или се скрши (50).

Како последица на долготрајно дејствување на силите од антагонистите, регистриравме два случаи со мостовна конструкција, чии тела се скршени, а забите изместени од нивната првобитна положба. Тоа го истакнува и Попов (66) во неговите испитувања. Трајната деформација предизвикува тензиони и торзиони силиви ефекти врз забите носачи и при недоволна издржливост на пародонтот започнуваат да се наклонуваат еден кон друг. Потенцијалниот агол на наклонување на забите носачи е право пропорционален на должината на мостовото тело и обратно пропорционален со висината.

Се смета дека човекот во текот на 24 часа ги доведува забите во контакт околу 1800 пати. Што значи дека 1800 пати во текот на еден ден на забот дејствуваат оклузални сили (29). А кога мостот е со прекинат континуитет трауматските сили неминовно вршат оштетување на забите носачи.

Анализата со сканинг електронски микроскоп на фрактурираните површини на мостовите фрактурирани во текот на функцијата во усната шуплина, покажува разни слики со присуство на микропорозност, микрошуплини, туѓи тела, дендритна структура со меѓудендритни шуплини. Присуството на микрошуплините и микропорозноста во објектот не можат да се отстранат, но можат да бидат причина за недоволната механичка отпорност, за корозивните промени и да доведат до промени на бојата на конструкцијата во устата. Металургиските грешки можат да бидат места со зголемена концентрација на напоните. Šuman (81), истакнува дека микропорите во одлевоците се многу штетни, бидејќи дејствуваат како остроаглести внатрешни зарези и доведуваат до кршење на истите.

Присутните туѓи тела (неметални примеси), се штетни, бидејќи ја намалуваат меѓукристалната врска, отпорноста кон корозијата, ги намалуваат механичките и хемиските својства, што вероватно, и во нашите испитувања се причина за фрактурата. Ова е во согласност со Weikart, според Попов (66), кој покажува дека во колку е подебел слојот на нечистотија, толку полесно се разрушуваат кристалите. Присуството на туѓите, несакани и нерастопени примеси во стврднатата изработка, остануваат како згура со меурчиња околу нив (59).

Исто така, забележани се дендрити со меѓудендритни шуплини кои ја прават конструкцијата покрта. Ова е во согласност со наодите на Vujošević (93), Grković (40), според кои крупнозрнестата кристална структура ја прави легурата крта и неотпорна во целост, или во одредени правци.

Опсервацијата со сканинг електронскиот микроскоп на фрактурираните површини на мостовите кои се скршиле во текот на функцијата во усната шуплина,

покажаа крто кршење., без разлика на видот на легурата од која се изработени. Под дејство на силата загадениот метал (присуство на нечистотии) се крши интеркристално (крто кршење). Кртото кршење се добива и при замор на материјалот, односно разорувањата од заморувањето настануваат без предходна пластична деформација.

Проценката на фрактурираните површини на намерно скршените мостови долго време употребувани, покажаа појава на дуктилно кршење без исклучок. Здравниот метал под дејство на силата се крши транскристално, со истегнување (жилаво или дуктилно кршење). На фрактурираната површина нема присуство на микрощуплини, туѓи тела. Пред да настане дуктилно кршење има појава на пластична деформација.

Кај намерно фрактурираните мостови, кои не претрпеле деформација или прекин на континуитетот во текот на функцијата во усната шуплина, намерното прекинување е на спојот на меѓучленовите, додека започнатите пукнатини можат да се забележат на спојот меѓу коронката и телото.

Клиничките резултати кои се однесуваат на големиот процент на застапеност на фрактурите (85,94 %) на поврзните места на меѓучленовите, се потврдија со резултатите од експерименталното мерење на еластичната деформација. При експерименталното мерење се покажа дека на местото каде што постои сепарирање на спојот на меѓучленовите на мостовната конструкција се јави голема деформација од 1513 $\mu\text{m}/\text{m}$, при оптоварувањето со концентрирана сила од 9,98 daN, при испитувањето во усната шуплина, или на моделот деформација од 1444 $\mu\text{m} / \text{m}$, со сила од 9,95 daN. При оптоварувањето на другите мерни места со приближна иста сила деформацијата е пониска. Значи најбитна е анализата на спојот на меѓучленовите, така што, понатамошното детално испитување го насочивме во тој дел. Ова го покажува и испитувањето на Tillitson и сор. (84), според кои центарот на мостот функционира идеално, што не е случај со лемените места.

Со промена на местата на нанесената сила се менува големината на деформацијата. При оптоварувањето на меѓучленовите, мерната лента што е залепена на спојот на меѓучленовите, покажа високи вредности на деформација. Таа е поголема на мезијалниот член и е 971 $\mu\text{m} / \text{m}$, при сила од 9,80 daN, додека на дисталниот член е 793 $\mu\text{m}/\text{m}$ со сила од 9,47 daN, измерена во устата на пациент. На експерименталниот модел деформацијата изнесува 1042 $\mu\text{m} / \text{m}$ на мезијалниот член, а при сила од 10,67 daN, додека на дисталниот член деформацијата е 1044 $\mu\text{m} / \text{m}$ добиена со сила од 9,57 daN.

При оптоварувањето на мостот во средната третина од должината (на спојот на меѓучленовите) се добива најголем момент на свиткување. Тука е големо и локалното дејство врз контактната површина меѓу антагонистите и телото на мостот, кое што предизвикува локални напони и кои што заедно со моментот на свиткувањето се, апсолутно, најголеми во целиот мост.

Во сите случаи кога силата дејствува на спојот на меѓучленовите, мерните

ленти во непосредна близина се со голема точност.

При експерименталното испитување на мостот со три меѓучлена најголема еластична деформација се доби на телото на критичните пресеци. При тоа поголема деформација, односно послаб пресек, е спојот меѓу мезијалниот и средниот член (второто мерно место), со деформација од $1299 \mu\text{m} / \text{m}$, при оптоварување со сила од $13,95 \text{ daN}$, за разлика од спојот меѓу средниот и дисталниот член каде деформацијата е $893 \mu\text{m} / \text{m}$, при оптоварување со сила од $14,05 \text{ daN}$.

При испитувањата на повеќе автори (5, 6, 7, 8, 36, 74), е утврдено дека за цврстината на телото на мостот најголемо влијание има висината. Бајевска (6), при експерименталното испитување на геометриски дефинирани форми на тела на мостови доби висока вредност на еластична деформација при мала висина на напречен пресек на тела од мостови.

Поради тоа што мостот ја имитира анатомската форма на природните заби, се врши сепарирање на металната конструкција меѓу членовите и спојот на телото со коронките. На тој начин висината станува променлива и се добива дисконтинуитет. Дисконтинуитетот на мостовната конструкција дава различни вредности на висината. Најмалите вредности на висината, што се добиваат со сепарирањето, за да се остави простор за интерденталните папили, или да ја имитираат природната форма, се вистинската висина и се критични места, односно, критични висини, од кои зависи целокупната цврстина на мостовната конструкција. Особено мали вредности на висината се добиваат кога просторот меѓу алвеоларниот гребен, каде што се изработува мостот и антагонистите, не е голем. Тоа се и случаи каде што е и контраиндикација за изработка на мостовните конструкции.

При оптоварувањето, оклузалната страна на телото од мостот е притисната, додека на гингивалниот дел се јавува напон на истегнување. А токму таму се прави гингивалната сепарација, која ја ослабува конструкцијата. На сите ни е познато дека кога сакаме нешто да скршиме ние го засекуваме.

Во колку дисконтинуитетите на спојот меѓу членовите и спојот меѓу телото и коронките се со остар агол (а тоа техничарите многу често го прават), тие уште повеќе го ослабуваат мостот, заради појавата на концентрација на напонот, и под дејство на цвакопритисокот токму на тие места се овозможува да се појави пукнатина која прераснува во фрактура.

Во 90 % максималните напони се јавуваат на површината и пукнатините почнуваат од површината.

Се практикува да се прават зајакнувања, кои не се изведуваат секогаш правилно и кога настанува фрактура таа го заобиколува зајакнатото место. Постои една нелогичност, а тоа е дека ребрата на телото кои служат за механичка ретенција на акрилатната маса и кои, исто така, придонесуваат за зголемувањето на отпорноста, се поставуваат на местата со најголема висина на телото на напречен пресек.

Најдобро е, кога висината е максимална, бидејќи со тоа се зголемува цврстината на мостот, а со тоа се зголемува спојот на телото со врските и спојот меѓу членовите. Така, според искажувањето на Мирчев (60), големината на поврзувањето треба да изнесува најмалку 3 mm. Врз база на експерименталното испитување Finger и Reimers (36), го препорачуваат мостот со најголем пресек во средината, бидејќи бил покруг од сите други испитувани форми.

Со нашите испитувања сакавме да најдеме начин со кој би ја избегнале пластичната деформација, односно прекилот на континуитетот на телата на мостовите. Бидејќи зајакнувањето на мостовите не секогаш се изведува правилно, ние со досегашните познати научни сознанија од механиката, точно го прецизиравме начинот на зајакнувањето. Зајакнувањето го изведовме во внатрешноста на телото, на спојот меѓу членовите и спојот меѓу телото и коронките. Допадениот дел се издигнува према напред, оставајќи простор за фасетката и благо се шири према основата. Нема потконани места. Сепарацијата гингивално меѓу членовите треба да биде без остри засекувања, не е во форма на латинската буква V, туку во форма на латинската буква U, и е зајакната. Таква форма на лемените места употребиле El - Abrashi и сор. (70), со која концентрацијата на напоните се намалила за 50 %.

Зајакнатите мостови покажаа пониски вредности на еластичната деформација на критичните пресеци. Така, при оптоварувањето на мостот со два меѓучлена, кога го зајакнавме, се доби пониска деформација на второто мерно место и тоа 497 $\mu\text{m} / \text{m}$, со сила од 12,05 daN, додека кај незајакнатиот мост деформацијата е 1852 $\mu\text{m} / \text{m}$, со сила од 12,57 daN. Деформацијата е намалена за 73,16 % кај зајакнатото место на спојот меѓу членовите.

При експерименталното испитување на еластичната деформација на зајакнатиот мост во усната шуплина со три меѓучлена се доби пониска деформација на критичните пресеци, на спојот меѓу членовите, во однос на оној со два меѓучлена кој немаше никакво зајакнување. Иако мостот има поголема должина вредноста на еластичната деформација на второто мерно место изнесуваше 1299 $\mu\text{m} / \text{m}$, при оптоварување со сила од 13,95 daN, за разлика од мостот со два меѓучлена каде деформацијата на спојот меѓу членовите изнесуваше 1513 $\mu\text{m} / \text{m}$ при оптоварувањето и со помала сила од 9,98 daN.

Во нашите испитувања дојдовме до сознание, кое досега во литературата не сме го сретнале, а тоа е дека фасетирањето има влијание за намалување на вредноста на деформацијата. Така, кога мостот со два меѓучлена го фасетиравме и ја измеривме еластичната деформација таа се намали на второто мерно место. а тоа е кај сепарацијата меѓу двата члена. При оптоварувањето со концентрирана сила од 9,95 daN на спојот меѓу членовите на фасетираното тело на мостот, вредноста на деформацијата на второто мерно место изнесува 946 $\mu\text{m} / \text{m}$. При оптоварувањето со иста сила и на исто место на нефасетираниот мост деформацијата изнесува 1444 $\mu\text{m} / \text{m}$ или деформацијата е намалена за 34,5 %.

Со резултатите од нашите испитувања можеме да кажеме дека фасетирањето на мостовната конструкција придонесува за зголемување на нејзината крутост. Според Köfber (49), носечкиот дел на металната конструкција е одговорен за механичката цврстина на мостот.

Исто така, деформацијата се намалува со фасетирањето при оптоварување на членовите. Така, при оптоварувањето на мезијалниот член на мостот со два меѓучлена со сила од 10,67 daN, деформацијата на второто мерно место изнесува 1042 $\mu\text{m} / \text{m}$. При оптоварувањето на мостот на истото место по неговото фасетирање со сила од 10,05 daN, деформацијата изнесува 600 $\mu\text{m} / \text{m}$, односно намалена е за 42,42 %. Оптоварувањето на мостот на истото место по негово зајакнување и фасетирање со сила од 10,09 daN, деформацијата изнесува 303 $\mu\text{m} / \text{m}$. Кога мостот е зајакнат и фасетиран се намалува деформацијата на второто мерно место и при оптоварувањето на дисталниот член.

Фасетирањето не ја намалува деформацијата кај зајакнатиот мост при оптоварувањето на спојот на меѓучленовите, бидејќи тука е сосема тенок слојот на фасетката.

8. ЗАКЛУЧОК

Врз основа на добиените резултати од истражувањата можат да се изнесат следните заклучоци:

1. Во клиничката практика застапеноста на мостовите со прекинат континуитет е повеќе во горната вилица. Највисок процент на застапеност на фрактури на мостовите во горната и долната вилица има кај спојните места на меѓучленовите и тоа: 85,94 %, во споредба со фрактурите меѓу телото и коронките 14,06 %.
2. Од истражувањето на промените на забно - потпорниот апарат може да се каже дека кај 76 заби носачи (59,38 %), доминира проширен периодонтален простор во близина на глеѓно - цементната граница или врвот на интерденталниот простор, кој е назабен или непостои. Проширувањето на периодонталниот простор може да оди и до апексот на забот.
3. Кај фрактурираните мостови, 39 заби носачи (30,47 %), се мобилни во вестибуло - орален и мезио - дистален правец со амплитуда до 2 mm. Силно изразена разлишаност беше најдена кај 28 заби носачи (21, 87 %). Забите беа мобилни во 3 правци и тоа: вестибуло - орално, мезио - дистално и во аксијален правец.
4. Анализата со сканинг електронски микроскоп на фрактурираните површини на мостовите, фрактурирани во текот на функцијата во усната шуплина покажа појава на крто скршување и присуство на микропорозност, микрошуплини, туѓи тела.
5. Проценката на фрактурираните површини на намерно скршените мостови, употребувани долго време, покажаа појава на дуктилно кршење, без присуство на микрошуплини и туѓи тела.
6. Забните мостови, од механички аспект, најприближно функционираат како систем на вклетена греда.
7. Експерименталното испитување на еластичната деформација на мостовите со два и три меѓучлена покажа дека на местото каде што постои сепарирање на спојот меѓу членовите се јави најголема деформација, за разлика од добиените вредности на спојот меѓу телото и коронките.
8. При оптоварувањето на мостот во средната третина од должината, на спојот меѓу членовите се јавува најголем момент на свиткување.
9. Најмалите вредности на висината, кои се добиваат со сепарирање, се вистинската критична висина и тие ги чинат критичните места, односно од нив зависи целокупната цврстина на мостовната конструкција.

10. Со нашите испитувања дојдовме до сознание дека фасетирањето на мостовните конструкции има влијание за намалувањето на вредноста на еластичната деформација, односно за зголемување на крутоста. Со испитувањата, вредноста на еластичната деформација, измерена на спојот меѓу членовите при оптоварувањето на истото место се намали, средно, кај фасетираниот мост за 36,31 %, во однос на нефасетираниот мост.

11. Конструктивните подобрувања на мостовната конструкција: зајакнувањето на критичните пресеци и радиуси на заоблувањето на гингивалната сепарација условија појава на пониски вредности на еластична деформација на критичните пресеци. Така, деформацијата е средно, намалена за 72,10 %, кај зајакнатото место на спојот меѓу членовите. Влијанието на фасетирањето на мостот за намалувањето на деформацијата на спојот меѓу членовите не е изразено, ако претходно мостот е зајакнат.

SUMMARY

PONTIC DEFORMATION: CLINICAL AND LABORATORY INVESTIGATION

In an attempt to obtain information on pontic deformation and partial or complete desruption of pontic continuity, investigations which were expected to contribute in enlightenment of this incident were undertaken. Our investigation was performed on a clinical material comprising bridge wearing individuals, in which plastic deformation, partial or complete desruption of continuity has occured; clinical and radiographic evaluation of abutment supporting tissue was performed. Study planning also comprised electron microscopy of fractured surfaces and experimental investigation of pontic elastic deformation.

Our clinical material consisted of 64 individuals who visited the Clinic for fixed prosthodontics at the Faculty for dentistry in Skopje, because of pontic fractures. Clinical examination comprised:

1. Analysis of dental bridges in which plastic deformation, or partial or complete disruption of continuity has occured;
2. Clinical and radiographic evaluation of abutments supporting tissue alterations;
3. Electron microscopy and analysis of bridges samples with desruption of continuity.

19 dental bridges, produced from gold and silver paladium alloy, fractured during function, in mouth, and 4 artificially fractured bridges worn in mouth for 10 years without deformation or disruption of continuity signs, removed because of abutment failure;

4. A particular challenge was the study of pontic elastic deformation, for what purpose more than 60 separate examination steps were performed. An equipment, convinient for the purpose was used: measurement bands, placed on selected bridge locations and an amplifying instrument for deformation registration in several cases of loading. To assess the magnitude of force, a tensitometer force producer was used.

In the results analysis, the following conclusions are derived:

1. In clinical practice, desruption of bridge continuity is more frequent in the upper jaw. Highest percent of bridge fractures in both, upper and lower jaw, is found on the between bridge elements junctions.

2. In the analysis of tooth supporting structure alteration, domination of periodontal space widening between the enamel cement boarder or on the top of interdental space being logged or absent, was found.

3. Scanning electron microscopy analysis of fractured bridge surfaces, fractured during function in mouth, revealed rigid cracks with microporosity, microholes, foreign bodies present.

4. Evaluation of fractured surfaces in artificially produced cracks in bridges, worn for long period of time, revealed ductile cracks.

5. Dental bridges, viewed from a mechanical point of view, function like a seized beam.
6. Experimental investigation of deformation of bridges consisting of two or three between elements revealed that at the point of separation between elements highest deformation occurred, compared to achieved values on pontics crown junction.
7. When loading the bridge in the middle third of its length, on the junctions, the highest bend moment occurs.
8. Lowest hight values, achieved with separation, are the true critical hights, and they function as critical points, i.v. the condition the overall bridge construction strength.
9. From our investigation it can be concluded that bridge veneering influences elastic deformation values, i.e. rigidity values rise.
10. Promotion of bridge construction: reinforcement of critical sections and radiuses of rounding, produced lower elastic deformation values on critical sections.

ЛИТЕРАТУРА

1. Азизов М А, Бахтин Б Г, Полухина С П. Применение оптической голографии для исследования напряженно - деформированного состояния зубных мостовидных протезов из металла. Стоматология 1985; 6: 66 - 8

2. Азизов К А, Бахтин Б Г. О некоторых закономерностях деформации мостовидных протезов из металла. Стоматология 1987; 1 : 58 - 61

3. Ambrecht E, Gerber. Zur Gestaltung des Brückenkörpers. Zahntechnik, Berlin 1969; 4: 162

4. Ациев Т. Испитување на машинските материјали. Скопје 1989

5. Бајевска Ј. Деформација на тело на мост во зависност од ширината и висината на тело и користена дентална легура. Макед стоматол прегл 1984; 7 (1 - 2): 5 - 6

6. Бајевска Ј. Деформација на тело на мост во зависност од висината, ширината и висината на распонот - клинички и експериментални иследувања (магистерски дисертација). Скопје, Македонија: Стоматолошки факултет, 1988

7. Бајевска Ј, Мирчев Е, Чалоски Д. Деформација на тело на мост во зависност од ширината и должината на телото. Макед стоматол прегл; 14 (3 - 4): 105 - 108

8. Бајевска Ј, Мирчев Е, Чалоски Д, Шабанов Е. Експериментално иследување на деформација на тело на мост во зависност од ширината и висината. Макед стоматол прегл; 15 (1 - 2): 41 - 44

9. Bazjanac D. Nauka o čvrstoći, Zagreb, Tehnička knjiga, 1968

10. Behrend D A. The mandibular posterior fixed partial denture. J Prosth Dent 1977; 58: 38

11. Björn H, Holmberg K. Radiographic determination of periodontal bone destruction in experimental periodontological research. Odont Revy 1966; 17: 232

12. Blumenauer H, Pusch G. Technische Bruc Mechanik. Leipzig: VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Grundstoffindustrie, 1981

13. Боянов Б. Ортопедична стоматология Софија Мед и физк 1980; 212 - 20
14. Boyde A, Lester K. An elektron mikroskope study of fractured dentinal surfaces. Calc Tiss Res; 1967; 1: 122 - 136
15. Brumfield R C. Load capacities of posterior dental bridges. J Prosth Dent 1954; 4: 530
16. Byars and Snyder. Engineering, Mechanics of Deformable Bodies Int Textbook Company Scranton, Pa Usa, 1966
17. Cherepanova G. Mechanics in brittle fracture, New York, Mc Graw Hill 1979; Nauka dumka, Moskva, 1980
18. Craig R G, Peyton F A. Measurement of Stresses in Fixed-Bridge Restorations Using a Brittle Coating Technique. J Dent Res 1965; 44: 756 - 762
19. Craig R G. Restorative dental materials, The C. V. Mosby Company, St. Luis, Baltimore, Toronto, 1989
20. Ćatović A, Kosovel Z, Muftić O. Usporedba deformacija mosne konstrukcije paralelnih i neparalelnih nosača. ASCRO 1981; 15 (1 - 2): 21 - 5
21. Ćatović A. Prikaz naprezanja mosne konstrukcije neparalelnim nosačima. ASCRO 1979; 13: 143
22. Ćatović A, Kosovel Z, Muftić O. Primjena fotoelastičnih materijala u eksperimentalnim istraživanjima u fiksnoj protetici, 2 / 1981 Stomatološka protetika, Simpozijum o stomatološkim materijalima, Beograd, 10 - 11 juna, 1981
23. Ćatović A, Kraljević K. Primjena fotoelasticimetrskih istraživanja u fiksnoj i mobilnoj protetici. Stomatol gl Sr 1988; 4: 299 - 307
24. Ćatović. A Doprinos istraživanju dinamičke cvrstoće krune humanog zuba. (disertacija) Zagreb, Hrvatska: Stomatološki fakultet, 1986
25. Dieter G. Mechanical metallurgy. New York: Mc Grow - Hill, 1976
26. Димитријевиќ Б, Зајик Б, Урсу И. Неадекватни стоматолошки радови и пародонтопатија. Макед стоматол прегл 1982; 6 (2) 259 - 263
27. Димитријевиќ Б. Утицај јатрогених фактора на пародонцијум, (магистарски рад), Београд, Србија: Стоматолошки факултет, 1981

28. Đajić D, Đukanović D, Stanić S, Kovačević K. Atlas parodontopatije, Dečje novine, 1988, Beograd
29. Đajić D, Đukanović D, Zelić O, Ursu - Magdu I. Parodontopatije Dečje novine 1988, Beograd
30. Eichner K. Kronen und Brückenzahnersatz und das marginale Parodont. Zahnärztl Prax. 1975; 26: 314 - 318
31. Eichner K. Einflüsse von Brückenzwischengliedern auf die Gingiva. Dtsch Zahnärztl Z 1975; 30: 639 - 648
32. Eichner K. Die technische Gestaltung des Brückenkörpers. Dental Labor 1982; 1: 43 - 47
33. 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 Prosth Dent 1970; 23: 177 - 186
34. Erhardson S, Hudinge. Form and Abmessung von Lötstellen bei Brückenarbeiten. Dtsch zahnärztl Z 1983; 38: 626 - 632
35. Farah J W, Craig R G. Reflection Photoelastic Stress Analysis of a Dental Bridge. J Dent Res 1971; 50 (5): 1253 - 1259
36. Finger W, Reimers P. Untersuchungen zur Deformation der Brückenkörpers. ZWR 1974; 15: 782 - 785
37. Finger I M. Salvaging the Restoration. The Dental Clinics of North America 1987; 31 (3): 487 - 503
38. Филчев А, Касианов И. Математическо изследване на някои вреднодействиращи усилия при опорните зъби. Стоматология София 1987; 3: 37 - 42
39. Flinn R. Trojan P. Engineering materials and their application. Boston: Houghton Mifflin, 1975
40. Grković B, Teodosijević M. Tehnologija zubotehničkog materijala za treći razred usmerenog obrazovanja zdravstvene struke, Zavod za udbenike i nastavna sredstva. Beograd 1981
41. Hayden W, Moffatt W, Wulff J. Strukture i osobine materijala knjiga III, Mehaničke osobine, Universitet u Beogradu Tehnološko - metalurški fak. Beograd 1982

42. Heale J, Sparrow J, Cross P. The use of the scanning elektron mikroskope Oxford. Pergamon 1972
43. Hood J A, Farah J W, Craig R G. Stress and deflection of thers diferent pontic designs. J Prosth Dent 1975; 33: 54 - 59
44. Jung F. Die funktioneil - elastische Deformation des Kieferknochens und die Eigenbeweglichkeit der Zähne. Schweiz. Mschr. Zahnheilk 1960; 70, 71
45. Klötzer W. Über die elastische Deformation der Brückenzwischenglieder. Zahnärztl Welt Reform 1960; 45 - 50 Heft 1: 13 - 16
46. Knott J. Fundamentals of fracture mechanics. London: Butterwork, 1973
47. Kobayashi A. Experimental techniques in fracture mechanics. Iowa: Iowa state university 1973
48. Koeckb, Sander G. Über die elastische Deformation der Unterkieferspange. Dtsch Zahnärztl Z 1978; 33: 254 - 261
49. Körber K H. Zahnärztliche Prothetik, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1975, 159
50. Körber K H, Ludwig K. Maximale Kaufkraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dental Labor 1983; XXXI Heft I, 55 - 60
51. Kosovčević M. Mostovi, Stomatološka protetika - predklinika, SGS, Beograd, 1979
52. Kosovel Z, Ivaniš T. Funkcijska ili uporabna trajnost fiksno protetskih konstrukcija vo Dostignuća u stomatološkoj protetici 2 Zagreb: Liber 1985
53. Лазаревска Б и сор. Улогата на конзервативно - јатрогените фактори во етиопатогенезата на пародонталната болест. Макед стоматол прегл 1981; V (3 - 4): 73 - 76
54. Marxkors R, Meiners H. Eviter les fractures par la construction bien etudiee. Die Zahntechnik 1991; 3, 221 - 230
55. Marx H. Zur Dynamik aus der elastischen Kieferdeformierung stammenden zahnbewegungen DZZ 1967; 22, 11: 1310 - 1315
56. Milanović S. Ispitivanje izdrživosti konstrukcije dentalnog mosta raznih profila prema silama opterećenja pri određenom rasponu. (magistarski rad), Zagreb, Hrvatska: Stomatološki fakultet, 1979

57. Milanović S. Ponašanje profila konstrukcije dentalnog mosta prema silama opterećenja. ASKRO 1981; 15 (1 - 2): 27 - 31
58. Milanović S, Kosovel Z. Aspekti ekonomičnosti u izboru profila konstrukcije dentalnog mosta. SGS 1984; 5: 371 - 7
59. Мирчев Е. Стоматолошка технологија - неметали и метали, Просветно дело Скопје, 1987
60. Мирчев Е. Стоматолошка протетика, Едноделно леани фиксно - протетички конструкции, клиничка и техничка изработка, Просветно дело, Скопје, 1984
61. Мирчев Е, Бајевска Јагода. 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
62. Moffat G W, Pearsall W G, Vulff. Strukture i osobine materija knjiga I Strukture, Universitet u Beogradu, Tehnološko - metalurški fakultet, Beograd, 1975
63. Mondolfo L F, Zmeskal O. Metalografia i metalurgija Tehnička knjiga Zagreb 1967
64. Papić S. Odredjivanje vrednosti zuba sidrenja metodom elektrognatodinometrije, (disertacija) Sarajevo, Bosna i Hercegovina: Stomatološki fakultet 1977
65. Perel M A. A modified sanitary pontic. J Prosth Dent 1972; 28: 589 - 592
66. Попов Н. Рационални методи и конструкции в мостовото збо протезиране Медицина и Физкултура Софија 1989
67. Radlović S. Polufiksni mostovi - osvrt na indikacije i metodologiju izrade. Stom gl Sr 1988; 1: 19 - 26
68. Renson C, Braden A, Jones A. Skanning elektron mikroskopy of human dentin specimens fractured in bend and torzion test. Arch Oral Biol. 1974; 19: 447 - 450
69. Rinaldi A W, Goldberger H J Minglekorff E B, Craig C, Donatelli. Biomechanikal considerations in implant Prosthodontics. J Prosth Dent 1983; 50, 2: 220 - 222
70. Schillingburg H T, Fisher D W. Nonrigid conectors for fixed partial dentures. JADA 1973, 87
71. Schillingburg (Hobo) Whitselt Fundamentals of Fixed Prosthodontics, Second Edition, Quintessence Publishing Co., Inc 1981 Chicago, Berlin, Rio de Janeiro and Tokyo

72. Schwaninger B, Schmidt R L, Hurst R V V. Holography in dentistry. JADA 1977; 95: 814 - 17
73. Schwickerath H. Die Belastbarkeit von Brückenkonstruktionen in Abhängigkeit vom Material und der Konstruktion. Dtsch Zahnärztl Z 1974; 29: 859 - 61
74. Schwickerath H. Zur Konstruktion von Brückenzwischengliedern. Dental Labor 1982; XXX, 10: 1411 - 16
75. Sedej R. Tehnologija dentalnih slitina vo Suvin - Branovački i sur. Dostignuća u stomatološkoj protetici 1 Zagreb 1977
76. Siebert G. Die torsionsbrücke, ein Betrag zur weitspannigen Brücke im Unterkiefer. ZWR 1984; 93, 7: 538 - 541
77. Skinner's. Science of Dental Materials, Phillips Isaku - Shoin Saunders International Edition 1982
78. Suvin - Branovački - suradnici. Dostignuća u stomatološkoj protetici 1, Zagreb 1977
79. Suvin M. Stomatološka protetika I Biološki temelji, Totalna proteza, Školska knjiga, Zagreb 1979
80. Suvin - Branovački i suradnici. Dostignuća u stomatološkoj protetici 2, Zagreb 1985
81. Šuman H. Metalografija, Zavod za udžbenike, SR.Srbije, Beograd 1965
82. Thayer K E. Fixed prosthodontics, Year Book Medical Publishers, ING Shicago, 1984
83. 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 Prosth dent 1970; 24: 174 - 180
84. Tillitson E W, Craig R G, Peyton F A. Experimental Stress Analysis of Fixed Partial Dentures bu Use of a Dynamik Method. J Dent Res 1971; 50 2: 422 - 429
85. Tjan H L A . A sanitary " arc - fixed partial denture ". Concept and technique of pontic design. J Prosth Dent 1983;50, 3: 338 - 341
86. Тодоров Ив, Ралев Р. Пропедевтика на ортопедичната стоматологија. С. Мед. и физк. 1985; 259 - 6
87. Trifunović D. Hemijski sastav i fizičko - mehaničke osobine legure u metalo - keramičkim sistemima vo Suvin - Branovački - sur. Dostignuća u stomatološkoj protetici 2 Zagreb 1985

88. Trivedie S C, Talin S T. The response of human gingiva restorative materials. *J Prosth Dent* 1973; 29: 73 - 80
89. Tylman S D. Relationship of the struktural design of dental Bridges to their supporting tissues. *Internat D. J.* 1963; 13: 303 - 317
90. Велески Д. Евалуација на вредноста на цвакопритисокот и реакција на потпорните ткива кај супротални протези (дисертација) Скопје, Македонија: Стоматолошки факултет, 1988
91. Voss R. Die Form der Freischwebenden Brücken. *Dtsch Zahnarzt Z* 1962; 17: 1649 - 1655
92. Vujošević Lj. Klinička protetika, Fiksne nadoknade I sveska, Dečje novine, Gornji Milanovac, 1986
93. Vujošević Lj. Problematika metala i legura u stomatologiji vo Suvin M (urednik) - Dostignuća u stomatološkoj protetici 1, Zagreb 1977
94. Vukovojac P. Stomatološka protetika, krunice i mostovi. Srpsko lekarsko društvo, Beograd, 1963
95. Wedental PR, Bjelkhagen HI. Holographic interferometry on the elastic deformation of prostodontic appliances as simulated by bar elements. *Acta odont scand* 1974; 32: 189 - 199
96. Wesson A, Goldstein R G, Schulman A. Flexion characteristics of fixed partial denture frameworks tested by using elapsedtime holographic interferometry. *J Prosth Dent* 1988; 60, 3: 308 - 310
97. Wictorin L, Bjelkhagen H, Abramson N. Holographic investigation of the elastic deformation of Defective Gold Solder joints. *Acta odont scan* 1972; 30: 659 - 670
98. Živko J, Kosovel Z. Rekonstruktivni zahvati i zvačne sile vo Suvin M (urednik) Dostignuća u stomatološkoj protetici 2 Zagreb: Liber, 1985