

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

**асс. д-р Панчевска Д. Сања**

**ТРИДИМЕНЗИОНАЛНА АНАЛИЗА НА  
ДИСТРИБУЦИЈАТА НА ОКЛУЗАЛНИТЕ СИЛИ КАЈ  
ПАРЦИЈАЛНИ ПРОТЕЗИ СО ДИСТАЛНО СЛОБОДНИ  
СЕДЛА СПОРЕД МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ**

**- докторска дисертација -**

**СКОПЈЕ 2010**

**УНИВЕРЗИТЕТ „СВ.КИРИЛ И МЕТОДИЈ“  
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - СКОПЈЕ**

асс. д-р Панчевска Д. Сања

**ТРИДИМЕНЗИОНАЛНА АНАЛИЗА НА  
ДИСТРИБУЦИЈАТА НА ОКЛУЗАЛНИТЕ СИЛИ КАЈ  
ПАРЦИЈАЛНИ ПРОТЕЗИ СО ДИСТАЛНО СЛОБОДНИ  
СЕДЛА СПОРЕД МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ**

- докторска дисертација -

ментор: проф. д-р К. Дејаноски

СКОПЈЕ, 2010



## СОДРЖИНА

Кратка содржина .....	3
Summary .....	5
1. Вовед .....	7
2. Преглед од литературата .....	10
2.1. Метод на конечни елементи (МКЕ) .....	19
3. Цел на трудот .....	21
4. Материјал и метод .....	22
5. Резултати .....	30
5.1. Дистрибуција на сили - модел I .....	30
5.2. Дистрибуција на сили - модел II .....	39
5.3. Дистрибуција на сили - модел III .....	49
5.4. Споредба на дистрибуирани сили помеѓу модели .....	61
5.5. Поместување на седло - модел I .....	70
5.6. Поместување на седло - модел II .....	75
5.7. Поместување на седло - модел III .....	80
5.8. Поместување на заби .....	86
6. Дискусија .....	88
6.1. Дискусија на резултати од дистрибуција на сили .....	91
6.2. Дискусија на резултати од поместувањата на протезните седла и заби .....	95
7. Заклучоци .....	99
8. Литература .....	102
9. Прилог .....	110

## КРАТКА СОДРЖИНА

Мобилните парцијални протези (МПП) во секојдневната практика се чест избор за санирање на парцијалната беззабност. Целта на третманот со подвижни парцијални протези е да се сочува интегритетот на забната низа, да се спречи поместувањето или елонгирањето на преостанатите заби. Со тоа треба да се подобри изгледот на пациентот (нарушената естетика од губењето на забите), но и да се унапреди цвакалната функција и да се обезбеди чувството на удобност. Планирањето на терапијата на парцијална беззабност и изработката на МПП зависи од морфолошките, физичките и биомеханичките карактеристики на оралните ткива. Со цел да се избегне оштетување на биолошките ткива со планирањето на МПП неопходно е да се обезбеди правилна дистрибуција на оклузалните сили врз потпорните заби и лигавицата на резидуалниот алвеоларен гребен. На тој начин се постигнува главната задача на протетичката терапија односно се постигнува функционално единство помеѓу МПП и оралните ткива.

Во оваа студија е направен обид да се изработи тридимензионален компјутерски модел на мандибуларна билатерално терминална беззабност и МПП-и со различни елементи за ретенција и пренесување на оклузалните сили како решение на истата (телескоп коронки, екстракоронарен атечмен со стабилизатор, мезијален оклузален потпирач) со цел да се испита дистрибуцијата на оклузалните сили врз потпорните ткива – ретенционите заби и потпротезното ткиво кај секоја од протезите, како и поместувањата на МПП и на потпорните заби под дејство на овие сили.

Изработен е тридимензионален компјутерски модел на мандибуларна билатерално терминална беззабност, Kennedy I класа, и мобилна парцијална протеза со дистално слободни седла на метален скелет. Изработени се три модели на МПП-и: модел I - со телескоп коронки, модел II – со екстракоронарни атечмени и лигвален стабилизатор и модел III – со мезијални оклузални потпирачи. Кај овие модели точно се зададени биомеханичките својства на биолошките ткива и физичките карактеристики на МПП и нејзините елементи. Со помош на методот на конечни елементи (МКЕ) испитана е дистрибуцијата на сила врз потпорните ткива и нивните поместувања под дејство на оклузалните сили.

Применети се вертикални сили со јачина од 5 до 200N кои дејствуваат еднострано и двострано симулирајќи 9 ситуации на оптоварување кај секој од моделите.

Дистрибуираните сили и поместувањата под дејство на оклузалните сили се следени на потпорните заби и на протезните седла поделени на третини.

Добиените резултати покажуваат дека независно од местото на дејствување и големината на силата најголем процент на сила се дистрибуира на местото на дејство на силата. За мали сили од 5 до 15N, независно од местото на дејствување, кај трите модели поголем е процентот на дистрибуирана сила на забите отколу за истото оптоварување за сили поголеми од 50N. Кај трите модели најголем процент на сила на забите се дистрибуира кога силата дејствува двострано на мезијалните третини на краткото и долго протезно седло. За сили поголеми од 50N најголем процент на дистрибуирана сила е регистриран кај МПП со екстракоронарен атечмен и лингвален стабилизатор освен за случаи на еднострано и двострано оптоварување на средните третини на краткото и долго седло. Најголем процент на сила врз виличниот тегмент се дистрибуира кај МПП со мезијални оклузални потпирачи.

Поместувањата на седлата и потпорните заби кај трите модели се во границите на средната протетичка резилентност и физиолошката подвижност на забите.

Моделот е адаптивен и може да се употребува за експериментални истражувања и во клиничка пракса со примена на индивидуални вредности на потпорните ткива и цвакалните сили.

**клучни зборови:** мобилна парцијална протеза, дистално слободни седла, метод на конечни елементи, дистрибуција на сила, движење на протезни седла, телескоп коронки, екстракоронарни атечмени, мезијални оклузални потпирачи.

## SUMMARY

Removable partial dentures are often treatment of choice when dealing with partial edentulous patients. The goal of such treatment is maintaining the integrity of the dental arches, thus preventing the movement or extrusion of the remaining teeth. At the same time, due to teeth loss, the esthetics must be improved, and mastication as well as the natural sense of comfort of the patient should be retained. Treatment planning for distal free-end edentulous ridges and fabrication of removable partial dentures (RPD) depends on the morphology, physical and bio-mechanical characteristics of the oral tissues. In order to prevent soft tissue damage, adequate distribution of the occlusal forces over the abutment teeth and the oral mucosa of the residual alveolar ridges should be considered during treatment planning. This way, functional unity of the RPD and the oral tissues is achieved, which is the main goal of our prosthetic treatment.

The goal of this study was to create a tridimensional (3D) computerized model of bilaterally terminal edentulous mandible and removable partial dentures with different retainers and occlusal loading elements (telescopic crowns, extracoronal attachment with stabilizer, mesial occlusal rests) which will in turn be used to evaluate the distribution of the occlusal forces on the supporting tissues (abutment teeth and oral mucosa), as well as movements of teeth and RPDs under occlusal load.

A tri-dimensional (3D) computerized models of bilaterally terminal edentulous mandible (Kennedy Class 1) and removable partial dentures with distal free end saddles with metal-frame were produced. Three models of RPDs were produced: model I - with telescopic crowns, model II - with extracoronal attachments and stabilizer, and model III - with mesial occlusal rests. In these models, the biomechanical features of the biological tissues, as well as the physical characteristics of the RPD and all the included elements were precisely determined. We used the finite element method (FEM) to evaluate the distribution of forces on supporting structures and their movements under occlusal load. Unilateral and bilateral vertical forces (5 to 200N) were used to simulate nine (9) hypothetical loading scenarios in each of the models. The force distribution and movements under occlusal loading were evaluated on the abutment teeth and residual alveolar ridge, divided in thirds.

Results show that regardless of the amount of force and point of action, the highest percent of force is distributed at the site of the force action. In all three models, the highest percent of force was distributed on the teeth when the force was applied bilaterally on the

mesial thirds of the short and long denture saddle. In all simulated loading positions with occlusal force ranging from 5 to 15N the percent of the distributed load on the abutment teeth was bigger than the one caused by occlusal force over 50N (for all three models). When forces over 50N were applied, the highest percent of distributed force was recorded in RPD's with extracoronal attachment and lingual stabilizer, except in cases with unilateral and bilateral loading of the middle third of the short and long denture saddle. The highest percent of force distribution over the residual alveolar ridge was detected in RPD's with mesial occlusal seats. The movements of the distal free end saddles and abutment teeth in all three models were within the average prosthetic resiliency and physiological teeth mobility.

In conclusion, this model is adaptable and can be used for experimental research as well as in clinical practice by using the individual values of the supporting tissues and mastication forces.

**Key words:** removable partial denture, distal free-end saddle, finite element method, force distribution, denture base movement, telescopic crowns, extracoronal attachments, mesial occlusal rests.

# 1. ВОВЕД

Ткивата кои учествуваат во остварување на функциите на цвакање и голтање, формирање на гласовите, помагаат при дишењето, лачењето на плунка и др. се нарекуваат стоматогнатен систем<sup>87</sup>. Губењето на одделни единици на овој систем влијаат на неговото целосно дејствување. Забите се дел од стоматогнатиот систем па затоа нивното губење, независно од причината која довела до тоа, пратено е со помали или поголеми промени на истиот. Губењето на постериорните заби може да резултира со губење на невромускулната стабилност на мандибулата, намалена мастикаторна ефикасност, пореметување на вертикалната димензија пратено често со атриција на фронталните заби, функционално преоптоварување на парадонтот на преостанатите заби и несклад на лицето односно нарушување на естетиката<sup>13,87</sup>. Во овие случаи неопходен е протетички тертман кој се однесува на реставрирањето и одржувањето на оралната функција, комфорот, изгледот и здравјето на пациентот, со замена на изгубените природни заби и орални ткива со вештачки надоместоци<sup>59</sup>.

Кај парцијално беззабните пациенти, бројот и распоредот на преостанатите заби дава можност за многу различни варијации во конструкцијата на протетичкото помагало. Бројни се факторите кои влијаат на успехот или неуспехот на протетичката терапија. Состојбата на потпорните ткива, биолошката вредност на преостанатите заби, степенот на ресорпција и квалитетот на коскениот фундамент како и дебелината и резилентноста на лигавицата на резидуалниот алвеоларен гребен заедно со распоредот на антагонистите, силата на притисок од страна на цвакалните мускули, образи, усни и јазик имаат големо влијание во планирањето на идната мобилна парцијална протеза (МПП).

Можностите за протетичко згрижување на парцијално беззабните пациенти од клинички и техничко-технолошки аспект е различно:

- изработка на различни видови мобилни конструкции – акрилатни или со метална основа со употреба на различни видови на ретенциони елементи (кукички со или без оклузални потпирачи, полупрецизни и прецизни атечмени, пречки, телескоп коронки);
- изработка на фиксно-протетички конструкции со различна големина;
- поставување на импланти и нивно вклучување во фиксни или комбинирани фиксно-мобилни изработки.

Мобилните парцијални протези во секојдневната практика се чест избор за санирање на парцијалната беззабност. Со нив се постигнува основната цел на протетичката рехабилитација односно се возобновува вертикалната димензија и се зголемува оклузалниот контакт во пределот на премоларите и моларите. Во случаи кога е потребно економично и едноставно решение, МПП-и даваат можност да се реши само примарниот проблем односно мастикаторната ефикасност. Но, често овие МПП се пратени со оплаки од пациентите за нивната намалена естетика и отсуство на комфор при носењето. Оваа состојба може да се подобри со изработка на МПП-и кај кои се употребуваат естетски ретенциони елементи како што се прецизните атечмени и телескоп коронките<sup>13</sup>.

Тоа значи дека естетските потреби и чувството на комфортност ја наметнуваат потребата од изработка на комбинација од фиксни и мобилни протетички надоместоци,



кои претставуваат функционална и естетска целина, како најчеста терапијата на парцијалната беззабност. Тоа се т.н комплексни или комбинирани парцијални протези. Тука доаѓа до израз знаењето, креативноста и инспирацијата на протетичарот усогласена со доктринарните ставови на мобилната и фиксната протетика<sup>87</sup>. Предностите на овие протези во однос на конвенционалните се: целосната реконструкција на оклузијата, можноста за дентално и денто-гингивално пренесување на цвакалните сили, можноста за одржување на добра хигиена во устата и секако естетските вредности и комфорноста на пациентот. Токму овие комплексни протези при случаите на Kennedy I класа или обострана терминална беззабност, како една од најчестите случаи на парцијална беззабност (дури 72% според **Skinner** цитирано по **McCracken**)<sup>59</sup>, нудат можност на употреба на екстракоронарни атечмени или телескоп коронки.

Кај протезите со телескоп коронки како ретенциски елементи, ретенцијата се постигнува со контактот помеѓу надворешната и внатрешната коронка. Во денешно време тоа се однесува на употреба на конус коронки воведени од **Körber**<sup>32</sup>. Овој систем е препорачан да се употребува и од **Isaacson** во случаи на диспаралелни заби, абрадирани заби или од естетски причини при санирање на дијастема или протрузија, како и од **Besimo и сор.** за индиректна ретенција и превенирање на поместувањето на МПП (цитирано според **Güngör**)<sup>32</sup>.

Ретенцијата на МПП со телескоп коронки успешно се користи во терапијата на парцијалната беззабност бидејќи овозможува добро водење на протезата, соодветна потпора, избегнување на изместување на протезата и пренесување на силите по надолжната оск на забот. Клиничките лонгитудинални студии во период од 5 -10 години, кај овие протези покажуваат помалку проблеми отколку кај оние ретинирани со кукички или прецизни атечмени<sup>9</sup>.

Кога прецизните атечмени или телескоп коронките се избрани како елементи за ретенција на МПП тоа значи дека е таа „ригидно“ поврзана со ретенционите заби. Парцијалната протеза која на овој начин е ретинирана овозможува рехабилитација на мастикаторната функција и воедно ги штити ретенционите заби и резидуалниот алвеоларен гребен<sup>77</sup>.

Целта на третманот со подвижни парцијални протези е да се сочува интегритетот на забната низа, да се спречи поместувањето или елонгирањето на престоанатите заби. Со тоа воедно треба да се подобри изгледот на пациентот (нарушената естетика од губењето на забите) и чувството на удобност но, пред сè, да се унапреди цвакалната функција. Притисокот пренесен преку МПП може да предизвика оштетување на парадонтот. Затоа голем број автори како **Kratochvil, Cecconi, Robinson, Nally, Browning** (цитирано по **Hosman**) се заземаат за дизајнирање на т.н. стрес – управувани МПП со цел да се сочуваат ретенционите заби од деструктивни сили<sup>36</sup>.

Правецот на поместувањето на МПП во функција, се наоѓа под влијание на потпорните структури и дизајнот на протезата. Бидејќи силите при функционалните движења се пренесуваат на потпорните заби преку оклузалните потпирачи, водечките површини, и елементите за директна ретенција, само оптималниот дизајн на протезата базиран на научните сознанија ќе ги сочува ретенционите заби и нивните потпорни ткива од било какви оштетувања<sup>96</sup>.

Мобилните парцијални протези како протетски надоместок за случаи на парцијална беззабност најчесто се помалку посакувано решение во однос на фиксните конструкции како од пациентите така и од терапевтите. Овој негативен став најверојатно се должи на проблемите поврзани со носењето на протезите, а се однесува пред сè на чувството на намален комфор, естетски недостатоци, помалку ефикасна мастикаторна функција и

нестабилност. Сите тие проблеми можат да бидат лимитирани со правилно планирање и дизајнирање на скелетот на мобилната парцијална протеза<sup>14</sup>.

Во секојдневната практика голем е бројот на случаи каде објективните услови ја наметнуваат потребата од згрижување на делумната беззабност со помош на мобилни парцијални протези. Во овие случаи потребно е што подобро планирање на идната парцијална протеза во смисол на правилен избор на средства за ретенција и стабилизација и обезбедување на услови за правилно пренесување на цвакопритисокот. На тој начин би се овозможила правилна распределба на силите кои дејствуваат во устата врз преостанатите заби и лигавичниот тегмент.

Во устата на пациентот во текот на деноноќието, покрај цвакалните сили врз парцијалната протеза и преостанатите заби делуваат и голем број на други сили кои се резултат на притисокот од страна на образите, усните, јазикот или оние кои настануваат при вонцвакални контакти на забите антагонисти. Добро направениот план на идната МПП треба да овозможи сите тие сили правилно да бидат дистрибуирани на забите и резидуалниот алвеоларен гребен.

Функционалните цвакални и вонцвакални сили преку базата на протезата се пренесуваат на лигавицата, периостот и коската. Дел од ова оптоварување преку оклузалните потпирачи, кукичките, атечмените или телескоп коронките се пренесува и на ретенционите заби односно на нивниот парадонциум, а преку него на виличната коска.

Силата која дејствува на ретенционите заби треба да се пренесува долж надолжната оска за да се спречи инклинирање или извртување на забите<sup>50</sup>.

Парадонталното ткиво и лигавицата од механичка гледна точка се деформираат на ист начин но, не во иста мера. Под дејство на оклузално вертикално оптоварување настанува втиснување на забот – интрузија и поместување на лигавицата – резилиентност. Значајно за протетичарот при планирањето на идната МПП е тоа што под исто оптоварување интрузијата на забот е помала од резилиентноста на лигавицата на резидуалниот алвеоларен гребен<sup>3,43</sup>. Оптоварувањето на забите, парадонтот и оралната лигавица со сили кои ги надминуваат физиолошките можности на ткивата за нивно прифаќање, резултира со патолошки промени на преоптоварените ткива.

Добриот план на мобилната парцијална протеза дава можност да се избегне преоптоварувањето на носечките ткива со што се избегнуваат нивните патолошки промени. Правилниот распоред на овие сили дава можност за функционално единство на МПП со преостанатите заби. На тој начин се избегнува или се намалува чувството на туѓо тело во устата на пациентот и се подобрува успешноста при терапијата на делумната беззабност.

Во оваа студија е направен обид да се изработи тридимензионален компјутерски модел на мандибуларна билатерално терминална беззабност и МПП-и со различни елементи преку кој се пренесуваат оклузалните сили како решение на истата. Кај овој модел точно се зададени биомеханичките својства на биолошките ткива и физичките карактеристики на МПП и сите нејзини елементи. Со помош на овој модел ја испитавме дистрибуцијата на силата врз потпорните ткива. Направените испитувања заедно со податоците од литературата треба да ни дадат релевантни сознанија за планирање на оптималното оптоварување на потпорните ткива кај парцијалната беззабност.

## 2. ПРЕГЛЕД ОД ЛИТЕРАТУРАТА

Билатерална дистално терминална беззабност според **Skinner**, цитирано по **McCracken**<sup>59</sup>, е една од најчестите видови на парцијална беззабност. На оваа беззабност класифицирана како I класа по **Kennedy** (заедно со пејзините подкласи) отпаѓаат дури 72% од случаите на парцијална беззабност. Планирањето на дистрибуцијата на силите кај МПП со билатерално дистално слободни седла, I класа по **Kennedy**, е комплицирано поради големите разлики во биомеханичките својства на потпорните ткива на оваа протеза – ретенциониот заб и алвеоларната мукоза под протезната база. Проблемите произлегуваат од различниот степен на поместување кој под дејство на иста сила настанува кај парадонталните ткива на ретенциониот заб и на мукозата од резидуалниот алвеоларен гребен на што укажуваат **Igarashi** и сор.<sup>40</sup> повикувајќи се на испитувањата на **Steiger** и **Botiel**, потоа **Körber** како и **Boucher** и **Renner**.

Кај парцијално беззаби вилицы исто оклузално оптоварување предизвикува различен одговор на потпорните ткива, односно втиснувањето на забот – интрузијата е помала од поместувањето на оралната лигавица – резилентност<sup>43</sup>. Според **Бабин**<sup>3</sup> интрузијата на интактен заб изнесува 0,01 до 0,02mm, додека нормалната резилентност на лигавицата се движи до 1,5 до 3mm, односно средната протетичка резилентност изнесува 0,3mm.

За интрузијата на забот зборува и **Körber** (цитирано по **Стаменковиќ**)<sup>87</sup> и смета дека таа изнесува 25µm додека стисливоста на тегментот се движи помеѓу 0,3 и 1,5mm. Односот помеѓу интрузијата и резилентноста на оралната лигавица изнесува 1: 60.

Според **McCracken**<sup>49</sup>, деформациите на оралната лигавица под дејство на сила од 4N изнесуваат приближно 500µm, а интрузијата на забот под иста сила изнесува 20µm. Овој податок за интрузијата на забот се софпаѓа со мерењата на **Picton** и **Parfitt** кои во мерењата на вертикалната подвижност за забот ја истакнуваат и екструзијата од 25µm (цитирано по **Стаменковиќ**)<sup>87</sup>.

**Niedermeier** во 1988 (цитирано по **Стаменковиќ**)<sup>87</sup> дава преглед за физиолошката подвижност на парадонтално здрави заби според кој просечната подвижност во хоризонтална рамнина (вестибуло-орален правец) изнесува  $60,7 \pm 8,8 \mu\text{m}$  и  $23,5 \pm 7,5 \mu\text{m}$  во апикален смер. Подвижноста во мезио-дистален правец е помала и изнесува 40µm.

Оралната лигавица и парадонциумот од механичка гледна точка се однесуваат како вискоеластични материјали<sup>16</sup>, што значи дека при оптоварување брзо се деформираат до одреден степен, а потоа при зголемување на оптоварувањето деформацијата оди поспоро, сè до постигнување на рамнотежна состојба во која и големи оптоварувања немаат значајно влијание на истата. Со прекин на дејствувањето на силата се создаваат услови за враќање на ткивата во првобитната положба, но тоа не настанува веднаш. Нелинеарниот однос помеѓу притисокот и деформациите кај меките биолошки ткива е основа на голем број компјутерски симулирани модели користени за различни испитувања во краниофацијалниот систем<sup>44,45</sup>.

Биолошките и механичките ефекти на притисокот врз оралната лигавица ги испитуваат **Kydd** и **Daly**<sup>52</sup>. Тие сметаат дека мукозата при компресија се однесува како вискоеластичен материјал исто како и кожата и други биолошки ткива. Според нив возраста и полот не влијаат на големината на одговорот од страна на мукозата при нејзина компресија. Кривата на соодносот меѓу притисокот и деформациите покажува

дека големи деформации се предизвикуваат при многу мал притисок, односно за физиолошко ниво на оптоварување однесувањето на мукозата е речиси потполно еластично. Но, во понатамошниот тек се манифестираат вискоеластичните својства на кожата односно мукозата. Промените на мукозата во поголема мера зависат од времетраењето отколку од големината на оптоварувањето. Малите сили со долготрајно дејство ќе предизвикаат поголеми деформации на ткивото отколку големите краткотрајни сили.

Можноста при протетичката терапија на делумно беззубната вилица дел од цвакопритисокот од протезата да се пренесе на природниот заб и неговиот парадонциум на пациентот му дава чувство на функционална сигурност. Тоа е причина за бројни испитувања и мерења на цвакалните сили кај делумно беззубни пациенти.

**Caputo** и **Wylie**<sup>16</sup> во своите испитувања изнесуваат значајни податоци за мастикаторните сили. Според нив најголемите мастикаторни сили помеѓу максиларните и мандибуларните заби при цвакалните допири се многу кратки околу 100ms, додека при голтањето тие се нешто подолги. Сето тоа во текот на едно деноноќие во просек изнесува 15 до 30min. Максималните загризни сили измерени со сензори за регистрирање на притисок кај испитаници со интактно забало изнесуваат 800N во моларната и 100 до 200N во инцизалната регија. Кај индивидуи со фиксни протетички изработки измерените вредности се слични на оние со природна дентиција. Кај пациенти носители на тотални протези изнесуваат една третина или една четвртина од оние со природна дентиција. Оклузалните сили кои се развиваат при цвакање се значително пониски од максималните загризни сили. Максималното аксијално оптоварување при цвакање и голтање, според авторите, изнесува 70 до 150N, но во најголем број случаи цвакалната сила не е поголема од 10N.

И според **Körber**, цитирано по **Стамковиќ**, цвакалната сила се движи помеѓу 50 и 150N<sup>88</sup>.

Во својата анализа на дистрибуција на притисокот кај импланти со помош на методот на конечни елементи, **Papavasiliou**<sup>68</sup>, ги нагласува сознанијата на **Anderson** според кој за нормална мастикаторна функција потребни се сили од 15 до 50N. Во својата студија тој ја истакнува и вредноста од 60MPa како еластичен лимит на коската при оптоварување.

**Радловиќ-Пантелиќ**<sup>72</sup> истакнува дека најјаките сили делуваат при централна оклузија, а нивен доминантен правец на делување на бочните антагонисти е вертикален. Тоа се краткотрајни сили околу 17,5min во тек на 24 часа со јачина од 2 до 20kg кај природна дентиција. Максималната измерена загризна сила се движи помеѓу 20,4 и 250kg, а зависи од состојбата на природната дентиција и мастикаторната мускулатура. Кај пациенти носители на тотални протези максималната загризна сила е 2 до 11kg, а кај носители на парцијални протези 11,7kg. При сила од 1,35 до 2,25kg физиолошката подвижност на забот изнесува 8 до 28µm. Авторката дава и карактеристики на коската при вертикално оптоварување. Максималниот притисок кој коската може да го поднесе изнесува 195MPa, а нејзината издржливост на истегнување изнесува 133MPa.

Според **Howell** и **Brudevold**, како и **Anderson** и **Picton** (цитирано по **Glantz** и **Stafford**)<sup>30</sup> максималната сила на поединечен заб кај МПП се движи помеѓу 89N и 111N. Според нив притисокот на МПП се дистрибуира на базата на протезата и на потпорните заби и останатите потпорни ткива.

Кај пациенти со мобилни протези со гингиво-дентално оптоварување **Благојевиќ**<sup>10</sup> правела ЕМГ и ЕГД испитување и заклучила дека најголема сила се развива

на почетокот од цвакалниот циклус. Таа сила во пределот на цвакалниот центар изнесува 115 до 240N.

ЕГД-те испитувања на **Велески**<sup>95</sup> за нас се од особено значење. Тој прави споредба помеѓу силите во цвакалниот центар на потпрени субтотални протези и природен заб. На оралната лигавица без протеза измерени се вредности од 95,7N, а по 18 месеци носење на протеза вредноста на измерената сила речиси двојно се зголемува, измерени се 186,2N. Кај природен заб измерена е сила од 487,6N. Во оваа студија Велески ги истакнува и резултатите од гнатодинамометриските мерења на **Körber** кај испитаници со различни видови мобилни протези. Според него цвакалната сила на носители на мобилни протези се движи од 91 до 254N.

**Живко и Косовел**<sup>105</sup> со помош на механички гнатодинамометар вршат мерења на цвакалната сила кај пациенти носители на различни видови на протетички помагала. Контролна група се испитаници со интактно забало. Средни вредности измерени кај носители на протетички помагала во фронтот изнесуваат 286N и 396N во бочната регија. Кај контролната група измерени се 323N во фронтот и 545N во пределот на првиот молар.

**Van der Bilt**<sup>94</sup> зборува за намалената загризна сила кај носители на тотални протези. Според неговото испитување унилатералната загризна сила кај овие индивидуи изнесува 77 до 135N, додека истата кај особи со интактно забало изнесува 300 до 522N.

Имајќи го сето ова во предвид, планирањето и изработката на МПП со која истовремено ќе се постигне ефектна терапија која ќе биде биолошки прифатлива, со максимална естетика и усогласеност со лицето на пациентот, е одговорна работа, но истовремено и голем предизвик за терапевтот. Затоа при изработка на МПП сите елементи имаат специфична улога и треба да бидат правилно дизајнирани и употребени.

Големиот поврзувач спојувајќи ги деловите на МПП од двете страни истовремено ја дистрибуира и мастикаторната сила на потпорните ткива на двете страни без да предизвика нивно оштетување<sup>5,22</sup>. За да се постигне ова врската мора да биде ригидна. Во спротивно, доколку големиот поврзувач е флексибилен ќе се појави нерамномерна распределба на цвакопритисокот, а тоа пак ќе доведе до промени во потпорните ткива<sup>5</sup>. Функцијата на мандибуларниот голем поврзувач за разлика од максиларниот е во тоа што тој служи исклучиво за пренесување на силите, а не како потпирач. **Ben – Ur** и **cop**<sup>5</sup> го истакнуваат мислењето на **Henderson** и **Steffel** како и на **Campbell** и **cop**, кои препорачуваат мандибуларниот голем поврзувач да биде со димензии 4 x 2mm со полукрушковидна форма или форма на половина капка со цел да се постигне доволна ригидност на спојката и да се обезбеди комфор за пациентот. Во своето испитување на подложноста на свитливост и дејство на торзиони сили врз големиот конектор, **Ben – Ur** и **cop**<sup>5</sup> укажуваат на тоа дека најкрут е крушковидниот конектор (4 x 4mm). Од конвенционалните лакови најригиден е полуелипсоидниот со димензии 3,75 x 1,75mm. Со ова се согласуваат и **Настик** и **cop**<sup>43</sup>.

Во својата студија за различните облици на големиот поврзувач на мандибуларните МПП-и со билатерално дистални слободни седла, **Glantz** и **Stafford**<sup>30</sup> ја испитуваат нивната ригидност. Дизајнирани се три различни парцијални протези: со лингвална плоча, со подјазичен лак и секундарен поврзувач и трета со зголемен секундарен поврзувач. Тие заклучуваат дека присуството на секундарен лингвален лак нема влијание на ригидноста на протезата, односно присуството на засилен секундарен поврзувач дава поголеми деформации на протезната база.

Анализата на резултатите од испитувањата на крутоста на големиот поврзувач кај МПП-и кој **Ben – Ur**<sup>7</sup> ги прави со **Mijiritski**, **Gorfil** и **Brosh**, покажуваат дека од



тестираните 5 облици на подјазичен лак (заедно со 5 облици на максиларен поврзувач) најголема крутост покажува полукрушковидниот.

Еден од елементите за ретенција кои обезбедуваат дентогингивално пренесување на цвакопритисокот се телескопските коронки. Правилно индицирана и прецизно изработена парцијална протеза со телескоп коронки претставува протетичко помагало со највисоки биолошки и естетски вредности<sup>88</sup>. Овие коронки за да обезбедат оптимална ретенција, а притоа да не делуваат штетно на потпорните заби според **Körber** (цитирано по **Стаменковиќ**)<sup>88</sup> треба да се изработуваат како конусни коронки со агол од 5-7°.

**Han и cop.** сметаат дека телескоп коронките овозможуваат ретенционите заби да ги пренесат силите поаксијално и оптоварувањето да го дистрибуираат порамномерно отколку кукичките што дава можност за подолготрајно сочувување на потпорните заби<sup>34</sup>.

Ретенционата сила на конус коронките кај МПП треба да е лимитирана помеѓу 5-10N според **Gütschow** (цитирано по **Güngör**)<sup>32</sup>. Токму оваа ретенциска снага на телескоп коронките во зависност од нивниот агол и висина на внатрешната коронка и влијанието на потпорните заби и околното ткиво ја испитувал **Güngör**<sup>32</sup> со помош на методот на конечни елементи. Тој забележал дека кај експерименталниот модел напрегањето и силата на истегнување се поголеми колку е помал аголот и поголема висината на внатрешната коронка. Две години подоцна **Güngör и cop.** изработиле 90 модели на телескоп коронки со различни комбинации на агол и висина на коронка на кои мереле внесување и изнесување на коронките. Заклучоците биле слични на они при анализата со конечни елементи. При исти агли зголемување на висината доведува до зголемување на ретенционата снага<sup>33</sup>.

**Sekiguchi и Kuroiwa**<sup>84</sup> го испитувале влијанието на аголот и висината на титаниумски конусни коронки врз нивната ретенциска снага и заклучиле дека таа опаѓа со зголемување на аголот, а настанува нејзино развлекување со зголемување на висината на коронката.

Оптоварувањето на ретенциониот заб е поаксијално, а дистрибуцијата е поправилна кога мобилната парцијална протеза е изработена со телескопски коронки отколку со кукички, заклучуваат **Han и cop**<sup>34</sup>. Кај потпорниот заб со телескоп коронки се јавува помала хоризонтална торзиона сила и поголема вертикална транслација. Истовремено тие сметаат дека телескоп коронките го сочувуваат забот и неговиот потпорен апарат.

**Pezzoli, Rosswtto и Calderale** во својата *in vitro* студија откриле дека телескопските протези се постабилни и го пренесуваат оптоварувањето по рамномерно отколку останатите парцијални протези<sup>69</sup>.

**Ogata и cop.**<sup>64</sup> ја испитува дистрибуцијата на оклузални сили кај мандибуларни МПП-и со дистално слободни седла со конус телескоп коронки. Дистрибуираната сила на ретенционите заби е мерена по инсерција на протезите и 3 месеци подоцна. При постериорно оптоварување на протезата процентот на сила дистрибуирана на ретенциониот заб и мал. Кога силата е аплицирана на антериорниот артефицијален заб 65-100% од силата се дистрибуира на забот. Овој процент се зголемува со зголемување на времето на носење на протезите.

Со помош на МКЕ, **Zeljковиќ, Miljković и Đurić** прават анализа на силите, напоните и деформациите кај телескоп протези кај случаи на Kennedy I класа. Испитувани се промените на забите носачи под дејство на вертикални сили од 100 и 50N и бочни сили 10 и 5N. Во првиот случај телескоп коронки се поставени само на два забa (44, 34), а во вториот случај на четири забa (44,43, 33, 34). Испитувањето покажува дека реакциите на забите зависат од интензитетот, правецот и местото на делување на силите

како и од бројот на забите носачи. Во вториот случај оптоварувањето на забите носачи се намалува за 20 – 30%<sup>104</sup>.

Речиси сите парцијални протези имаат оклузални потпирачи со цел да се пренесе силата на надолжната оска на потпорниот заб, за да се спречи повлекувањето на периодонталното ткиво и да се стабилизира протезата. За да може тоа да се постигне оклузалните потпирачи мора да бидат ригидни<sup>36</sup>.

**Frechette**, цитирано по **Feingold** и *cop.*<sup>25</sup>, во лабораториската студија за МПП-и со дистално слободни седла заклучува дека оптоварувањето и движењето на ретенциониот заб е под влијание на бројот и локацијата на оклузалните потпирачи, обликот и ригидноста на денгалните конектори и екстензијата на протезната база.

**Kratochvil**<sup>48</sup> смета дека мезијалниот оклузален потпирач на најдисталниот ретенционен заб обезбедува вертикална потпора на МПП и го заштитува резидуалниот алвеоларен гребен од нагмечување.

**Thompson** заедно со **Kratochvil** и **Caputo** на фотоеластичниот модел на билатерално дистално слободна МПП анализираат неколку МПП-и со различни конвенционални ретенциони елементи. Анализата покажува дека мезијалниот оклузален потпирач ја дава најпосакуваната дистрибуција на аплицираната вертикална сила, додека дисталниот потпирач ја движи клиничката коронка дистално и апексот на забот мезијално<sup>93</sup>.

**Kratochvil** заедно со **Cecconi**, **Robinson**, **Nally**, **Browning** (цитирано по **Hosman**) се зазема за дизајнирање на т.н. стрес – управувани МПП со цел да се сочуваат ретенционите заби од деструктивни сили<sup>36</sup>. Нивна препорака е употреба на мезијален оклузален потпирач со што би се избегнало МПП да делува како полуга на ретенционите заби при вертикално оптоварување на протезната база односно би се спречило нивно извртување.

**Sansom** и *cop.* (цитирано според **Myers**)<sup>61</sup> со помош на фотоеластична студија на денгално потпрени парцијални протези заклучуваат дека позицијата на оклузалниот потпирач на забот носач влијае врз правецот на пренесување на притисокот на протезната база.

**Myers**<sup>61</sup> со своите соработници ја испитува дистрибуцијата на притисокот на изолиран заб-носач во зависност на оклузалниот потпирач. Тој смета дека оптоварувањето врз забот предизвикано од мезијален или дистален потпирач кај редуцирана база на МПП со дистално слободни седла е исто, единствено се разликува страната на оптоварување на забот. Според нив, кај овој тип на протеза се препорачува употреба на континуиран оклузален потпирач.

Голем е бројот на автори кои го испитуваат влијанието на ретенционите елементи врз забот на кој се поставени. Различни видови на кукички кај МПП со дистално слободни седла со помош на фотограмметриски метод испитувани се од страна на **Feingold**, **Grant** и **Johnson**<sup>25</sup>, а со цел да се спореди нивниот ефект врз движењето на седлата и да се евалуира позицијата на оклузалниот потпирач. Нивниот заклучок е дека леана кукичка со дистален потпирач сигнификантно го зголемува движењето на ретенциониот заб во споредба со иста таква кукичка со мезијален потпирач, но истовремено сметаат дека постојат фактори кој многу повеќе влијаат на движењето на забот отколку што влијае позицијата на оклузалниот наслон.

Истите автори го посочуваат и мислењето на **Henkneby** кој смета дека дистрибуцијата на силата помеѓу ретенциониот заб и ткивата под протезното седло зависи од формата на оклузалниот потпирач, денгалниот скелет и фриксијата помеѓу седлото и лигавичниот тегмент.<sup>25</sup>

**Cecconi, Asgar и Dootz**<sup>18</sup> сметаат дека мастикаторната сила се пренесува на потпорниот заб преку оклузалниот потпирач, а поместувањето на забот е поголемо на страната на оптоварувањето отколку на спротивната страна.

**Gapido и сор.** го испитувале заморот на материјалот на леаните оклузални потпирачи при користење на Co-Cr и Ag-Pb-Cu-Au легури. Студијата укажува на тоа дека постои поголема отпорност кај Co-Cr легурите дури и оние со дебелина од 0.8mm даваат 100% издржливост при симулирана употреба која одговара на 3 год клиничка употреба на протезите<sup>28</sup>.

**Igarashi, Ogata, Kurowa и Wang**<sup>40</sup> во *in vivo* студијата за дистрибуција на силите и подвижноста на ретенциониот заб кај МПП со билатерално дистално слободни седла го испитуваат влијанието кое различни видови на ретенциони средства (леани кукички, Aker – ова кукичка и телескоп коронки) го имаат врз подпротезните ткива. Со помош на сензор ги регистрирале вертикалните и хоризонталните движења на дистално слободните протезни седла. Според нив најголема подвижност на забите е забележана кај леаната кукичка, а најмала кај телескопските конусни коронки. Нивната анализа укажува на тоа дека различните ретенциони средства влијаат на дистрибуцијата на сила кај дистално слободните седла што е директно поврзано со ригидноста на врската на ретенционите елементи со протезата. Кај леаната кукичка на подпротезното ткиво се пренесува 51 до 60% од оптоварувањето, кај Aker-овата кукичка 29 до 51%, а кај конусните телескопски коронки само 13 до 26%. Ова во целост го поддржува концептот за ригидна врска на потпорниот заб и МПП со дистално слободни седла.

**Browning, Meadors и Eick**<sup>11</sup> прават трдимензионално стереофотометриско *in vitro* мерење на движењата на ретенциониот заб под дејство на оклузална сила во зависност од применетата кукичка. Се наметнува заклучокот дека независно од видот на употребената кукичка сите тие се придвижуваат буко-лингвално и оклузално во поголема мера од ретенциониот заб, а движењето се зголемува со зголемување на силата.

Во *in vivo* испитувањето за движењето на ретенциониот заб направено од **Browning, Eick и McGarran**<sup>12</sup>, анализирана е подвижноста на забот при оптоварување во функција зависно од дизајнот на употребената кукичка. Движењата на МПП-и во сите измерени правци се помали од 100µm. Движењата на протезата и ретенциониот заб се зголемуваат со зголемување на силата на оптоварување, но промените се безначајни при зголемување на притисокот до појава на болка. Најголеми поместувања се јавуваат за релативно мали сили. Движењата на кукичките се поголеми од движењата на забот.

Уште во 1975 год **Shibuya** со апарат за мерење на напрегањата го анализира однесувањето на мандибуларна МПП со дистално слободни седла. Анализата на петнаесет различни МПП го наметнува заклучокот дека пренесувањето на силите врз потпорните ткива зависи од употребата на елементите за ретенција, поврзувањето на забите и употребата на елементи за индиректна ретенција. При употреба на резилентни зглобни врски најголемо е оптоварувањето на резидуалниот алвеоларен гребен директно под местото на дејство на сила<sup>36</sup>.

**Mizuuchi и сор.**<sup>60</sup> во својата студија го испитуваат влијанието на позицијата на дејство на оптоварувањето и примената на директната ретенција на движењето на ретенционите заби и протезната база кај МПП. Тие заклучиле дека дисталното поместување на ретенциониот заб е значително помало кај протеза со мезијален оклузален потпирач отколку кај онаа со дистален потпирач. Позицијата на дејство на оптоварувањето влијае на големината и правецот на поместувањето на ретенциониот заб и протезната база. Постериорно и лингвално оптоварување предизвикува сигнификантно поместување на ретенциониот заб.

**Liau и Chen**<sup>54</sup> во својата анализа на притисокот на МПП со дистално слободни седла со помош на МКЕ, дистрибуцијата на мастикаторните сили ја поврзуваат со големината на оклузалниот контакт. Моделот е конструиран така што првиот премолар е потпорен заб. Тие забележуваат редукција од 15% на притисокот кој се пренесува на потпорниот заб кога вертикалната сила на оптоварување е истовремена на сите заби на МПП во однос на онаа која се пренесува на потпорниот заб кога силата дејствува само на вториот премолар и првиот молар. Уште поголема редукција на сила се постигнува кога се оптоварени сите заби од протезата, но во две точки. Притоа вертикалното поместување на оралната лигавица е само за 0,015mm поголемо отколку при оптоварување на сите заби, но во една точка. Авторите заклучуваат дека доколку кај овие протези бројот на оклузални контакти се зголеми и распореди рамномерно, при дејство на иста вертикална сила, ќе се намали оптоварувањето на ретенциониот заб со минорни ефекти на алвеоларната мукоза.

Пренесувањето на притисокот и ефектот кој МПП-и го имаат врз парадонталните ткива и врз фиксните конструкции го испитувале **Itoh и cop.**<sup>42</sup>. Изработени се модели на мандибуларна билатерално терминална беззабност каде првиот премолар е последен во забната низа и е со различна ширина на периодонталниот простор, а кај едниот модел постои и коскен дефект. Применета е фотоеластична стрес аналитичка метода, а мерењата се правени пред и по поставување на протезата. Заклучок е дека притисокот на беззабниот алвеоларен гребен при аплицирана вертикална сила во пределот на првиот молар е најголема во пределот под оптоварувањето и е без сигнификантна разлика кај нормалниот модел и кај моделот со интердентален коскен дефект. Кај моделот со голем коскен дефект најголемото оптоварување е регистрирано непосредно до дисталниот носач. Аплицираната вертикална сила предизвикува мал пренос на притисок на спротивната страна на беззабиот гребен. Прогресивното зголемување на бројот на поврзани заби не обезбедува пропорционално намалување на максималниот притисок. Нивниот заклучок е дека не е забележана сигнификантна редистрибуција на притисокот со зголемување на бројот на заби носачи на повеќе од три за сите состојби на парадонталниот простор, со или без коскен дефект, за сите типови на оптоварување.

Уште **Applegate** во далечната 1965 зборува за значењето на поврзувањето на вториот премолар како ретенциски заб со антериорен заб (цитирано по **Myers**)<sup>61</sup>.

**Preiskel** смета дека треба да се поврзат сите антериорни заби (цитирано по **el Charkawi и el Wakad**)<sup>20</sup>, а **Kratochvil**<sup>93</sup> смета дека тој број треба да е помал.

Екстракоронарните атечмени обезбедуваат значително подобра ретенција и естетика отколку класичните кукички во третманот на билатерално терминалната беззабност. Но поради појава на сили на ротирање на потпорниот заб и можноста за негово преоптоварување, се наметнува потреба од сплитување на ретенционите заби.

Во *in vitro* студијата на **el Charkawi и el Wakad**<sup>20</sup> анализиран е ефектот кој поврзувањето на повеќе заби во целина го има врз дистрибуцијата на оптоварувањето на екстракоронарните атечмени употребени во конструкцијата на МПП со дистално слободни седла. Оваа студија покажува дека не постои сигнификантна разлика помеѓу екстракоронарен атечмен поставен на три или две коронки поврзани во блок. Но, кај истиот атечмен поставен на само една коронка притисокот сигнификантно се зголемува дури девет пати во однос на оној поставен на три коронки. Поместувањето на оптеретувањето по дистално исто така доведува до зголемување на оптоварувањето. Авторите сметаат дека е потребно вклучување барем по две коронки заедно при поставување на екстракоронарен атечмен.

**Saito и сор.**<sup>77</sup> прават анализа на дистрибуцијата на притисокот на потпорните заби и поместувањето на протезната база кај пет типа на МПП. Една протеза е со кукички, две со прецизни атечмени од кои едната е со, а другата без стабилизатор и две протези со конус коронки со и без прекунепчан стабилизатор. Нивниот заклучок е дека оптоварувањето кос се јавува на терминалниот ретенциски заб е поголем кај ригидниот прецизен атечмен и конусните телескоп коронки отколку кај терминалниот заб на кој е поставена кукичка. Притоа атечмените се со тенденција да го концентрираат оптоварувањето кај терминалниот заб за разлика од конусните коронки кои пренесуваат дел од оптоварувањето и на антериорниот заб. Оптоварувањето на резидуалниот алвеоларен гребен е значително помало кај протезите ретинирани со атечмен или телескоп коронки отколку кај оние со кукички. Не постои значајна разлика помеѓу оптоварувањето кај МПП со атечмени и со телескоп коронки. Во однос на поместувањето на протезата, тоа е помало кај протезите со атечмен и стабилизатор како и кај телескоп протезите со прекунепчан стабилизатор.

**White**<sup>97</sup> го испитува оптоварувањето на ретенционите заби при употреба на различни атечмени кај МПП-и под дејство на вертикални сили. Тој доаѓа до заклучок дека независно од видот на атечменот при удвојување на ретенционите заби, поголемо е оптоварувањето на дисталниот заб, додека кај поединачен ретенционен заб оптоварувањето е по надолжната оск на забот. Кај ниеден од испитаните атечмени не е забележано оптоварување на резидуалниот гребен.

Пренесувањето на силите кај МПП со дистално слободни седла ретинирани со четири различни интракоронарни атечмени и два вида на кукички, го испитувале **Chou и сор.**<sup>19</sup> со помош на фотоеластична анализа. Нивен заклучок е дека интракоронарните атечмени предизвикуваат поголемо оптоварување на ретенциониот заб отколку кукичките.

**Feingold, Grant и Johnson**<sup>26</sup> го испитувале поместувањето на потпорните заби и протезната база кај МПП со резилентни, ригидни прецизни и полупрецизни атечмени. Забележиле дека поместувањата се помали кај МПП со ригидни прецизни или полупрецизни атечмени.

**Ling**<sup>57</sup> прави анализа на дистрибуираното оптоварување врз потпорните ткива кај парцијални протези со зглобни екстракоронарни атечмени. Анализата покажува дека не постои сигнификантен ефект врз дистрибуцијата на оптоварувањето на потпорните ткива во зависност од различниот број на потпорни заби кога се надополнува вториот молар.

**Berg и Caputo**<sup>8</sup> во својата фотоеластична студија за дистрибуцијата на оптоварувањето кај максиларни дистално слободни МПП ретинирани со екстракоронарни атечмени сметаат дека најприфатливо е оптоварувањето кога примената на атечменот е пратена со стабилизациски потпирач и при спојување на потпорните заби.

Истите автори прават фотоеластична анализа и на оптоварувањето на потпорните ткива кај МПП со атечмени како ретенциски елементи. Заклучокот е дека е потребно поврзување на потпорните заби бидејќи кај поединечни потпорни заби атечменот предизвикува дистална сила на забот што резултира со појава на хоризонтална сила на околната коска<sup>51</sup>.

Двата различни става во планирањето на ретенцијата кај МПП кај мандибуларна Kennedy I класа, односно користење на резилентна и ригидна врска, симулирани се во студијата која ја прават **Ospina и Garcia**. Тие користат резилентен и ригиден атечмен поставени на два поврзани заби, канин и прв премолар, и го испитуваат биомеханичкиот ефект врз потпорните ткива односно ги регистрираат напрегањата и поместувањата на потпорните заби и резидуалниот гребен во симулираните случаи на Kennedy I класа.



Заклучокот е дека ригидниот модел обезбедува дистрибуција на напрегањата и помали поместувања на базата отколку резилентниот модел<sup>65</sup>.

Динамиката на однесувањето на МПП со дистално слободни седла со помош на дводимензионална анализа со МКЕ ја испитувал **Nogawa**<sup>62,63</sup>. Авторот нагласува дека е најприфатлива употреба на мезијален оклузален потпирач на најдисталниот ретенционен заб. Резултатите добиени од испитувањето сугерираат дека за изучување на мастикаторните сили поприфатлива е употребата на нелинеарна анализа.

**Стаменковиќ и Настик**<sup>87</sup>, исто како и **Suvin**<sup>89</sup>, го опишуваат вертикалното поместување на дистално слободно протезно седло. Кај гингивално носена протеза оптоварувањето на мезијалната третина предизвикува пропаѓање на седлото под местото на дејство на сила и подигање на дисталниот крај, додека мезијално потпрена протеза при исто оптоварување не покажува поместување. При оптоварување на средната тертина на гингивално носена протеза поместувањето е рамномерно по должината на седлото, а кај мезијално потпрената протеза дисталниот крај се поместува вертикално надолу два пати повеќе од непотпрената протеза.

**Suvin**<sup>89</sup>, укажува и на влијанието на должината на протезното седло врз неговото поместување. Тој смета дека при иста резилентност на лигавицата еднаква сила предизвикува поголемо поместување на пократкото седло.

Според **McCracken** колку е подолг беззабиот простор покриен со протезната база, толку е поголемо дејството на полуга врз забот носач<sup>59</sup>.

Ефектите од дејство на оклузална сила во зависност од должината на протезното седло го испитувале **Ben-Ur** и **cop**<sup>6</sup>. Тие сметаат дека кај асиметрична Kennedy I класа, оската на ротација на краткото седло е подистално лоцирана. Кај асиметрични протезни седла резултантната сила паѓа на лингвалната страна на краткото седло додека кај долгот седло оптоварен е букалниот дел на резидуалниот гребен. За избегнување на вакво несакано дејство на силата врз краткото седло, тие препорачуваат што помезијално поставување на оклузалниот потпирач.

**Radow** и **Derant**<sup>73,74</sup> прават *in vitro* и *in vivo* испитување за функционалната сила кај фиксни и мобилни парцијални протези при максиларна билатерално терминална беззабност. Првата студија е правена на лабораториски модел каде механичките особини на инволвираните биолошки потпорни ткива се симулирани со артефицијални материјали. Во *in vivo* студијата авторите прават компарација на деформациите и дистрибуцијата на максималната хабитуелна цвакална сила и максималното унилатерално оптоварување на случаи решени со: 1. циркуларен мост со дистално поставен член и 2. циркуларен мост на чии дистални носачи се поставени прецизни атечмени на кои се ретинира МПП. Во двете испитувања добиените резултати го наметнуваат заклучокот дека деформациите под дејство на цвакалните сили се поголеми во фиксниот дел доколку не е вклучена и МПП.

**Augereau** и **cop**<sup>1</sup> го испитуваат притисокот и деформациите на биолошките структури под протеза и на ретенциониот заб кај мандибуларна Kennedy I класа. За таа цел изработуваат симплифициран тридимензионален модел со помош на МКЕ и ги анализираат различните системи на ретенција. Според нивната студија, независно од системот за ретенција забите се движат под влијание на оклузалните сили во букален дистален и апикален правец. Системот кој обезбедува поврзување на МПП со ретенциониот заб, односно копчето и атечменот се најмалку агресивни врз потпорниот заб. Екстракоронарниот атечмен според нив е поризичен од интракоронарниот. Поставување на оклузален потпирач на мезијалната страна на забот покрај беззабиот простор го истакнуваат како особено значајно за правилна дистрибуција на притисокот.

Wu со *соп.*<sup>99</sup> користејќи дводимензионален модел на протеза, мукоза и коска со помош на МКЕ ја анализира дистрибуцијата на притисокот и отпорноста на подпротезните ткива. Изработуваат два вида на дводимензионални модели при што едниот е т.н. конектиран или поврзан и вториот сепариран модел. Аплицираат  $1\text{kgf/cm}^2$  вертикална сила на букалната половина од оклузалната површина на протезата. Во вертикален правец најголем притисок е забележан под местото на дејство на силата и кај двата модели. Вертикалното поместување на протезната база изнесува  $0,28\text{mm}$ .

Bartakova<sup>4</sup> го користи МКЕ за математичка симулација на коскено-ткивен одговор кај мандибуларна парцијална протеза. Испитувањата се правени кај мандибуларен тридимензионален модел кај кој првиот премолар служи за ретенција на МПП. На забот е делувано со вертикална сила од  $40,2\text{N}$ , сила по у-оска, и со сила од  $14,4\text{N}$  по z-оска. Оваа сила предизвикува притисок од  $0,95\text{MPa}$  на телото на мандибулата при што најголем притисок има на вестибуларната страна на забот.

## 2.1. МЕТОД НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ

Одредување на комплексниот одговор од страна на оралните ткива кој се јавува под дејство на функционалните и парафункционалните сили може да се направи со употреба на соодветна метода и примена на веќе познатите параметри за физичките карактеристики на живите ткива и реставративните материјали<sup>37</sup>. За таа цел се користи методот на конечни елементи кој може да се примени на многу различни структури и облици со најразлични големини и карактеристики со цел да се испитаат промените кои се случуваат по оптоварување и да се визуелизираат слабите места во самиот материјал<sup>23</sup>.

*Методот на конечни елементи (МКЕ)* е нумеричка метода заснована на физичка дискретизација на просторот со помош на која можат да се извршат анализите на напрегањата. Базичниот концепт на оваа метода е дека дадената форма (објект) која се означува како *континуум* се дели на серија ситни региони – подединици кои се нарекуваат *елементи*. Процесот на делење на континуумот на конечен број на елементи се означува како *дискретизација*. Елементите помеѓу себе се поврзани во точки наречени *јазли*<sup>15,47</sup>. Потребни се елементи со различна големина и облик за различни апликации. Тие треба да бидат така одбрани да можат што поверно да го претстават анализираниот облик. Она што е значајно да се истакне е тоа дека секој елемент ги задржува физичко-механичките карактеристики на оригиналната структура<sup>37</sup>.

Во форма во која се користи и денес овој метод прв го употребил Hrenikoff во 1941 год., а две години подоцна и Courant<sup>37</sup>. Argiris со *соп.* дава голем придонес во развојот на МКЕ изработувајќи постапка за негова компјутерска употреба. Овој метод за прв пат е употребен во аероиндустријата во почетокот на 60-тите години на минатиот век. Веќе е стандардна метода во инжинерството и се употребува во комбинација со компјутерската графика, а постепено го наоѓа своето место и во биомеханиката која како наука ги изучува механичките процеси на и во живите ткива и системи. Анализата со конечни елементи е есенцијален концепт во компјутерски симулираниот дизајн (CAD)<sup>37,98</sup>.

Овој метод генерално се јавува како два вида на анализи: 2Д и 3Д моделирање при што 3Д анализата произведува посигурни резултати но, потребна е употреба на побрзи компјутери<sup>98</sup>. Со овој метод диференцијалните равенки кои се јавуваат кај класичните методи по дискретизацијата на континуумот се претвораат во систем на алгебарски равенки со конечен број на непознати кои може да се линеарни и нелинеарни. Линеарните анализи се комплексни, сметаат дека одговорот на дејство на силата е

секогаш линеарен и не ја земаат во обзир пластичната деформација. Најчесто структурите под дејство на оптоварување не се однесуваат линеарно па во тие случаи се употребува нелинеарната анализа која може да ги следи настанатите пластични деформации<sup>100</sup>.

МКЕ во последните четири децении го отсликува нивото на реалистична симулација на меките ткива и нивните деформации при компјутерски симулираните хирушки апликации. Софистицираните модели и брзите сигурни нумерички симулации даваат нови можности во хирушкото планирање<sup>103</sup>.

Методот на конечни елементи во стоматологијата за прв пат е употребен во раните 70-ти години на 20-от век од страна на **Farah, Craig и Sikarski** со цел да се оптимизираат облиците на денталните реставрации, а потоа продолжуваат со примена на методот правејќи дводимензионален модел на еден квадрант од мандибулата<sup>24</sup>. Во својата студија го истакнуваат тродимензионалниот модел на мандибула на **Knoell** направен со цел да се испита притисокот во регионот од првиот премолар до првиот молар.

Оттогаш до денес бројни се авторите од сите области на стоматологијата кои го користат овој метод во своите истражувања.

Во ортодонцијата МКЕ употребен е за анализа на напрегањата во периодонталниот лигамент под дејство на ортодонтски сили од страна на **Geramy**<sup>29</sup> и **Tanne и соp.**<sup>91</sup> или поместувањето на забот под дејство на ортодонтски сили од страна на **Cattaneo, Dalstra и Melsen**<sup>17</sup>.

Правени се испитувања со овој метод и во областа денталната патологија и ендодонцијата. **Hübsch, Middleton и Knox**<sup>38</sup> го испитуваат реставрирањето на забот со композити и инлеј или микрофрактурите на цементот испитани од **Komposiora и соp.**<sup>49</sup>. Напрегањата на природен заб со МКЕ го испитуваат **Rubin и соp.**<sup>76</sup>.

Во протетиката бројни се испитувањата на напрегањата и деформациите на протетичките изработки и анализи за дистрибуцијата на силите под дејство на оклузалните сили направени од **Darbar и Huggett**<sup>21</sup>, **Takayama**<sup>90</sup> или **Wo**<sup>99</sup>, односно **Pandurić**<sup>66</sup>.

**Sato Y.** со **соp.** многу често во испитувањата го користи МКЕ за да ги оптимизира облиците на елементите на МПП или притисокот кај меките подложувачи<sup>78-84</sup>.

**Proos и соp.**<sup>70,71</sup> го анализираат дизајнот на гингивалната стапалка и аголот на препарација кај заби реставрирани со коронки како и оптималниот облик на денталните мостови исто како и **Augereau**<sup>2</sup> или **Kelly**<sup>46</sup> кои ги анализираат неуспесите на целосно керамичките фиксни парцијални протези.

Овој метод сè почесто се користи во анализите поврзани со денталните импланти. **Papavasilliou и соp.**<sup>68</sup> го испитуваат стресот околу поединачен имплант, **Lin и Wang**<sup>56</sup> го испитуваат поврзувањето на имплантите под дејство на оклузални сили. Осеоинтеграцијата на денталните импланти ја испитуваат **Holmgren и соp.**<sup>36</sup> или влијанието на материјалот на супраструктурите врз стресот кај имплантите анализирано е од **Sertgöz**<sup>85</sup>. **Teixeira и соp.** со 3Д модел на осеоинтегриран имплант ја симулираат stress-дистрибуцијата во периимплантантата коска<sup>92</sup>.

За валидноста на нелинсарните анализи со МКЕ споредена со *in vivo* анализа на напрегањата на импланти при имедијатно оптоварување зборуваат **Eser и соp.**<sup>23</sup>. Во студијата забележано е големо совпаѓање на количеството на напрегање добиено со изработката на моделот на поставени импланти на кадавери и нелинеарниот модел со конечни елементи. Во испитувањето математичкиот модел покажува помали напрегања но разликата помеѓу двата модели не е сигнификантна. Од сето ова се заклучува дека МКЕ обезбедува компаративни вредности за количеството на напрегање на имплантите.

### 3. ЦЕЛ НА ТРУДОТ

Проблемите во дистрибуција на силата кај мобилна парцијална протеза со дистално слободни седла се должи на разликите помеѓу потпорните ткива, виличниот тегмент и забите. Целта на протетичката терапија е да се воспостави функционално единство помеѓу МПП и оралните ткива. Од тука произлегува и целта на нашето испитување.

Да се испита дистрибуцијата на оклузалните сили кај мандибуларна билатерално терминална беззабност:

1. а. - врз ретенционите заби кај протези со мезијални оклузални потпирачи,  
б. - врз виличниот тегмент кај протези со мезијални оклузални потпирачи;
2. а. - врз ретенционите заби кај протези со екстракоронарен атечмен,  
б. - врз виличниот тегмент кај протези со екстракоронарен атечмен;
3. а. - врз ретенционите заби кај протези со телескоп конус коронки,  
б. - врз виличниот тегмент кај протези со телескоп конус коронки;
4. - кај парцијални протези со екстракоронарен атечмен во зависност од бројот на поврзани заби;
5. - поместувањата кои под дејство на силите ќе се јават кај ретенционите заби и виличниот тегмент.

## 4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

За да може да се реализираат поставените цели на ова испитување неопходно беше да се изработи тридимензионален (3Д) компјутерски модел на мандибуларна билатерално терминална беззабност, Kennedy I класа, и мобилни парцијални протези со елементи за ретенција и пренесување на цвакопритисокот зададени во целта на истражувањето.

Изработката на тридимензионалниот модел и компјутерската анализа на податоците беа направени на Катедрата за теорија на конструкции при градежниот факултет во Скопје.

Компјутерскиот модел се изработи врз база на KaVo EWL Study Model UK T7 прикажан на сл. 1.. Тоа е модел на парцијално беззаба вилица, Kennedy I класа, со преостанати заби 44, 43, 42, 41, 31, 32, 33. Скенираниот модел е соодветно компјутерски обработен, а потоа на така добиениот модел направени се напречни пресеци на парцијално беззабата вилица за да може на него да се измоделираат елементите на идната МПП (сл. 1.).



Сл. 1. KaVo EWL Study Model UK T7

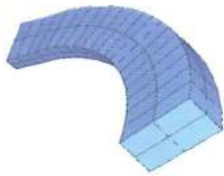
За моделирање на корените на преостанатите заби и периодонталниот лигамент користени се податоци од литературата<sup>3,58</sup>.



Сл. 2. Моделиран заб - инцизив: а) вестибуларна страна б) апроксимална страна.

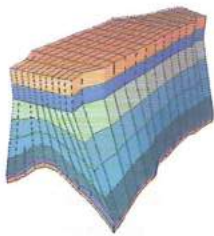
Изработени се три различни модели но, кај сите модели основните елементи на мобилната парцијална протеза беа исти. Измоделиран беше метален скелет со дебелина 0,07mm и ширина соодветна на ширината на алвеоларниот гребен. Големиот поврзувач беше претставен со подјазичен лак со димензии 4x2 mm (сл. 3.)<sup>5</sup>.



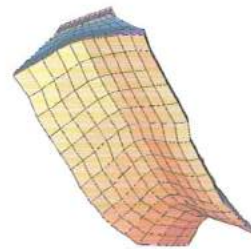


Сл. 3. Голем поврзувач – подјазичен лак.

На металниот скелет беа измоделирани акрилатни седла кои одговараат на протезната база и акрилатните заби кои беа сместени во просторот помеѓу лигавицата на резидуалниот алвеоларен гребени и ориентационата протетичка рамнина која претходно беше исцртана на тридимензионалниот модел (сл. 4 и 5.).

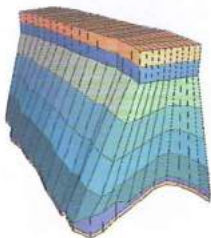


а.

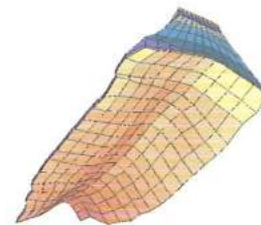


б.

Сл. 4. Кратко седло: а) со сите елементи – акрилат, метален скелет и слој на акрилатни заби; б) гледано од долна страна.



а.



б.

Сл. 5. Долго седло: а) со сите елементи – акрилат, метален скелет и слој на акрилатни заби; б) гледано од долна страна.

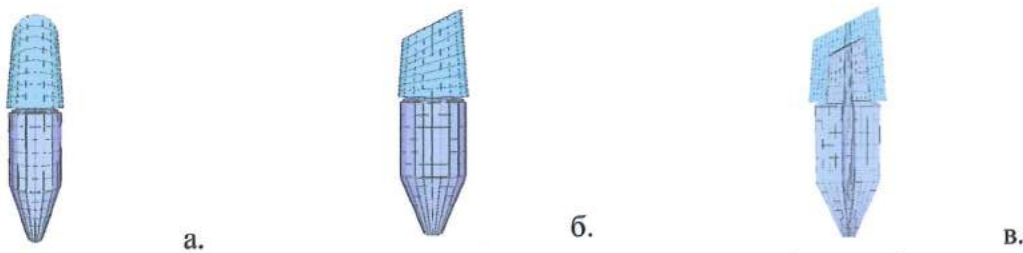
На компјутерскиот модел на мандибуларна билатерално терминална беззабност беа изработени три МПП со различни елементи за пренесување на цвакопритисокот.

**МОДЕЛ I:** на забите 44, 43 и 32, 33 беа измоделирани систем на телескоп коронки. Внатрешните телескоп конус коронки се со степен на закосеност од  $5^\circ$  и стапалка од 1mm во ниво на маргиналната гингива<sup>88</sup>. Над нив се измоделираа надворешни телескоп металкерамички коронки кои се ретинираат во протезната база. Дебелината на металот за двете коронки, и внатрешната и надворешната, изнесува 0,3mm. Просторот помеѓу вертикалните страни на двете коронки беше 0,03mm исто колку и дебелината на цементниот слој со кој внатрешната конус коронка беше цементирана на потпорниот заб<sup>87</sup>. Просторот помеѓу двете коронки во делот на оклузалната стран изнесува 0,3mm.

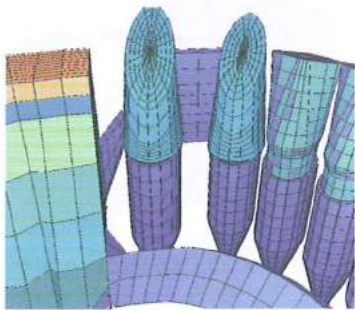
Дебелината на керамичкиот слој изнесуваше 1,5 до 2 mm (сл. 6.). Надворешните телескоп коронки се поврзани помеѓу себе.



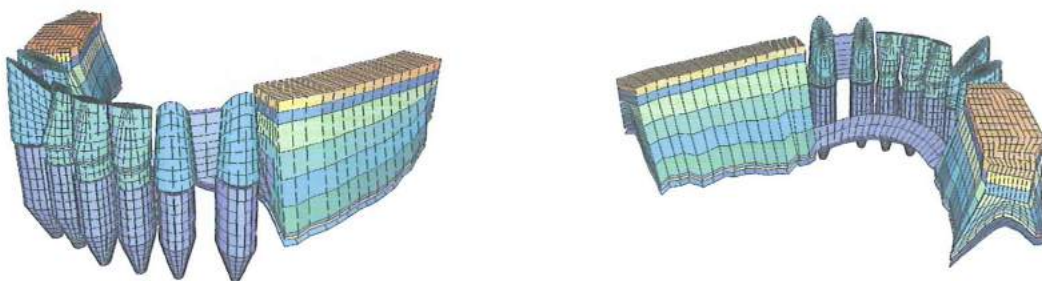
Сл. 6. а) Препарирани заб со стапалка; б) внатрешна телескопска коронка



Сл. 7. Измоделиран премолар со надворешна телескоп коронка: а) вестибуларна страна, б) апроксимална страна, в) напречен пресек на заб со телескоп (внатрешна и надвошна) коронка.



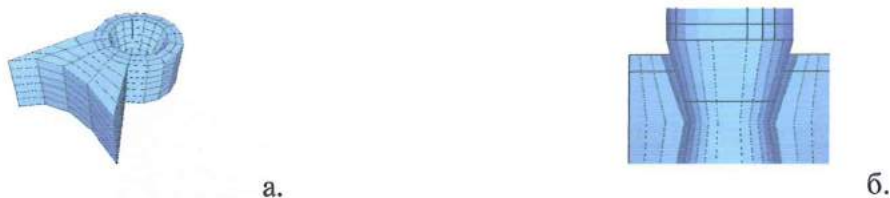
Сл. 8. Модел I: спој на телескоп коронките со МПП.



Сл. 9. Модел I: МПП со телескоп коронки: а. вестибуларна и б. орална страна.



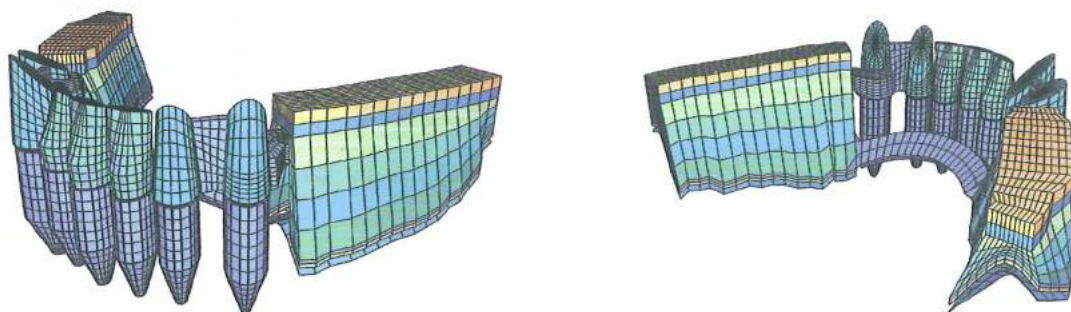
**МОДЕЛ II:** на потпорните заби 44, 43 и 32, 33 беа измоделирани металкерамички коронки на препарирани заб со агол на препарација на страните од  $5^\circ$  и стапалка од 1mm во ниво на маргиналната гингива. Дебелината на металот, керамиката и цементниот слој се исти како и кај првиот модел. На двата гранични заби 44 и 33 од лингвалната страна беше моделирана фрезувана површина која е во контакт со лингвалниот стабилизатор со дебелина од 0,8mm кој е директно поврзан со МПП. На апроксималните страни на забите поставен е екстракоронарен атечмен моделиран според димензиите и карактеристиките на класичен СеКа резилиентен екстракоронарен атечмен (МЗ 694 С) со висина од 3,20mm и ширина на машкиот дел од 1,88mm (долен дел) и 3,00mm (горен дел) и степен на слобода од 0,30mm, женскиот дел од атечменот е со висина од 1,33mm<sup>101</sup>(сл. 10.).



Сл. 10. Екстракоронарен атечмен: а) матрица б) пресек на закопчан атечмен.



Сл. 11. Модел II: а) заб со екстракоронарен атечмен поврзан со МПП, б) заб со фрезувана површина за стабилизатор.

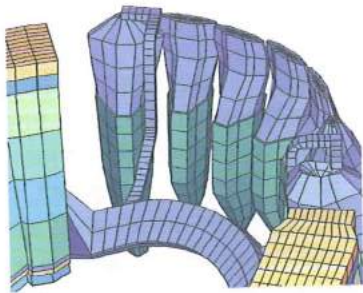


Сл. 12. Модел II: МПП со екстракоронарен атечмен и лингвален стабилизатор: а. вестибуларна и б. орална страна.

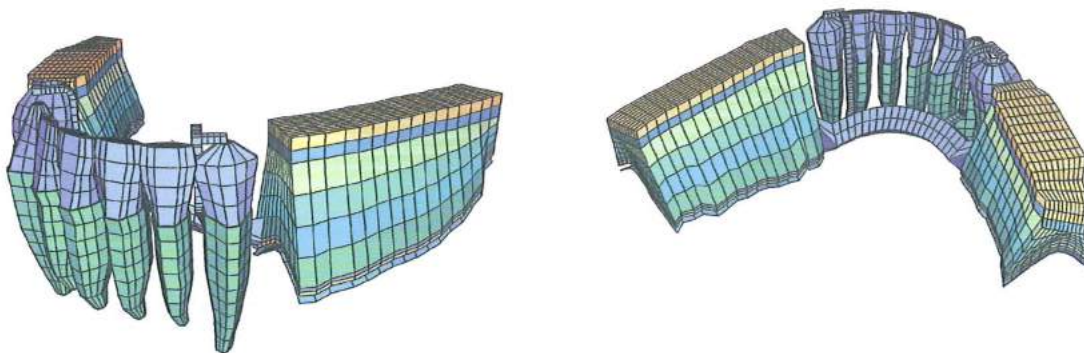
**МОДЕЛ III:** беа поставени мезијални оклузалени потпирачи на граничните заби 44 и 33 кои преку малите поврзувачи со димензии 0,8 x 1,2mm беа директно врзани на подјазичниот лак (сл. 13.).



Сл. 13. Мали поврзувачи со мезијален оклузален потпирач.



Сл. 14. Модел III: Мал поврзувач со мезијален оклузален потпирач поврзани со МПП.



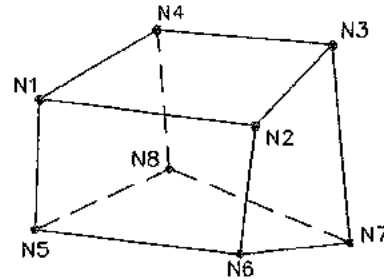
Сл. 15. Модел III: МПП со мезијален оклузален потпирач: а. вестибуларна и б. орална страна.

Анализите кои беа цел на ова истражување беа направени со употреба на методот на конечни елементи (МКЕ). Тоа е нумерички метод со кој се врши физичка дискретизација на просторот. Континуумот (независно од својата форма, облик, големина) се дели на елементи со конечни димензии. Овие елементи помеѓу себе се поврзани во дискретни точки означени како јазли<sup>67</sup>.

Континуумот во нашето испитување беше претставен со моделот на мандибуларно парцијално беззабата вилица (забите, резидуалниот алвеоларен гребен препокриен со

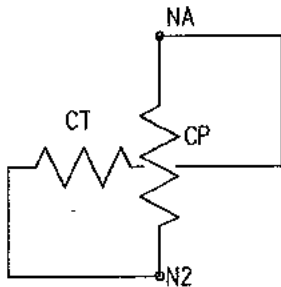
лигавица) и моделите на мобилните парцијални протези со сите нивни делови (метален скелет, голем поврзувач, акрилатни седла и телескоп конусни коронки кај првиот модел, коронки со екстракоронарен атечмен и лингвален стабилизатор кај вториот модел или мали спојки со мезијален оклузален потпирач кај третиот модел). Дискретизацијата на биолошките ткива и вградените елементи од МПП беше направена со 3Д солид елементи со квадрилатерален облик (сл. 16.).

Сл. 16. 3Д солид елемент.



Особено внимание им беше посветено на моделирањето на врските помеѓу природните и вештачките елементи.

Бидејќи се работи за терминални седла неопходно беше да се обезбеди нивно слободно движење кое ќе биде во граници на средната протетска резилентност на лигавицата<sup>3</sup> како и да се измоделира меѓупросторот помеѓу седлото и мукозата исполнет со плунка. За таа цел беа поставени два типа на федери (сл. 17.). На тој начин запазени се вискоеластичните својства на оралната лигавица<sup>67</sup>. Федери беа употребени и во моделирање на периодонталниот лигамент со ширина на периодонталниот простор од 0,18mm.



Сл. 17. Федери применети во моделирањето на оралната лигавица.

Компјутерските анализи и генерирањето на мрежата на конечни елементи беше направено со **SOFISTIK** софтверскиот пакет.

Во истражувањето беа користени конечни елементи базирани на методот на деформации, што значи дека основните непознати беа поместувањата во јазлите, а равенките на системот произлегоа од условите на рамнотежа на силите во дискретните точки на моделот.

Применета беше нелинеарната анализа<sup>27,67</sup> на дистрибуцијата на силите и вертикалните поместувања кои настануваат под нивно дејство. Во моделот постојат два типа на нелинеарности: материјална и промена на конструктивниот систем во текот на деформација на конструкцијата.

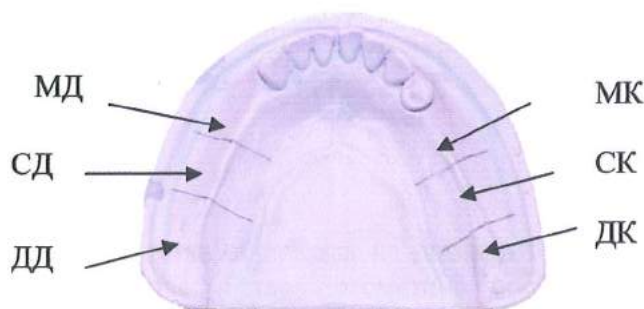
За вакви модели од особено значење е точно предвидување на материјалните карактеристики на вградените елементи. За таа цел користени беа податоци од светската литература, а се прикажани на табела 1.



	Young-ов модул на еластичност E (MPa)	Poisson-ов коэффициент $\nu$
заб <sup>4</sup>	10 000	0,30
периодонтален лигамент <sup>4</sup>	100	0,45
орална лигавица 1mm <sup>81</sup>	50	0,40
кортикална коска <sup>68</sup>	13 700	0,30
спонгиозна коска <sup>68</sup>	7 930	0,30
Co-Cr легура (Remanium 2000+) <sup>41</sup>	200 000	0,30
акрилат <sup>102</sup>	2 000	0,31
акрилатни заби <sup>102</sup>	3 000	0,33
порцелан на коронка <sup>55</sup>	96 000	0,29
Zn-поликарбоксилатен цемент <sup>55</sup>	5 110	0,35

Таб. 1. физички карактеристики на биолошките ткива и реконструктивните материјали користени при анализата со конечни елементи.

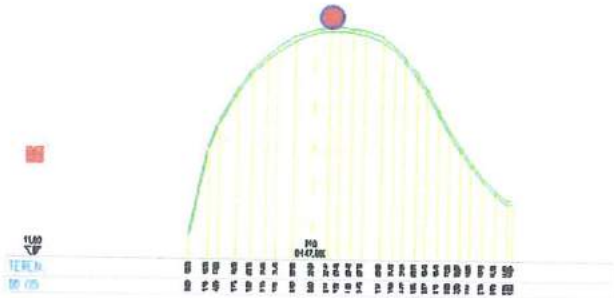
Според можностите на компјутерскиот софтвер големината на аплицирана сила не е лимитирана, но во истражувањето се задржавме на симулирани вертикални оклузални сили со јачина од 5 до 200N, соодветно на литературните податоци за развој на максимални цвакални сили кај носители на мобилни протези<sup>16,30,88,94</sup>. Во ова испитување времетраењето не беше земено како фактор за анализа<sup>16</sup>. Протезните седла беа поделени на третини: мезијална, средна и дистална (сл. 18.). Дисталните третини не беа изложени на дејство на сила<sup>3,89</sup>. Испитувано беше еднострано и двострано дејство на сила на краткото односно на долгото седло дејствувајќи одделно на мезијалните, потоа средните третини и едновремено дејствувајќи на мезијалната и средна третина на седлата.



Сл. 18. Поделба на моделот: кратко и долго седло поделени на третини.

За полесно следење на промените под дејство на симулираните оклузални сили беа одбрани референтни точки во кои е вршена анализата. Ширината на резидуалниот алвеоларен гребен беше претставена со 11 точки од кои средишната беше избрана како

референтна (сл. 19.) која во понатамошното излагање ќе биде означена како гребенска точка. Кај краткото седло беа анализирани 15 такви точки од кои од 1 - 5 припаѓаат на мезијалната третина, од 6 - 10 на средната и од 11 до 15 точка на дисталната третина. Кај долгот седло има 17 точки, а разликата со краткото седло е единствено што на дисталната третина и припаѓаат точките од 11 - 17.



Сл. 19. Гребенска точка

Дистрибуцијата на силата се следи на површината на секоја третина од виличниот тегмент под протезните седла и на спојот на забите со седлото, а кај моделот со оклузален потпирач на местото каде се потпира на забот.

Поместувањата на протезното седло под дејство на оклузалните сили е следено само во вертикален правец преку движењето на гребенските точки.

Поместувањето на забите е следено преку поместување на точката А која се наоѓа на дисто-апроксималната страна на корен на граничните потпорните заби под нивото на маргиналната гингива, а е прикажана на слика 20. Во ова испитување кај забите и следен правецот на нивно поместување во зависност од местото на дејство на симулираната оклузална сила. Следени се промените кои настануваат под дејство на вертикална сила од 5N за да може да се направи споредба со литературните податоци за физиолошката подвижност на заб со здрав парадонт.



Сл. 20. Дисто-апроксимална страна на премолар со точка А кај која се следени поместувањата на забот.

Се направи и статистичка обработка на добиените резултати за дистрибуција на силите врз потпорните ткива. Беше пресметана просечна вредност и стандардна девијација и анализа на варијанса на дистрибуираните сили кај трите модели според местото на дејствување на симулираната оклузална сила според ANOVA – тестот и post-hock Tukey HSD тест. Применет е и Mann-Whitney U тест за споредба помеѓу седлата при еднострано оптоварување во секој модел.

Резултатите добиени од ова испитување графички и табеларно се прикажани и компарирани со податоци од литературата.

## 5. РЕЗУЛТАТИ

Добиените резултати прикажани се за секој модел посебно, подредени според тоа дали симулираната оклузална сила делува еднострано или двострано и според местото, односно третината на протезното седло каде делува силата (мезијална, средна или мезијална и средна третина заедно).

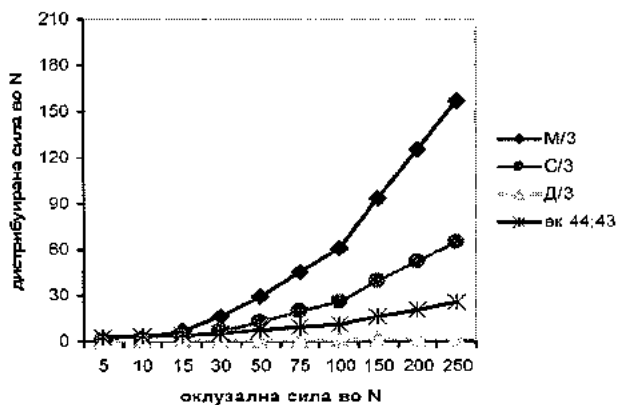
### 5.1. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ – МОДЕЛ I

- мобилна парцијална протеза со телескоп конусни коронки на забите 44, 43, 32, 33.

#### 5.1.1. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛА ПРИ ЕДНОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

##### 5.1.1.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МК)

Анализата на дистрибуцијата на силите при оптоварување на мезијалната третина на краткото седло (МК) покажува дека дистрибуираната сила е најголема на местото на делување (граф.1.), и тоа за сила од 5N – сила од 0,89N, за оклузална сила од 75N – сила од 45,18N и за 200N – сила од 124,8N. На средната третина дистрибуираната сила е помала освен за сила од 5N – сила од 0,93N. За сила од 75N изнесува 19,35N и 52,12N за сила од 200N. На дисталната третина се пренесува минимална сила и тоа за сила од 5N само 0,4N, за 15N сила од 0,48N, за сила од 75N дистрибуираната сила е 0,79N, а за сила од 200N – сила од 1,69N.



Граф. 1. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МК.

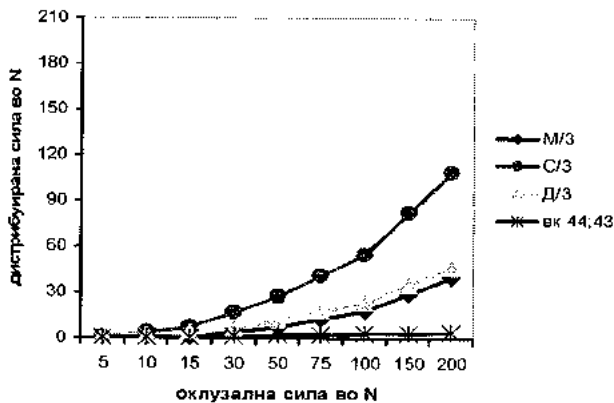
Дистрибуираната сила може да се изрази и во проценти. Овој процент е најголем е на местото на дејствување на силата, односно на мезијалната третина на краткото седло. Освен за мала сила од 5N каде изнесува 18%, за сили од 50N до 200N тој се движи од 58% до 62%.

На долгото седло, страната спротивно од дејството на силата, не се пренесува сила.

Врз потпорните заби на страната на краткото седло се дистрибуира сила која е прикажана на граф. 1. и изнесува 2,22N (44,4%) за сила од 5N до 20,86N (10,4%) за сила од 200N.

На потпорните заби на спротивната страна од страната на која дејствува оклузалната сила не е регистрирана дистрибуција на сила.

### 5.1.1.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (СК)



Граф. 2. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СК.

На граф. 2. прикажана е дистрибуција на силите по третини и потпорни заби при дејство на оклузална сила на средната третина на кратко седло (СК). Највисоки се вредностите за дистрибуирана сила на местото на дејство на оптоварувањето односно на средната третина. За најмалата симулирана сила од 5N на средната третина дистрибуирана е сила од 0,86N; за сила од 75N – сила од 41,02N и за сила од 200N максимални 109,21N. Разликата во дистрибуираните сили помеѓу мезијалната и дисталната третина се минимални, но во корист на дисталната третина. Оваа разлика меѓу силите на мезијалната и дисталната третина воочливи се кај дејството на малите сили. Така за сила од 5N на мезијалната третина дистрибуирана е сила од 0,54N, а на дисталната 1,84N; за сила од 75N - мезијална третина 13,13N и дистална третина 17,64N; за максимална симулирана сила од 200N – на мезијална третина 40,12N и дистална третина 46,47N.

За сили поголеми од 50N, независно од нивната големина, најголем процент 55% се дистрибуира на средната третина, онаму каде делува силата.

На страната на долгото седло не е регистрирана дистрибуција на сила.

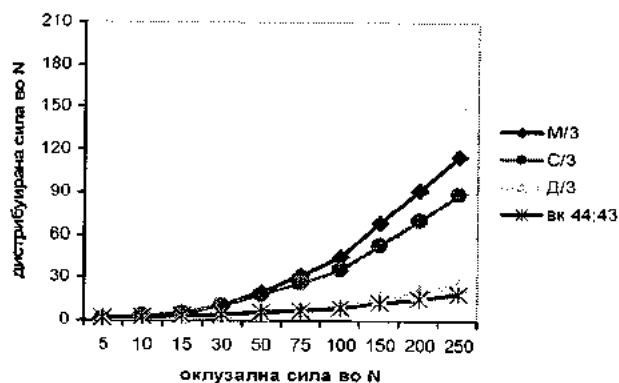
На потпорните заби за сила од 5N се дистрибуира сила од 0,47N (9,4%), за 50N – сила од 2,24N (4,5%) до 3,90N (1,95%) за сила од 200N.

На потпорните заби на спротивната страна од страната на која дејствува оклузалната сила не е регистрирана дистрибуција на сила.



### 5.1.1.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МСК)

Анализата на дистрибуција на силите по третини при дејство на сила на МСК, на страната на делување на силите покажува дека најмногу сила се дистрибуира на мезијалната, а потоа на средната третина додека силата дистрибуирана на дисталната третина е мала. Исклучок се малите сили каде на средната третина се дистрибуира поголема сила отколку на мезијалната третина. Така при сила од 5N дистрибуцијата е 1,45N – мезијална третина, 1,45N средна третина и 0,55N дистална. За сила од 75N – мезијална 32,49N, средна 26,71N а дистална само 8,32N; и за сила од 200N на мезијалната третина се дистрибуираат 91,92N, на средната 70,99N и на дисталната 20,47N (граф.3.).



Граф. 3. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСК.

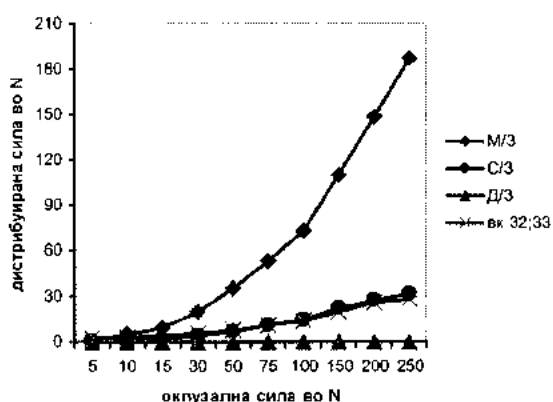
Кај малите сили поголем е процентот на дистрибуирана сила врз средната отколку врз мезијалната третина, за сила од 5N на средната третина се пренесува 28,9%, а на мезијалната 25%. За оклузални сили поголеми од 50N дистрибуцијата на сила изразена во проценти е стабилна и тоа најголема на мезијалната третина од 41% за 50N до 46% за 200N.

На страната на долгото седло како и на потпорните заби на таа страна не се дистрибуира сила при оптоварување на МСК.

Дистрибуцијата на сила на потпорните заби прикажана е на граф. 5.. На потпорните заби дистрибуцијата на сили оди од 1,69N (33,8%) за 5N до 16,02N (8%) за 200N.

### 5.1.1.4. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МД)

Кај оптоварување на мезијалната третина на долгото седло, најмногу сила се дистрибуира на местото на оптоварувањето. За минимална оклузална сила од 5N дистрибуирана е сила од 0,87N, за сила од 75N сила од 53,45N и за 200N сила од 147,24N. На средната третина се дистрибуираат помали сили и тоа за 5N сила од 0,77N; за 75N сила од 11,33N и за сила од 200N сила од 26,47N. На дисталната третина не се пренесува сила освен за дејство на мали сили и тоа за 5N сила од 0,28N до сила од 50N кога се дистрибуира сила од 0,10N (граф. 4.).



Граф. 4. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и потпорни заби при дејство на оклузална сила на МД.

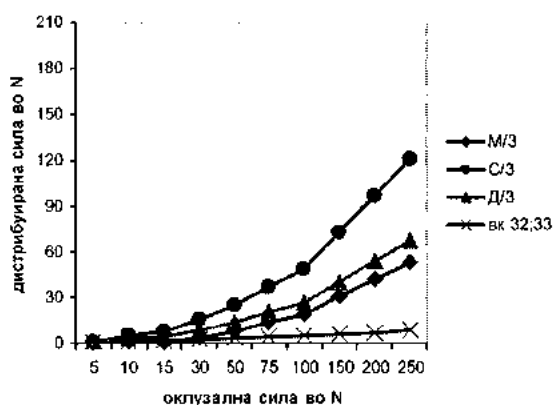
При оптоварување на мезијалната третина на долгото седло од 70% (за сила од 50N) до 74% (за сила од 200N) се пренесува на местото на дејство на силата.

На стрната на краткото седло при ова оптоварување не се пренесува сила.

На потпорните заби (граф. 4.) на страната на дејство на оклузалната сила за сила од 5N се дистрибуира сила од 2,61N (52,2%), и за сила од 200N – сила од 25,96N (13%). На потпорните заби до спротивното протезно седло за сила од 5N се дистрибуира сила од 0,04N (1%) и за 200N сила од 0,45N (0%).

#### 5.1.1.5. СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (СД)

При оптоварување на средната третина на долгото седло најмногу сила се пренесува на местото на делување на силата. На мезијалната третина дистрибуирана е помала сила отколку на дисталната третина (граф. 5.). Само за сила од 5N на средната третина се пренесува 1,05N, на мезијалната 0,60N и најмногу на дисталната 1,39N. За оклузална сила од 75N на средната третина се дистрибуираат 36,53N, на мезијалната 13,68N и на дисталната 20,17N. Сила од 200N: на средната третина се дистрибуира 96,97N, на мезијалната 41,18N и на дисталната 53,99N.



Граф. 5. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СД.



Оптоварувањето на средната третина на долгото седло покажува најголем процент на дистрибуирана сила на средната третина и тоа за сила од 15N до 200N изнесува 49%. Единствено за сила од 5N најголем процент од 28% се пренесува на дисталната третина.

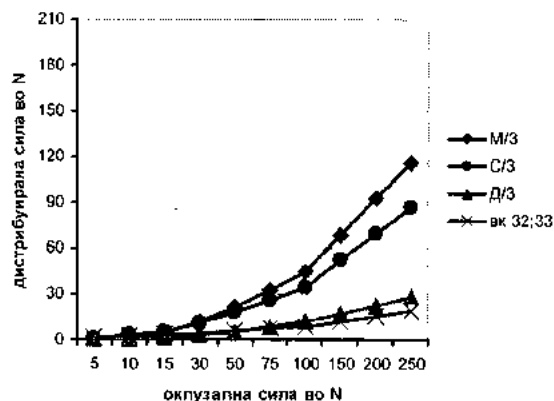
Спротивно од дејството на силата, на страната на краткото седло, не се дистрибуира сила.

На граф.5. прикажана е и дистрибуцијата на сили кај потпорните заби. За сила од 5N се дистрибуира 1,08N (22%), и за сила од 200N сила од 7,19N (3,6%). Силите дистрибуирани на забите на спротивната страна изнесуваат за 5N сила од 0,01N (0%), и 0,14N (0%) за 200N.

#### 5.1.1.6. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МСД)

При истовремено дејство на оклузална сила врз мезијалната и средната третина на долгото седло најмногу сила се пренесува на мезијалната третина, потоа на средната третина (граф. 6.). Кај мали сили најмногу сила се пренесува на средната, а потоа на мезијалната третина. Така за оклузална сила од 5N дистрибуираната сила на мезијална третина изнесува 0,78N, на средната 1,22N и на дисталната 0,91N. За сили поголеми од 30N поголема сила се дистрибуира на мезијалната па потоа на средната третина. Сила од 75N се дистрибуира - на мезијална третина 32,83N, средна третина 26,06N и на дистална 8,55N. Максималната симулирана сила од 200N се дистрибуира на мезијалната третина 92,21N, на средната 69,08N и на дисталната 22,64N.

На страната на краткото седло не е регистрирана сила.



Граф. 6. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСД.

Процентот на дистрибуирана сила најголем е на мезијалната третина и се движи од 40% за сила од 30N до 46% за сила од 200N. Само за сила од 5N изнесува 16,7% на мезијалната и 24,5% на средната третина.

Дистрибуираната сила на потпорните заби е прикажана на граф. 6.. На потпорните заби на страната на оптоварувањето, дистрибуирани се сили од 1,70N (34%) за 5N, до 15,65N (7,8%) за 200N. На забите од спротивната за 5N сила од 0,01N (0,2%) и 0,24N (0%) за 200N.

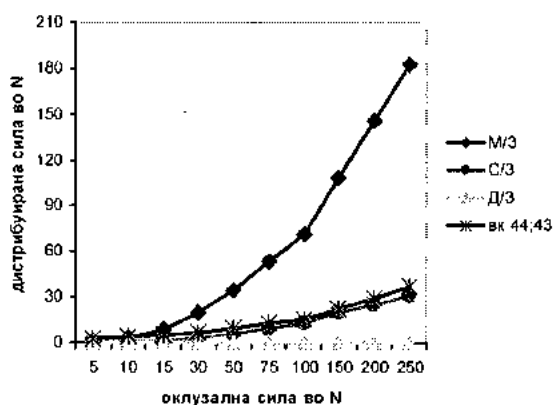
## 5.1.2. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛА ПРИ ДВОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

### 5.1.2.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МКД)

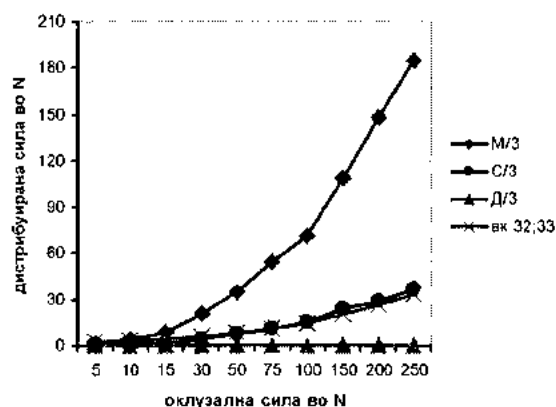
На граф. 7. и 8. прикажана е дистрибуцијата на силите по третини на краткото односно долгото седло при едновремено дејствување на сила на мезијалните третини на двете седла. Најмногу сила се дистрибуира на мезијалните третини на двете седла и тоа за 5N – сила од 0,92 N (КС) и 1,01N (ДС); за 15N – сила од 8,37N(КС) и 8,65N(ДС); за 75N – сила од 53N (КС) и 53,21N (ДС); и за 200N – сила од 145,85N (КС) и 146,53N (ДС).

На средната третина се пренесуваат помали сили: за оклузална сила од 5N дистрибуирана е сила од 0,54N (КС) и 0,65N (ДС); сила од 15N – 0,84N(КС) и 0,89N(ДС); за 75N – сила од 9,31N (КС) и 10,28N (ДС) и за 200N – сила од 24,55N (КС) и 27,05N (ДС). На дисталната третина не се пренесува сила освен за мали оклузални сили од 5N – сила од 0,18N (КС) и 0,18N (ДС), до 75N –сила од 0,06N (КС) и 0,05N (ДС).

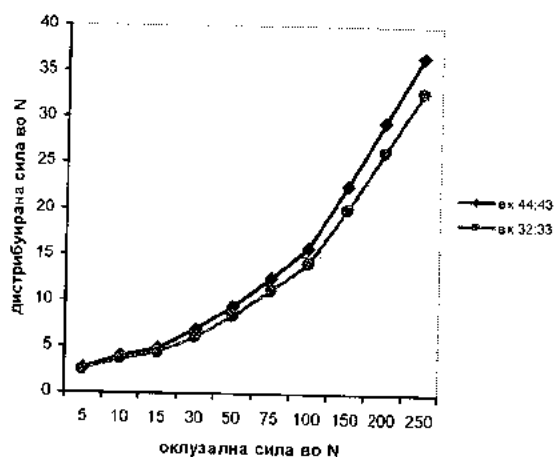
Процентот на дистрибуирана сила при двострано оптоварување на мезијалните третини на двете седла изнесува 68% (КС) и 70% (ДС) на мезијалните третини за сила од 50N до 73% (КС) и 74% (ДС) за сила од 200N.



Граф. 7. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.



Граф. 8. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.



Граф. 9. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.

Дистрибуираната сила на потпорните заби прикажана е на граф. 9. Кај двостраното оптоварување на мезијалните третини на седлата поголема сила се дистрибуира на забите на страната на краткото седло и тоа за сила од 5N на 44;43 се дистрибуираат 2,72N, за 50N сила од 9,37N до сила од 29,6N за сила од 200N, а на забите 32;33 сила од 2,48N, за 50N сила од 8,37N до сила од 26,3N за сила од 200N. Дистрибуцијата на силата во проценти прикажана е на таб. 2.

	44;43	32;33
5N	54.4%	49.6%
50N	18.7%	16.7%
75N	16.0%	14.9%
150N	15.0%	13.4%
200N	14.8%	13.2%

Таб.2. Дистрибуција на сила врз потпорни заби изразена во проценти при двострано дејство на сила на МКД.

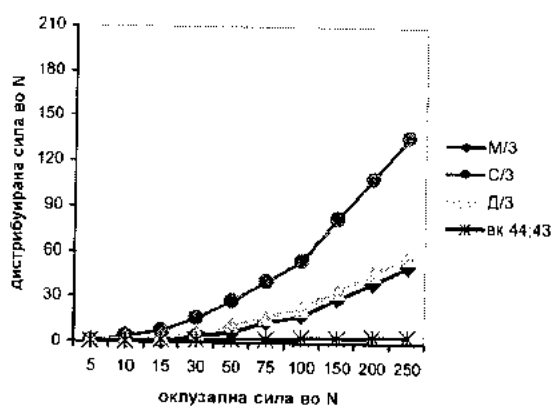
### 5.1.2.2 СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (СКД)

При истовремено оптоварување на средните третини на двете седла најмногу сила се пренесува на третините каде дејствува симулираната оклузална сила. За сила од 5N дистрибуирана е сила од 1,27N (КС) и на 1,53N (ДС); за 75N – сила од 40,97N (КС) и 36,52N (ДС) и за 200N – сила од 109,12N (КС) и 95,80N (ДС).

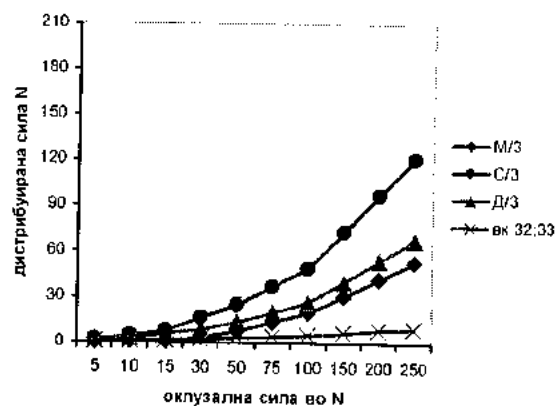
Силите кои делуваат на мезијалната и дисталната третина поголеми се на дисталната третина:

- за сила од 5N на мезијалната третина дистрибуирана е сила од 0,45N (КС) и 0,36N (ДС), а на дисталната третина – сила од 2,14N (КС) и 2,33N (ДС);
- за сила од 75N на мезијалната третина се дистрибуира 13,75N (КС) и 13,51N (ДС), а за дисталната третина 17,58N (КС) и 20,09N (ДС)
- за сила од 200N на мезијалната третина се дистрибуира сила од 40,09N (КС) и 42,13N (ДС) и на дисталната третина – сила од 46,46N (КС) и 53,76N (ДС).

Резултатите се прикажани на граф. 10. и 11..

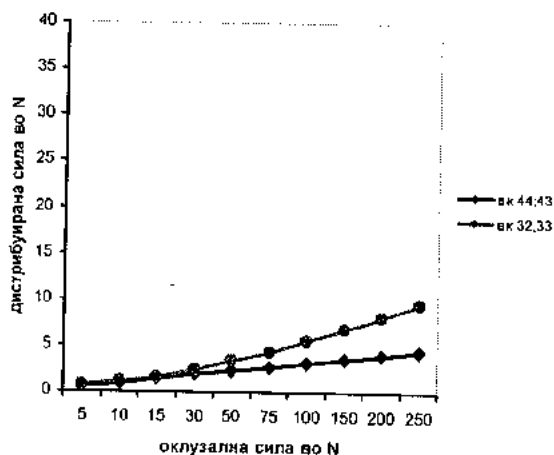


Граф. 10. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.



Граф. 11. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.

При двострано дејство на оклузална сила на СКД, најголем е процентот на дистрибуирана сила на средната третина на двете седла, со тоа што на страната на краткото седло тој процент е поголем и изнесува 55%, а кај долгото седло се движи помеѓу 50% и 48%, за сили помеѓу 50 и 200N. Потоа следат дисталните третини со 24% (КС) и 27% (ДС).



Граф. 12. Дистрибуција на сила на потпорни заби при дејство на оклузална сила на мезијална и средна третина на долго седло.

	44;43	32;33
5N	12.0%	14.4%
50N	4.4%	6.8%
75N	3.6%	5.8%
150N	2.4%	4.6%
200N	2.0%	4.1%

Таб. 3. Дистрибуција на сила врз потпорни заби изразена во проценти при двострано дејство на сила на СКД.

Анализата на дистрибуцијата на силите врз потпорните заби прикажана на граф. 12. покажува дека сила се дистрибуира на потпорните заби непосредно до протезните седла.

На таб. 3. прикажана е во проценти дистрибуцијата на сила врз потпорните заби при едновремено оптоварување на средните третини на краткото и долго протезно седло.

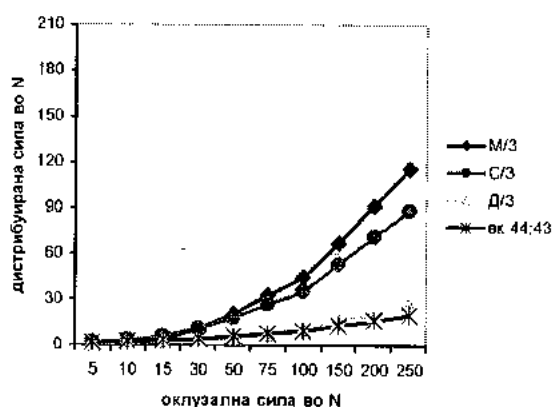
### 5.1.2.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МСКД)

На граф. 13 и 14. прикажани се резултатите од истовремено оптоварување на мезијалната и средната третина на двете седла.

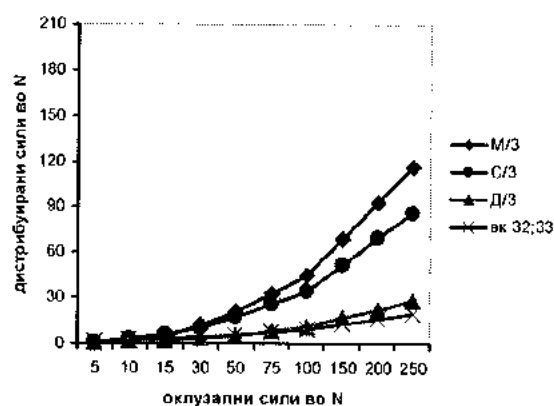
Дистрибуцијата на силите и во овој случај најголема е на мезијалната третина од седлата и нешто помала на средните третини освен за мали сили до 15N. И тоа:

- за сила од 5N на мезијалната третина се дистрибуира 0,65N (КС) и 0,67N (ДС), а на средната третина – сила од 1,92N (КС) и 1,83N (ДС);
- за сила од 75N на мезијалната третина – сила од 32,43N (КС) и 32,77N (ДС), а на средната третина дистрибуирана е сила од 26,61N (КС) и 25,97N (ДС);
- за сила од 200N на мезијалната третина дистрибуирана е сила од 91,95N (КС) и 92,02N (ДС), а на средната третина - сила од 70,78N (КС) и 69,05N (ДС).

На дисталната третина се пренесуваат помали сили и тоа за сила од 5N – сила од 0,81N (КС) и 0,66N (ДС), за 15N сила од 2,83N(КС) и N(ДС), за 75N – сила од 7,92N (КС) и 8,62N (ДС) и за 200N – сила од 20,47N (КС) и 22,73N (ДС).

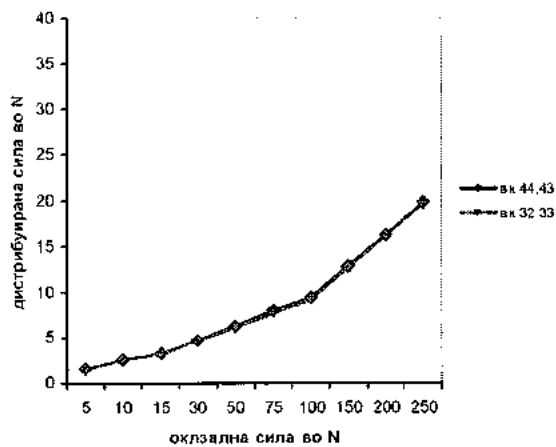


Граф. 13. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано лејство на оклузална сила на МСКД.



Граф. 14. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.

Кај истовремено двострано оптоварување на мезијалната и средна третина на двете седла најголем процент од оклузалната сила се дистрибуира на мезијалните третини и тоа 41% до 46% ( за сили од 50N до 200N) и кај двете седла подеднакво, а на средните третини 36% до 35% ( за сили од 50N до 200N) кај краткото седло и 35% кај долгото седло.



Граф. 15. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.

Дистрибуција на оклузалната сила на сите потпорни заби прикажана е на граф. 15., а на таб. 4. е прикажана процентуалната дистрибуција на сила при двострано оптоварување на мезијалната и средна третина на краткото и долго село.

	44;43	32;33
5N	32,4%	32,2%
50N	12,5%	12,1%
75N	10,5%	10,3%
150N	8,5%	8,5%
200N	8,1%	8,1%

Таб. 4. Дистрибуција на сила кај потпорните заби при двострано оптоварување на мезијалната и средна третина на краткото и долго село.

## 5.2. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ – МОДЕЛ II

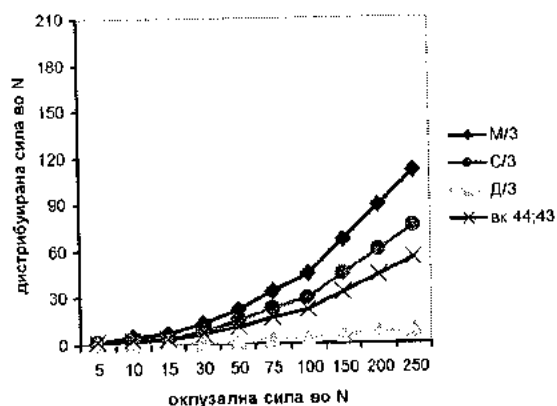
– мобилна парцијална протеза со екстракоронарен атечмен и стабилизатор на забите 44, 43 и на 32,33.

### 5.2.1. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ ПРИ ЕДНОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

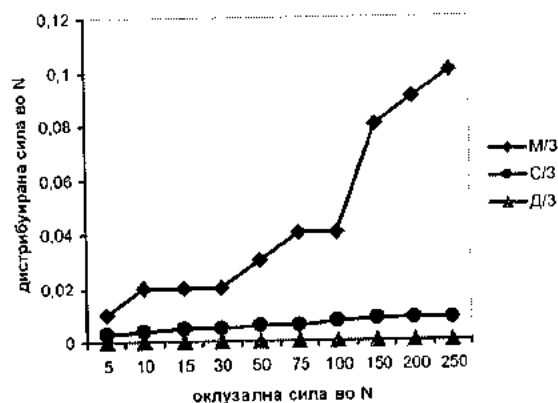
#### 5.2.1.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МК)

Анализата на дистрибуцијата на силите при оптоварување на мезијалната третина на краткото седло покажува дека најголема е силата на местото на дејствување (граф. 16.). Кај сила од 5N, на мезијалната третина се дистрибуира 1,61N, на средната 1,54N и на дисталната третина 0,17N. При сила од 75N на мезијалната третина се пренесуваат 33,41N, а на средната третина 22,35N, дистално само 2,27N. Од максималната симулирана сила од

200N на мезијалната третина се дистрибуира 88,68N, на средната 60,06N и на дисталната 6,6N.



Граф. 16. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МК.



Граф. 17. Дистрибуција на сила по третини на долго седло при дејство на оклузална сила на МК.

Најголем процент од симулираната оклузална сила се пренесува на мезијалната третина и тоа 32,2% (за сила од 5N) до 44,5% (за сили од 50N до 200N). На средната третина се дистрибуира сила од 30,8% (за сила од 5N), а за сите останати 29,5% до 30%.

Анализирана е и дистрибуцијата на силите врз потпорните заби (граф. 16.) покажува дека за сила од 5N на забите се дистрибуира сила од 1,44N (28,8%), за 50N - 11,24N (22,5%) и сила од 43,97N (22%) за 200N. На потпорните заби од спротивната страна не се дистрибуира сила.

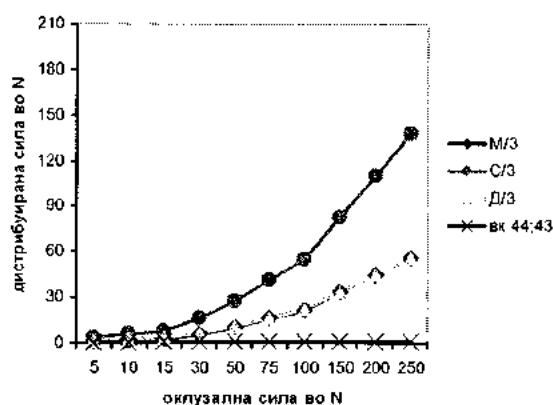
На граф. 17. прикажана е дистрибуцијата на сила на спротивното седло од местото на дејство на силата. Може да се забележи дека мали сили се пренесуваат само на мезијалната третина и тоа од 0,01N (0.2%) за сила од 5N до 0,1N за сила од 200N.

### 5.2.1.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (СК)

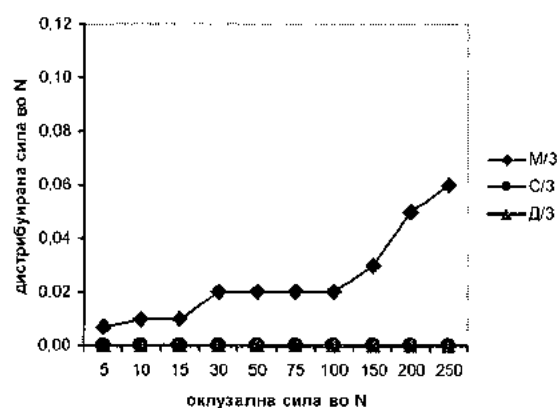
На граф. 18. прикажана е дистрибуцијата на силите по третини при дејство на оклузална сила на средната третина на краткото седло. Највисоки се вредностите за дистрибуирана сила на местото на дејство на оптоварувањето, односно на средната третина. За симулирана сила од 5N на средната третина дистрибуирана е сила од 3,08N; за сила од 75N - сила од 41,31N и за сила од 200N максимални 109,96N. Разликата во дистрибуираните сили помеѓу мезијалната и дисталната третина се минимални, но во корист на дисталната третина особено кај малите сили. За сила од 5N на мезијалната третина дистрибуирана е сила од 0,52N; а на дисталната 1,13N; за сила од 75N - мезијална третина 16,26N и дистална третина 16,77N; за сила од 200N - мезијална третина 44,37N и дистална третина 44,71N.



При оптоварување на средната третина на краткото седло независно од јачината на симулираната оклузална сила најголем процент, 55% се пренесува на местото на дејство на силата односно на средната третина, освен за сила од 5N изнесува 61,6%. На останатите две третини, на мезијалната третина дистрибуираната сила изнесува 10,4% за сила од 5N, 21% до 22% за сите останати сили и на дисталната третина 22% за сите сили.



Граф. 18. Дистрибуција на сила по третини на краткото седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СК.



Граф. 19. Дистрибуција на сила по третини на долгото седло при дејство на оклузална сила на СК.

На потпорните заби (граф. 18.) се пренесуваат минимални сили 0,54N (1,1%) до 0,79N (0,8%) за оклузални сили од 50N до 200N. Само за мали сили од 5N на забите се пренесува поголем процент на сила тоа е 4,6% (0,23N) и за 43 изнесува исто така 2% (0,12N). На потпорните заби од спротивната старана не се дистрибуира сила.

Дистрибуцијата на силите на страната на долгото седло при ова оптоварување регистрира сили само на мезијалната третина и се уште помали отколку при оптоварување на мезијалната третина на краткото седло. Дури при оклузална сила од 10N се регистрира сила од 0,01N, за сила од 75N – сила од 0,02N, а за максимална сила од 200N регистрирана е сила од 0,06N (граф. 19.).

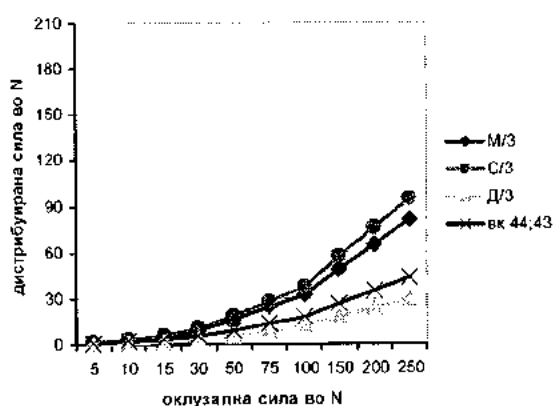
### 5.2.1.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МСК)

При едновремено делување на оклузалната сила на мезијалната и средна третина на краткото седло најмногу сила се дистрибуира на средната и нешто помалку на мезијалната третина (граф. 20.).

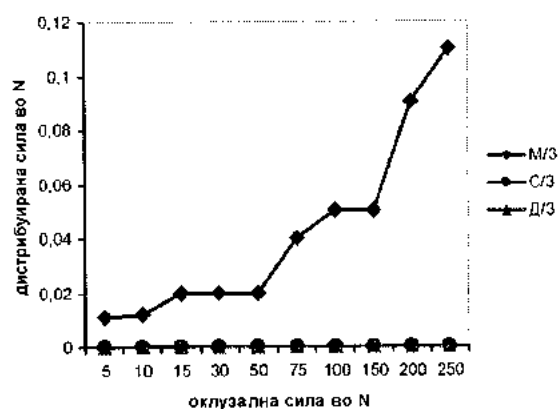
- за сила од 5N - мезијална 0,71N и средна третина 1,7N;
- за 75N - сила од 24,37N на мезијална и 28,41N на средна третина;
- за сила од 200N - мезијална третина 64,71N и средна третина 75,83N.

На дисталната третина се пренесуваат помали сили: за 5N сила од 0,36N до сила од 23,86N за максимална симулирана сила од 200N.

Независно од големината на оклузалната сила најголем процент 38% се дистрибуира на средната третина и 32% на мезијалната третина, освен за сила од 5N на средната третина се дистрибуира 34%, а на мезијалната 14%.



Граф. 20. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСК.



Граф. 21. Дистрибуција на сила по третини на долго седло при дејство на оклузална сила на МСК.

На граф. 20. е прикажана и дистрибуцијата на сила на потпорните заби. За сила од 5N на забите се пренесува 1,27N или 25,4%, за оклузална сила од 50N на се пренесува сила од 9,05N (18,1%) до 35,17N (17,6%) за сила од 200N.

На долгото седло се пренесува незначителна сила на мезијалната третина од седлото (граф. 21.) и тоа за сила од 5N – сила од 0,01N до сила од 0,09N за сила од 200N или 0%, а на потпорните заби на оваа страна не се дистрибуира сила.

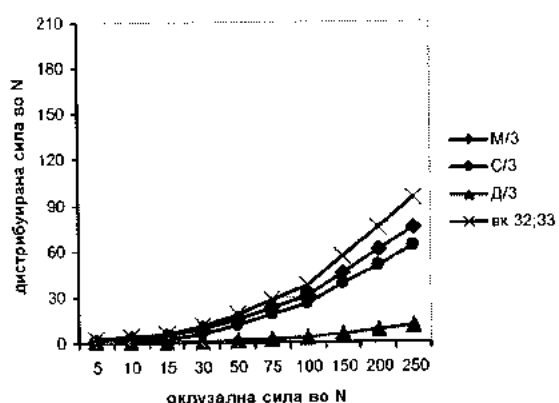
#### 5.2.1.4. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МД)

При еднострано оптоварувањето на мезијалната третина на долгото седло најмногу сила се дистрибуира на местото на оптоварувањето, односно на мезијалната третина на долгото седло. За минимална оклузална сила од 5N, на мезијалната третина дистрибуирана е сила од 0,95N, за сила од 75N сила од 23,04N и за 200N сила од 60,22N.

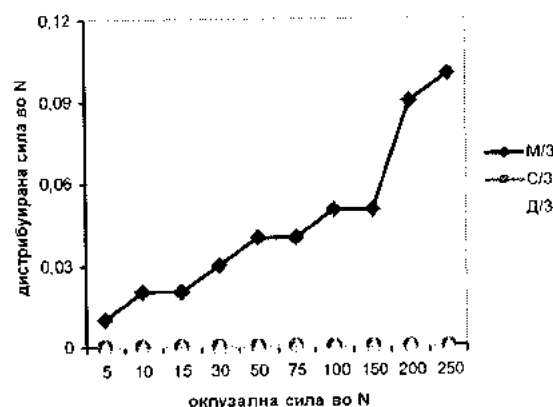
На средната третина се дистрибуираат помали сили и тоа за 5N сила од 0,88N, за 75N сила од 18,67N и за сила од 200N сила од 50,79N. На дисталната третина се пренесува помала сила. За дејство на сили од 5N сила од 0,45N, до сила од 8,45N за сила од 200N (граф. 22.).

При ова оптоварување на мезијалната третина се пренесува 30% од оклузалната сила освен за сила од 5N само 19%. На средната третина се 17,6% за сила од 5N и за сите останати сили се пренесуваат 25%.

На граф. 22. прикажана е и дистрибуцијата на силите врз потпорните заби. На потпорните заби дистрибуирани се 43,4% (2,17N) за сила од 5N и 37,4% (18,72N) до 37,7% (75,4N) за сили од 50 до 200N. На потпорните заби на страната спротивно на дејството на оклузалната сила не е регистрирана дистрибуција на сила.



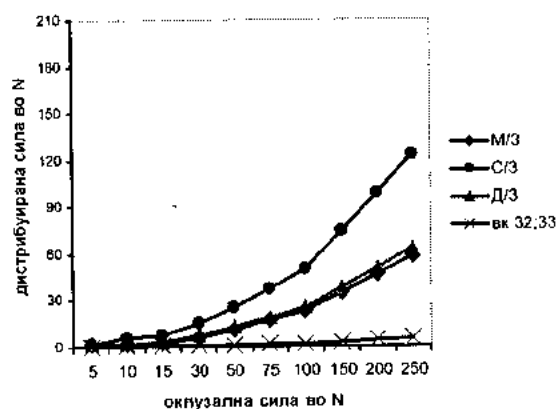
Граф. 22. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МД.



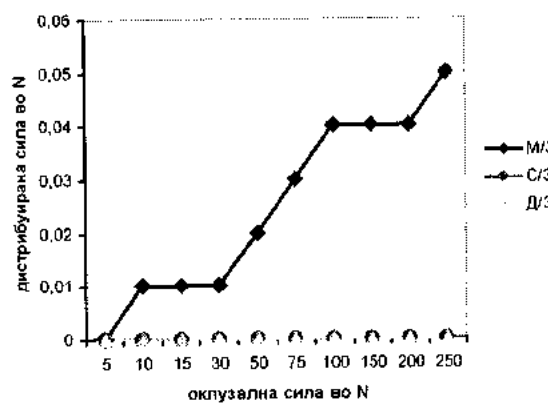
Граф. 23. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло при дејство на оклузална сила на МД.

На страната на краткото седло при ова оптоварување не се пренесува сила освен на мезијалната третина, и тоа незначителни сили од 0,01N за сила од 5N, до 0,09N за максимална сила од 200N (граф. 33.).

### 5.2.1.5. СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (СД)



Граф. 24. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СД.



Граф. 25. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло при дејство на оклузална сила на СД.

При оптоварување на средната третина на долгото седло најмногу сила се пренесува на местото на дејствување на силата додека на мезијалната и дисталната третина се пренесува помала сила (граф. 24.) при што, разликата помеѓу дистрибуираната сила на мезијалната и дисталната третина е во корист на дисталната. Така за сила од 5N на средната третина се пренесува сила од 1,82N, на мезијалната 1,36N и на дисталната 1,46N или за сила од 15N на средната третина се дистрибуира сила од 7,65N, на мезијалната 2,85N и на

дисталната 3,38N. За оклузална сила од 75N на средната третина се дистрибуираат 37,2N, на мезијалната 17,09N и на дисталната 18,97N. При сила од 200N на средната третина се дистрибуираат 98,79N, мезијалната 46,52N и на дисталната 50,5N.

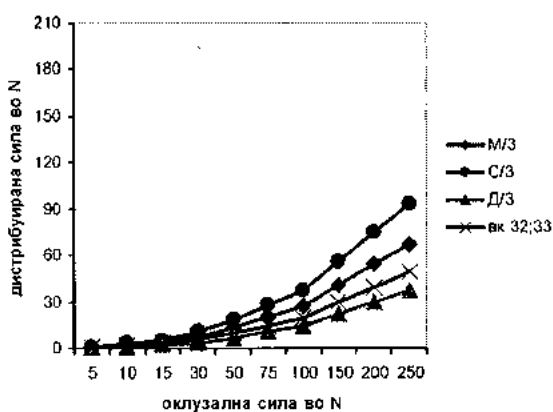
На средната третина од долгото седло се дистрибуираат 50% од симулираната оклузална сила кога на таа третината дејствува силата. На мезијалната третина дистрибуирани се 23% и на дисталната 25% од силата. Овој сооднос помеѓу дистрибуираната сила е различен само за минимална сила од 5N кога на средната третина се дистрибуира 36%, а на мезијалната 27% и 29% на дисталната третина.

Дистрибуираната сила на потпорните заби прикажана е на граф. 24. При оптоварување на средната третина на долгото седло мал процент од силата се дистрибуира на потпорните заби, за сила од 5N се пренесува сила од 0,26N (5,2%), за сила од 50N - сила од 1,18N (2,4%) и за 200N – сила од 3,82N (1,9%). На потпорните заби на страната спротивно на дејството на оклузалната сила не е регистрирана дистрибуција на сила.

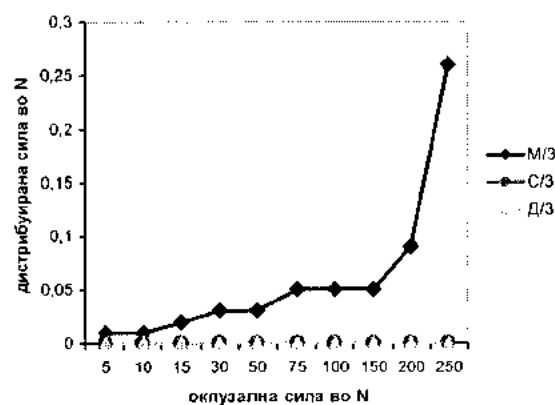
Спротивно од дејството на силата, на страната на краткото седло, не се дистрибуира сила. На мезијалната третина се регистрирани минимални сили и тоа за сила од 10N дистрибуирана е сила од 0,01N; а за сила од 200N само 0,04N (граф. 25.)

### 5.2.1.6. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МСД)

Оптоварувањето на долгото седло со сила која истовремено дејствува на мезијалната и средна третина на седлото покажува дека најмногу сила се дистрибуира на средната па потоа на мезијалната третина и тоа за сила од 5N дистрибуираната сила е 1,25N на средната и 1,12N на мезијалната третина; за 75N на средната третина се пренесува 27,83N и на 20,31N мезијалната, додека за 200N – сила од 74,79N на средната и 53,82N на мезијалната третина. Силата што се дистрибуира на дисталната третина е помала, од 0,74N за сила од 5N до сила од 39,15N за сила од 200N (граф. 26.).



Граф. 26. Дистрибуција на сила по третини на долгото седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСД.



Граф. 27. Дистрибуција на сила по третини на краткото седло при дејство на оклузална сила на МСД.

При истовремено оптоварување на мезијалната и средната третина на долгото седло независно од големината на оклузалната сила, 37% се дистрибуираат на средната третина, а 27% од силата на мезијалната третина. Само за сила од 5N на средната третина се дистрибуира 25%, а на мезијалната 22%.

На граф. 26. прикажана е и дистрибуцијата на сили кај потпорните заби, за 5N се дистрибуира сила од 1,26N (25,2%); 9,95N (19,9%) за 50N до 39,15N (19,6%) за 200N. На потпорните заби на страната спротивно на дејството на оклузалната сила не е регистрирана дистрибуција на сила.

На граф. 27. е прикажана дистрибуцијата на сила на страната на краткото седло. Може да се забележи дека сила се пренесува само на мезијалната третина и тоа незначителни 0,01N за 5N до 0,09N за 200N.

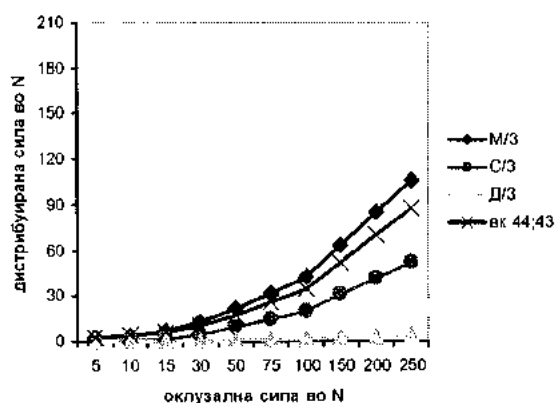
## 5.2.2.ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ ПРИ ДВОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

### 5.2.2.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МКД)

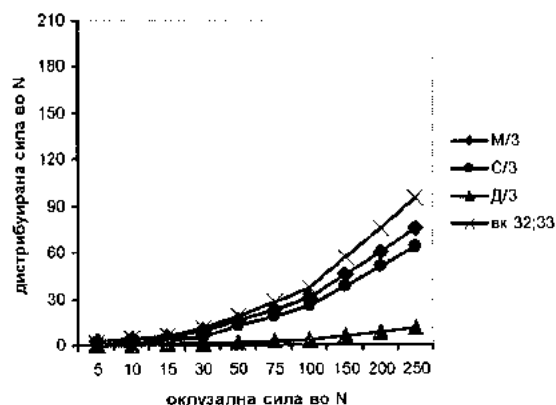
На граф. 28 и 29. прикажана е дистрибуцијата на силите по третини на краткото односно долгото седло при едновремено дејствување на сила на мезијалните третини на двете седла. Најмногу сила се дистрибуира на мезијалните третини на двете седла и тоа за 5N – сила од 2,19N (КС) и 2,21N (ДС); за 75N – сила од 32,17N (КС) и 23,21N (ДС); и за 200N – сила од 84,42N (КС) и 60,37N (ДС).

На средната третина се пренесуваат помали сили: за оклузална сила од 5N дистрибуирана е сила од 0,47N (КС) и 0,54N (ДС); за 75N – сила од 14,9N (КС) и 18,6N (ДС) и за 200N – сила од 41,46N (КС) и 50,72N (ДС).

На дисталната третина се пренесува мала сила и тоа за мали оклузални сили од 5N – сила од 0,1N (КС) и 0,15N (ДС); до 200N – сила од 4,56N (КС) и 8,4N (ДС).



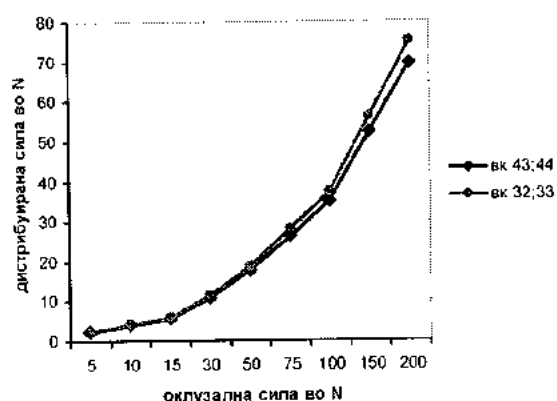
Граф. 28. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.



Граф. 29. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.

При истовремено оптоварување на мезијалните третини на краткото и долгото седло најголем е процентот на дистрибуирана сила на мезијалните третини на седлата и тоа на страната на краткото седло од 43% за сила од 50N до 42% за сила од 200N, а на долгото седло се пренесуваат 31% за сила од 50N до 30% за сила од 200N. На средните третини се пренесуваат помали сили, 21% за КС и 25% за ДС. За сила од 5N на мезијалната третина се дистрибуираат 43% (КС) и 44% (ДС) и 9,4% (КС) и 10,8% (ДС) на средната третина.

Дистрибуираната сила на потпорните заби прикажана е на граф. 30. На страната на краткото седло се дистрибуира сила од 2,18N за 5N; 17,54N за 50N до 69,62N за сила од 200N. На страната на долгото седло дистрибуираната сила изнесува 2,09N за 5N; 18,6N за 50N до 75,25N за 200N.



Граф. 30. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.

Процентуалната дистрибуција на силата на потпорните заби е прикажана на табела 5.

	44;43	32;33
5N	43,6%	41,8%
50N	35,1%	37,3%
75N	35,0%	37,3%
150N	34,9%	37,6%
200N	34,8%	37,6%

Таб. 5. Дистрибуција на сила кај потпорните заби при двострано оптоварување на МКД.

### 5.2.2.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (СКД)

При истовремено оптоварување на средните третини на двете седла најмногу сила се пренесува на третините каде дејствува симулираната оклузална сила (граф. 31 и 32). На средната третина за сила од 5N дистрибуирана е сила од 1,8N(КС) и на 1,76N (ДС); за 75N – сила од 41,31N (КС) и 37,16N (ДС); и за 200N – сила од 109,92N (КС) и 98,79N (ДС).

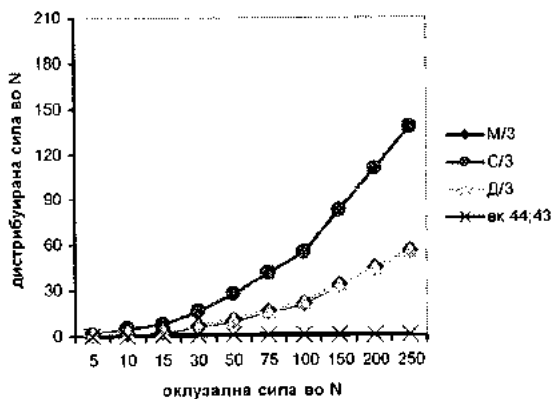
Силите кои делуваат на мезијалната и дисталната третина се приближно еднакви помеѓу себе, особено на страната на краткото седло додека на страната на долгото седло силите кои се пренесуваат на дисталната третина се поголеми од оние на мезијалната:

- за сила од 5N на мезијалната третина дистрибуирана е сила од 1,49N (КС) и 1,53N (ДС), а на дисталната третина – сила од 0,87N (КС) и 0,86N (ДС);

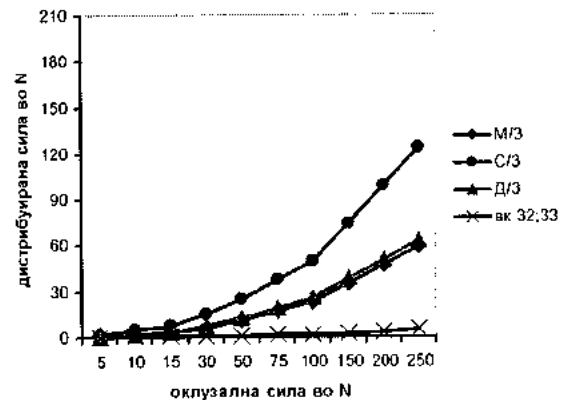


- за сила од 75N на мезијалната третина се дистрибуира 16,29N (КС) и 17,15N (ДС), а за дисталната третина 16,78N (КС) и 18,96N (ДС);
- за сила од 200N на мезијалната третина се дистрибуира сила од 44,51N (КС) и 46,63N (ДС) и на дисталната третина – сила од 44,69N (КС) и 50,42N (ДС).

На средната третина од краткото седло се дистрибуираат 55% (независно од големината на силата) а на страната на долгото седло се дистрибуираат 50% за сила од 50N до 49% за сила од 200N. На останатите две третини на страната на краткото седло се дистрибуираат по 22%, а на страната на долгото седло на мезијалната третина се дистрибуира 23% а на дисталното седло 25%. Само кај сила од 5N дистрибуцијата е поинаква и тоа 36%(КС) и 35% (ДС) на средна третина и 30% (КС) и(ДС) и само 17% (КС) и (ДС) на дисталната третина.

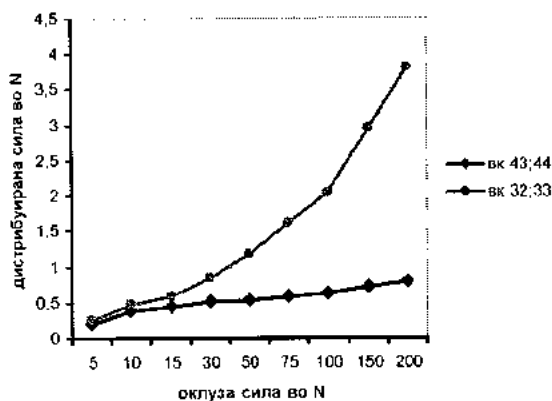


Граф. 31. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.



Граф. 32. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.

Анализата на дистрибуцијата на силите врз потпорните заби прикажана е на граф. 33.. На потпорните заби при истовремено оптоварување на средните третини на двете седла се пренесува минимална сила и тоа за сила од 5N на забите 44;43 се дистрибуираат 0,21N (4,2%) за 50N и 0,79N (0,4%) за 200N; а на забите 32;33 за сила од 5N се дистрибуира сила од 0,25N(5,0%) до сила од 3,81N (1,9%) за 200N.



Граф. 33. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.

### 5.2.2.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МСКД)

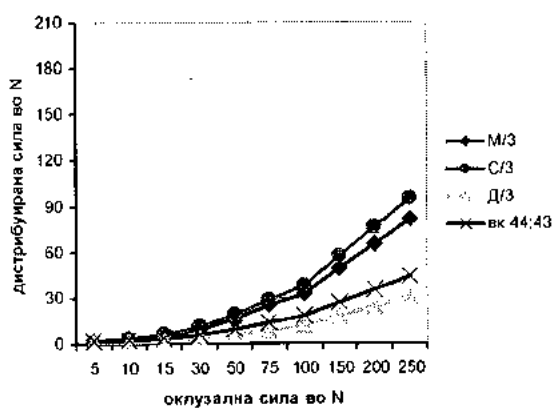
На граф. 34 и 35. прикажани се резултатите од истовремено оптоварување на мезијалната и средна третина на двете седла.

Дистрибуцијата на силите во овој случај како и при едностраното оптоварување на мезијална и средна третина било да е тоа кај долгото или кај краткото седло, најголема е на средната третина од седлата и нешто помала на мезијалните третини освен за мали сили. И тоа:

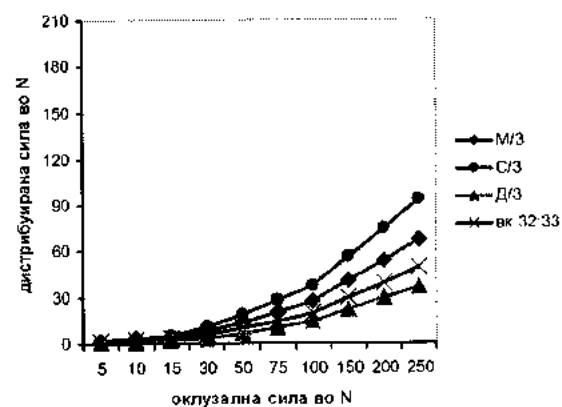
- за сила од 5N на мезијалната третина се дистрибуира 2,07N (КС) и 1,37N (ДС), а на средната третина – сила од 1,01N (КС) и 1,51N (ДС);
- за сила од 75N на мезијалната третина – сила од 24,4N (КС) и 20,48N (ДС), а на средната третина дистрибуирана е сила од 28,46N (КС) и 27,96N (ДС);
- за сила од 200N на мезијалната третина дистрибуирана е сила од 64,8N (КС) и 53,95N (ДС), а на средната третина - сила од 75,83N (КС) и 74,76N (ДС).

На дисталната третина се пренесуваат помали сили и тоа за сила од 5N – сила од 0,52N (КС) и 0,71N (ДС); за 75N – сила од 8,67N (КС) и 10,39N (ДС) и за 200N – сила од 23,83N (КС) и 19,45N (ДС).

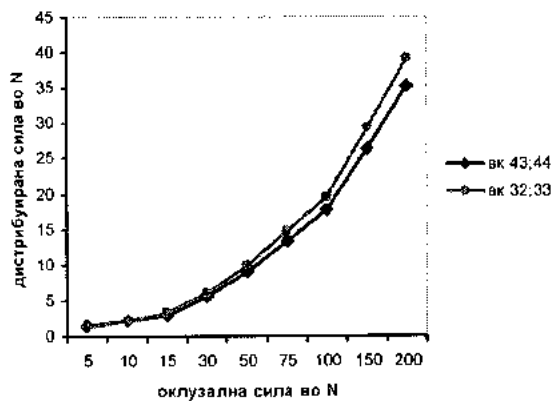
При истовремено двострано оптоварување на мезијалната и средна третина на краткото и долгото седло најголем процент на сила се дистрибуира на средните третини (независно од јачината на силите) и тоа 38% на краткото седло и 37% на долгото седло. На мезијалните третини се дистрибуира сила од 32% а на долгото седло 27%. На дисталната третина на страната на краткото седло се дистрибуира 11% до 12% а на страната на долгото седло 14% до 15%.



Граф. 34. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.



Граф. 35. Дистрибуција на сила по третини долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.



Граф. 36. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.

Дистрибуцијата на силата врз потпорните заби е дадена на граф. 36. од каде се гледа дека на страната на краткото седло за сила од 5N се дистрибуира сила од 1,39N; за сила од 50N – сила од 9,09N и за сила од 200N – сила од 35,23N, а на страната на долгото седло 1,28N за сила од 5N; 9,96N; за сила од 50N и 39,15N за сила од 200N.

Процентот на дистрибуирана сила на потпорните заби е прикажан на табела 6.

	44;43	32;33
5N	27,8%	25,6%
50N	18,2%	19,9%
75N	17,7%	19,6%
150N	17,6%	19,6%
200N	17,6%	19,6%

Таб.6. Дистрибуција на сила кај потпорните заби при двострано оптоварување на МСКД.

### 5.3. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ – МОДЕЛ III

– мобилна парцијална протеза со мезијален оклузален поттирач на 44 и 33.

#### 5.3.1. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ ПРИ ЕДНОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

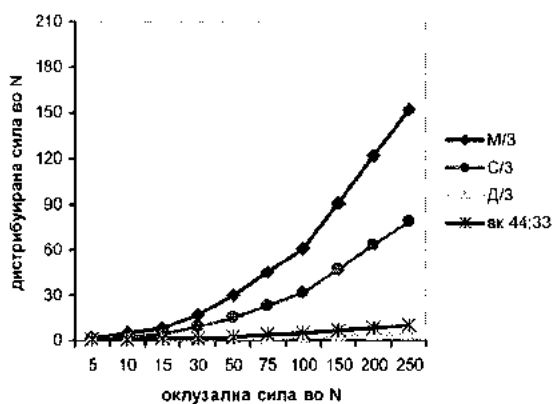
##### 5.3.1.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МК)

Анализата на дистрибуцијата на силите при оптоварување на мезијалната третина на краткото седло покажува дека најголема е силата на местото на дејствување (граф. 37.). Кај сила од 5N на мезијалната третина се дистрибуира 2,06N, на средната 1,34N и на дисталната третина 0,59N. При сила од 75N на мезијалната третина се пренесуваат 45,71N, а на

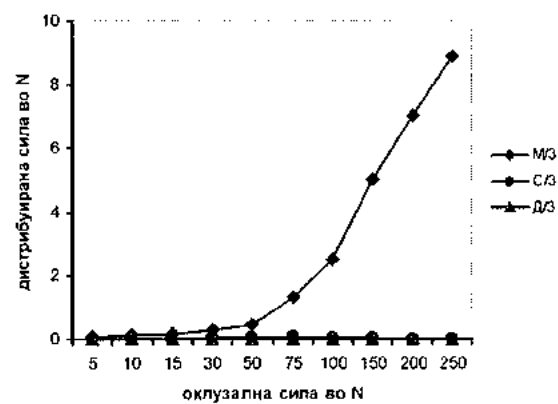
средната третина 23,34N, дистално само 1,7N. Од максималната симулирана сила од 200N на мезијалната третина се дистрибуира 151,91N, на средната 79,16N и на дисталната 5,57N.

На граф. 38. прикажана е дистрибуцијата на сила на спротивното седло од местото на дејство на силата. Може да се забележи дека мали сили се пренесуваат само на мезијалната третина и тоа од 0,09N за сила од 5N до 7,0N за сила од 200N.

На страната на краткото седло најголем процент од силата се дистрибуира на местото на делување на силата односно на мезијалното седло и изнесува 60% односно 61% (за сили од 50N до 200N) освен за сила од 5N каде изнесува 41,2%. На спротивната страна, на страната долгото седло се дистрибуира сила само на мезијалната третина и се движи од 1,8% за сила од 5N до 3,5% за 200N.

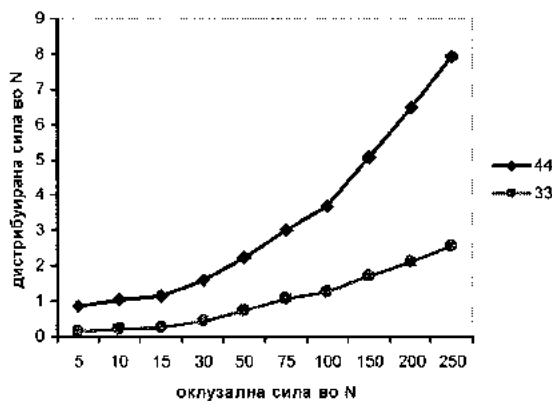


Граф. 37. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло потпорни заби при дејство на оклузална сила на МК.



Граф. 38. Дистрибуција на сила по третини на долго седло при дејство на оклузална сила на МК.

Анализата на дистрибуцијата на силите врз потпорните заби (граф. 39.) покажува дека сила се дистрибуира на двата забa на кои се наоѓаат оклузалните потпирачи. На страната на дејство на сила на забот 44 за сила од 5N се пренесува 0,86N (17%), за 50N сила од 2,23N (4%), за максимална симулирана сила од 200N – сила од 6,49N (3%). На страната на долгото седло на забот 33 се дистрибуираат помали сили и тоа за 5N сила од 0,15N (3%), за сила од 50N - сила од 0,73N (1%) и за 200N сила од 2,11N (1%).



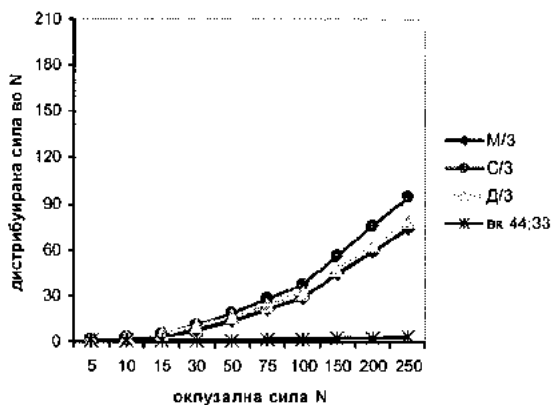
Граф. 39. Дистрибуција на сила на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МК.

### 5.3.1.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (СК)

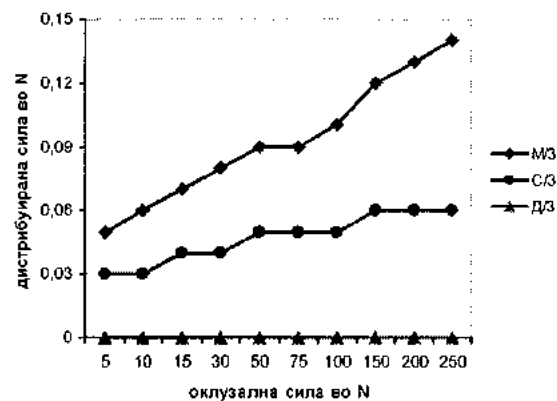
При оптоварување на средната третина на краткото седло дистрибуцијата е најголема на местото на дејство на силата (граф. 40.). За сила од 5N се пренесува 1,44N; за 75N – сила од 28,26N и за сила од 200N – сила од 75,58N. На останатите две третини се пренесува приближно еднакво, освен за помалите сили каде поголема сила се пренесува на дисталната третина:

- за 5N - на мезијалната третина 0,69N и на дисталната 2,06N;
- за сила од 75N, дистрибуирани се 21,3N мезијално и 23,91N дистално;
- за сила од 200N на мезијалната третина се пренесува сила од 59N, а на дисталната 62,75N.

Силите кои се пренесуваат на долгото седло се незначителни и тоа на мезијалната третина се движат од 0,05N (1%) за сила од 5N; сила од 0,07N за сила од 15N (0%) до 0,13N(0%) за сила од 200N (граф. 41.).



Граф. 40. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СК.

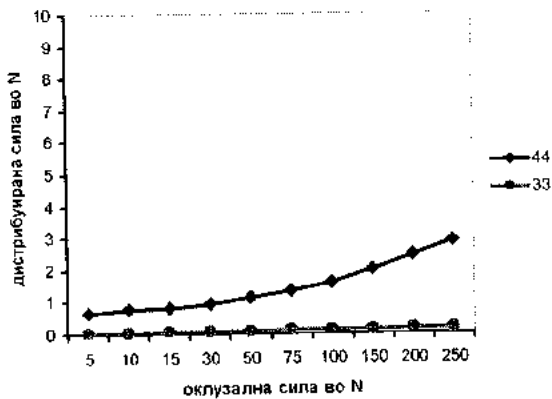


Граф. 41. Дистрибуција на сила по третини на долго седло при дејство на оклузална сила на СК.

Најголем е процентот на дистрибуирана сила на средната третина на краткото седло 38%, независно од големината на силите. На мезијалната третина се пренесува сила од 28% до 30% (за сили од 50N до 250N), а на дисталната третина 32%. Само за сила од 5N најголем е процентот на дистрибуирана сила на дисталната третина и тоа 41,2% дистално и 28,8% средна и 13,8% мезијална третина.

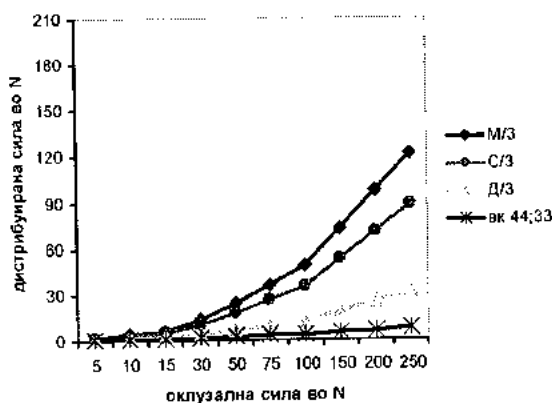
Дистрибуцијата на силата на потпорните заби прикажана е на граф. 42. На потпорниот заб 44 на страната на дејство на сила дистрибуирана е сила од 0,66N (13%) за сила од 5N; 1,13N (3%) за 50N до 2,45N (1%) за сила од 200N. На потпорниот заб 33 на страната на долгото седло се дистрибуира сила од 0,04N (1%) за сила од 5N; 0,09N (0%) за сила од 50N до 0,15N (0%) за сила од 200N.



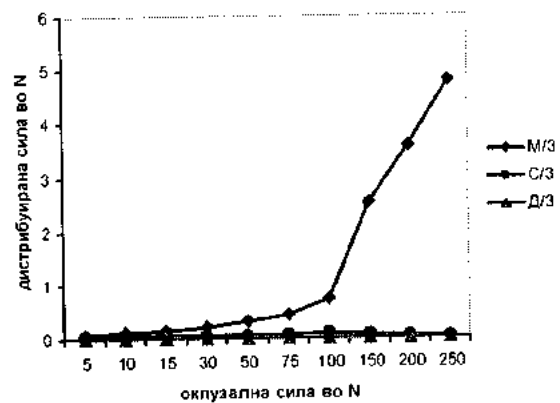


Граф. 42. Дистрибуција на сила на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СК.

### 5.3.1.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МСК)



Граф. 43. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСК.



Граф. 44. Дистрибуција на сила по третини на долго седло при дејство на оклузална сила на МСК.

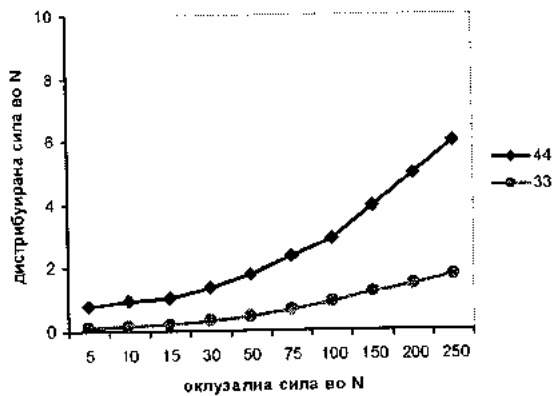
При едновремено дејствување на оклузалната сила на мезијалната и средна третина на краткото седло најмногу сила се дистрибуира на мезијалната и нешто помалку на средната третина (граф. 43.).

- за сила од 5N - мезијална 1,37N и средна третина 1,49N;
- за 75N - сила од 35,82N на мезијална и 26,28N на средна третина;
- а за сила од 200N - мезијална тртина 95,92N и средна третина 69,64N.

На страната на долгото седло се пренесува мала сила на мезијалната третина од седлото (граф. 44.) и тоа за сила од 5N – сила од 0,08N до сила од 3,57N за сила од 200N.

Процентот на дистрибуирана сила при едновремено дејствување на оклузална сила на мезијалната и средната третина на краткото седло најголем е на мезијалната третина 48% (независно од големината на силата) и 35% на средната третина.

На мезијалната третина од долгото седло се дистрибуира сила од 1% до 2% (за сили од 15N до 200N).



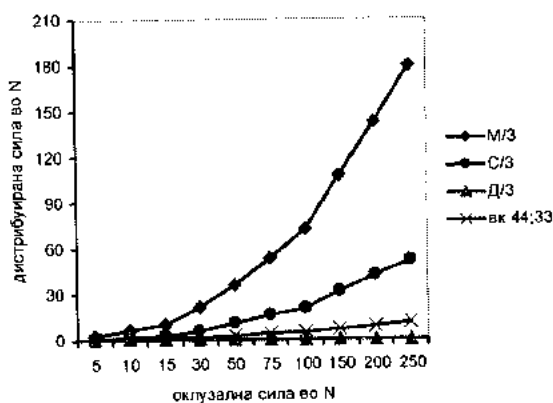
Граф. 45. Дистрибуција на сила на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСК.

На граф. 45. прикажана е дистрибуцијата на силите на двата потпорни заби. На страната на дејство на силата, на 44 за сила од 5N се дистрибуира сила од 0,79N (16%); за сила од 15N – сила од 1,02N (7%); за 50N – сила од 1,78N (3,6%); за 75 сила од 2,33N (3%) и за 200N – сила од 4,92N (2,5%). На страната на долгото седло на потпорниот заб 33 се пренесува сила од 0,11N (2%) за 5N до 1,45N (0,7%) за сила од 200N.

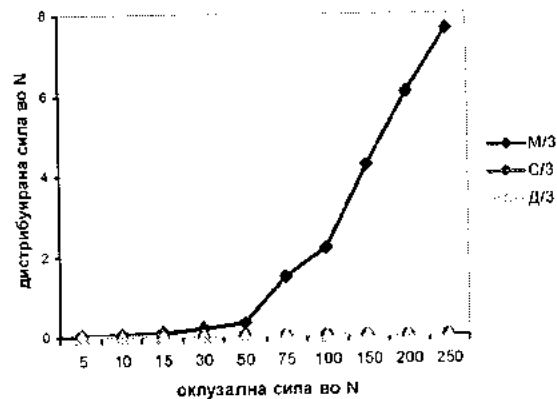
#### 5.3.1.4. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МД)

Анализата на резултатите добиени од дејство на оклузална сила на мезијалната третина на долгото седло покажува дека најмногу сила се дистрибуира на местото на дејствување на силата и тоа од 2,74N за сила од 5N до 52,72N за сила од 75N и 142,67N за сила од 200N. На средната третина се дистрибуираат помали сили: за 5N – сила од 0,8N, за сила од 75N дистрибуирана е сила од 16,53N и за 200N - сила од 42,22N. На дисталната третина се дистрибуира сила од 0,49N за 5N до 0,11N за 75N. (граф. 46.)

На страната на краткото седло се пренесува сила само на мезијалната третина, од 0,04N за 5N до 7,62N за 250N (граф. 47.).



Граф. 46. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МД.

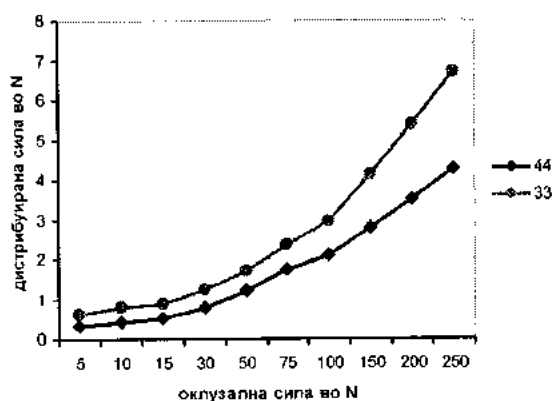


Граф. 47. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло при дејство на оклузална сила на МД.

На мезијалната третина од долгото седло се дистрибуираат 74% (за сили од 50N до 200N) освен за сила од 5N – 54.8%. На средната третина се дистрибуираат 23% освен за сила од 5N – 16%.

На страната на краткото седло сила се дистрибуира на мезијалната третина и тоа од 1% за 5N до 3,3% за максимална сила од 200N.

На граф. 48. прикажана е дистрибуцијата на силата на потпорните заби. На потпорниот заб 33 на страната на долгото седло се дистрибуира сила од 0,64N (12,8%) за сила од 5N; сила од 0,89N (5,9%) за 15N; 2,35N (3%) за сила од 75N до 4,14N (2,7%) за 200N. На страната на краткото седло на забот 44 се дистрибуира сила од 0,32N (6,4%) за сила од 5N; 0,52N (3,5%) за сила од 15N; 1,73N (2,3%) за сила од 75N до 3,52N (1,8%) за сила од 200N.

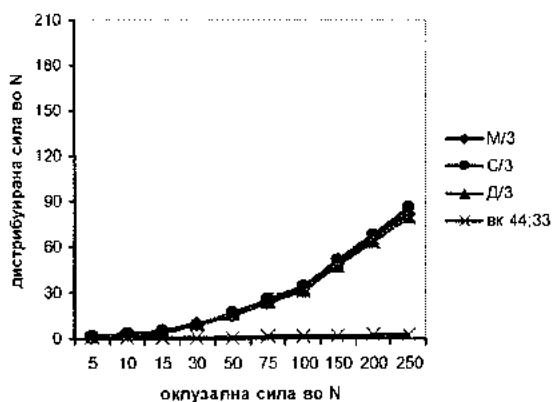


Граф. 48. Дистрибуција на сила на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МД.

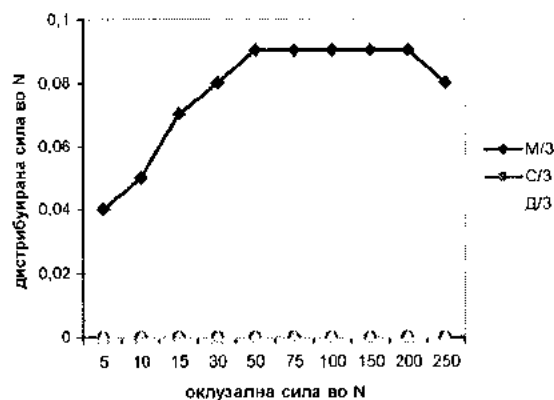
### 5.3.1.5. СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (ДС)

При оптоварување на средната третина на долгото седло анализата на добиените резултати покажува дека за мали сили поголема е дистрибуираната сила на дисталната отколку на средната третина: за сила од 5N – сила од 1,37N средна третина и 1,89 на дисталната (мезијално 0,92N); дури за сила од 75N на средната третина се пренесува 25,37N, а на дисталната 24,2N (мезијално 24,01N). Овој сооднос меѓу мезијалната и дисталната третина се менува за сили поголеми од 100N. За максималната сила од 200N на средната третина се пренесува 67,87N, на мезијалната 65,79N, а на дисталната 63,79N (граф. 49.).

На граф. 50. е прикажана дистрибуцијата на силите на спротивното седло од местото на дејство на оклузалната сила. Дистрибуираната сила е минимална и се движи од 0,04N (1%) за 5N до 0,09N (0%) за 200N. На останатите две третини не се дистрибуира сила.

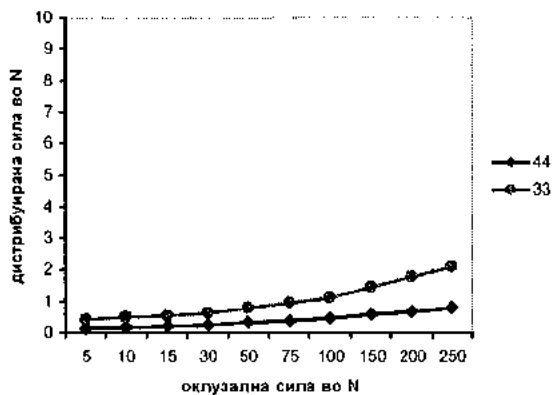


Граф. 49. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СД.



Граф. 50. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло при дејство на оклузална сила на СД.

При дејство на оклузална сила на средната третина на долгото седло силата се дистрибуира рамномерно на сите три третини и тоа на средната третина 34% (независно од јачината на силата) на мезијалната 33%, а на дисталната 32%.



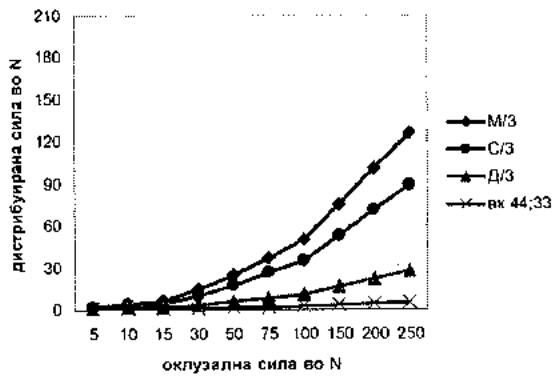
Граф. 51. Дистрибуција на сила на потпорни заби при дејство на оклузална сила на СД.

Дистрибуцијата на силите врз потпорните заби прикажана на граф. 51. покажува дека на страната на долгото седло на потпорниот заб 33 се дистрибуира сила од 0,42N (8,4%) за сила од 5N; 0,93N (1,2%) за сила од 75N и 1,76N (0,9%) за сила од 200N. На потпорниот заб 44 на страна на краткото седло за сила од 5N се дистрибуира сила од 0,14N (2,8%) до сила од 0,67N (0%) за сила од 200N.

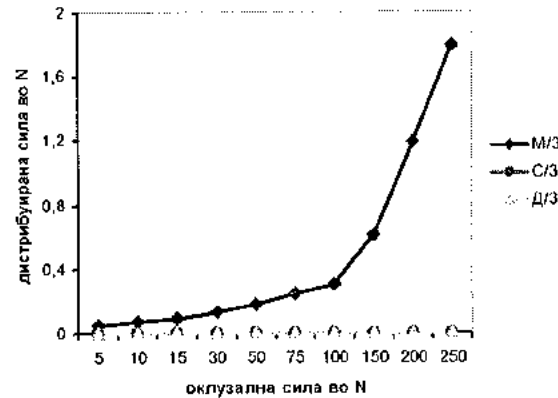
### 5.3.1.6. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МСД)

Оптоварувањето на долгото седло со сила која истовремено делува на мезијалната и средна третина на седлото покажува дека најмногу сила се дистрибуира на мезијалната и на средната третина и тоа за сила од 5N дистрибуираната сила е 1,75N на мезијалната и 1,4N на средната третина; за 75N на мезијалната третина се пренесува 37,32N и на средната 26,38N додека за 200N – сила од 100,51N на мезијалната и 71,04N на средната третина.

Силата што се дистрибуира на дисталната третина е помала од 1,01N за сила од 5N, до сила од 22,17N за сила од 200N (граф. 52.).



Граф. 52. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСД.

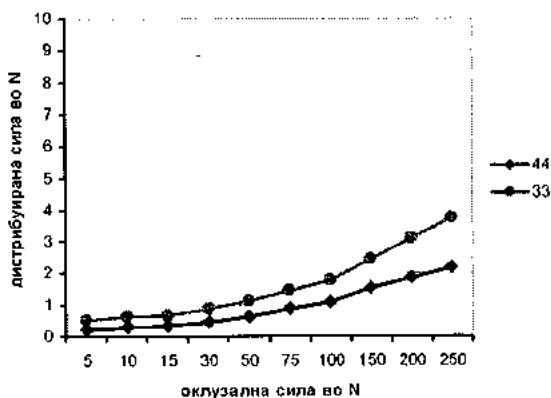


Граф. 53. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло при дејство на оклузална сила на МСД.

На граф. 53. е прикажана дистрибуцијата на сила на страната на краткото седло. Може да се забележи дека сила се пренесува само на мезијалната третина и тоа од 0,05N (1%) за 5N до 1,19N (0,6%) за 200N.

При истовремено оптоварување на мезијална и средна третина на долго седло најголема сила се дистрибуира на мезијалната третина и тоа од 49% до 51% (за сили од 50 до 200), додека на средната третина се дистрибуираат 35% до 36%.

На мезијалната третина на краткото седло (спротивно од местото на дејство на силата) се пренесува 1% од силата независно од големината на симулираната сила.



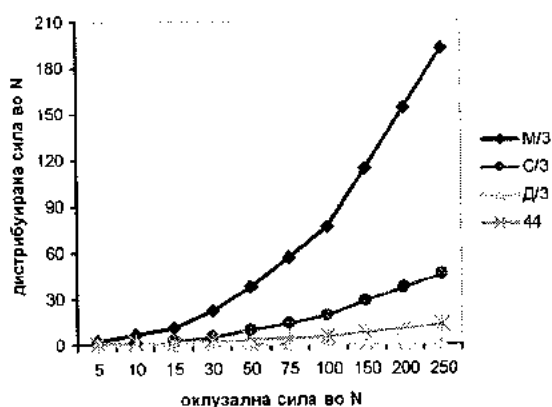
Граф. 54. Дистрибуција на сила на потпорни заби при дејство на оклузална сила на МСД.

На потпорните заби 33 и 44 се пренесува сила која се движи за 33 од 0,51N (10%) за 5N; 0,65N (4%) за 15N до 3,08N (1,5%) за сила од 200N, а за потпорниот заб 44 дистрибуираната сила се движи од 0,21N (4%) за сила од 5N до 1,87N (0,9%) за сила од 200N (граф. 54.).

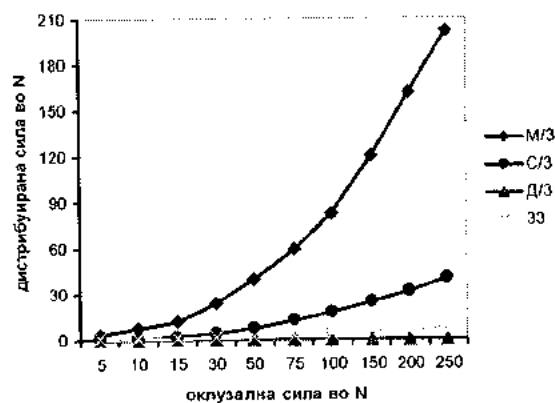
### 5.3.2. ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ ПРИ ДВОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

#### 5.3.2.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МКД)

Анализата на резултатите добиени при истовремено дејство на оклузална сила врз мезијалната третина на краткото и долгото седло покажува дека најмногу сила се дистрибуира на местото на дејство на силата, односно на мезијалните третини (граф. 55 и 56.). И тоа за сила од 5N дистрибуирана е сила од 2,91N (КС) и 3,09N(ДС); а за сила од 75N – дистрибуирани се 56,56N (КС) и 59,46N (ДС) и за 200N – сила од 153,02N (КС) и 161,32N (ДС). На средната третина дистрибуираните сили се помали: за 5N – сила од 0,64N (КС) и 0,71N (ДС); до 36,83N (КС) и 32,07N (ДС) за максимална сила од 200N. На дисталната третина само за мали сили се дистрибуира сила од 0,33N(КС) и 0.42N(ДС) за сила од 5N; до 0,31N(КС) и 0.36N(ДС) за 15N.



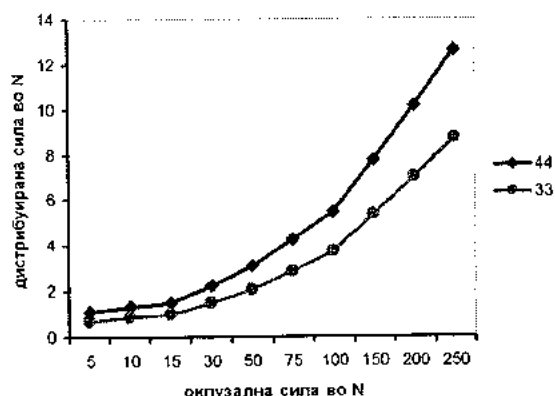
Граф. 55. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.



Граф. 56. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.

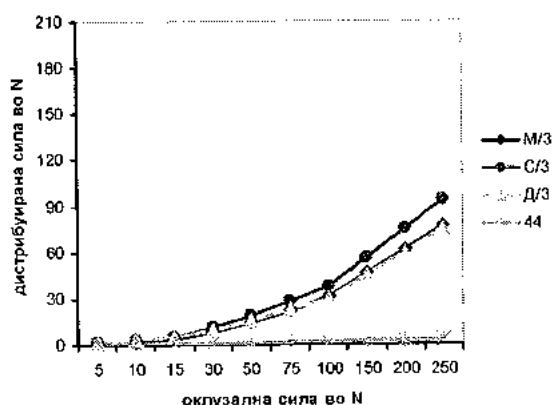
Најголема дистрибуирана сила при двострано оптоварување на мезијалните третини на двете седла се забележува на мезијалната третина на долгото седло 82% (за сили од 50N до 200N) и на мезијалната третина на краткото седло каде се дистрибуираат 75% до 76% (за сили од 50N до 200N).

На граф. 57. прикажана е дистрибуцијата на силите кај потпорните заби. Таа се движи за забот 44 (кратко седло) од 1,09N (21%) за сила од 5N; 3,1N (6%) за 50N; 4,26N (6%) за 75N до 10.16N (5.8%) за сила од 200N. На потпорниот заб 33 (долго седло) за сила од 5N се дистрибуира сила од 0,7N (14%); за 50N – сила од 2,08N (4%) до сила од 6.98N (3.49%) за оклузална сила од 200N.

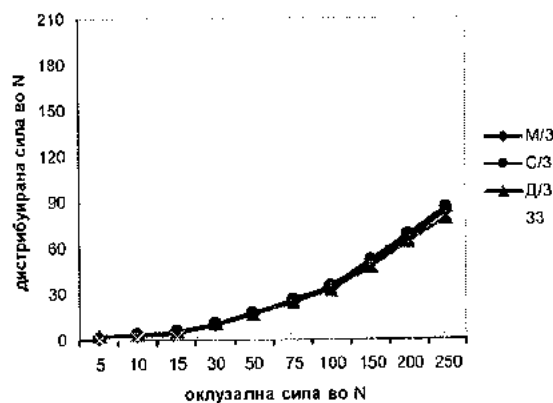


Граф. 57. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МКД.

### 5.3.2.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (СКД)



Граф. 58. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.



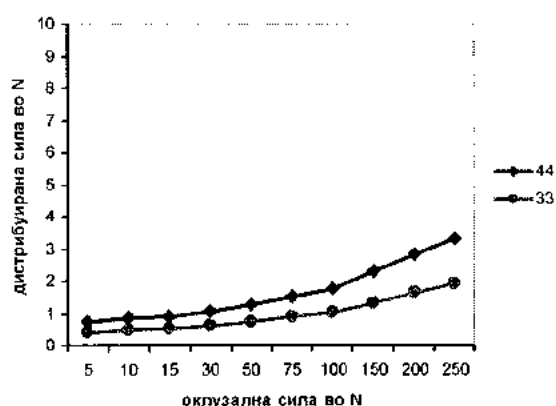
Граф. 59. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.

При оптоварување на средните третини на краткото и долгото седло на граф. 58 и 59 може да се забележи дека при дејство на мали сили дистрибуцијата на силите е поголема на дисталната отколку на средната третина. За сили од 5N на средната третина се пренесува 1,29N (KC) и 1,04N (DC), а на дисталната третина 2,12N (KC) и 2,78N (DC). На мезијалната третина се пренесува помала сила и тоа за 5N - сила од 0,65N (KC) и 0,74N (DC), а за 15N - сила од 3,84N (KC) и 4,35N (DC).

За поголеми сили, најмногу сила се дистрибуира на средната, а потоа на мезијалната и дисталната третина. За сила од 75N на средната третина се дистрибуира сила од 27,95N (KC) и 25,68N (DC), потоа на мезијалната – сила од 22,55N (KC) и 24,38N (DC) и на дисталната 22,72N (KC) и 24,01N (DC), а за оклузална сила од 200N – на средната третина 74,88N (KC) и 68,81N (DC) на мезијалната 61,54N (KC) и 66,21N (DC) и на дисталната третина 60,02N (KC) и 63,24N (DC).



При двострано оптоварување на средните третини на двете седла најмногу сила, 37% се пренесуваат на средната третина на краткото седло и 34% до 35% на средната третина на долгото седло (за сили од 50N до 200N). На мезијалните и дисталните третини се пренесува приближно еднаква сила: на мезијална третина 30% до 31% (КС) и 32% до 33% (ДС) во зависност од силата (за сили од 50N – 200N); на дисталната третина се пренесува 31% до 30% за кратко седло (за сили од 50N – 200N) и 32% за долго седло.



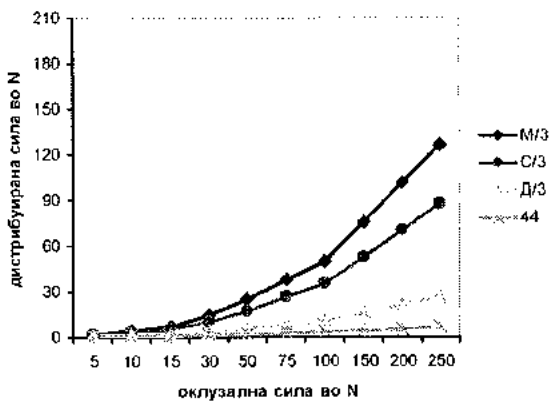
Граф. 60. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на СКД.

Дистрибуцијата на силата врз потпорните заби е прикажана на граф. 60. На забот 44 на страната на краткото седло се дистрибуира сила од 0,72N (14%) за сила од 5N; 1,26N (3%) за сила од 50N до 2,8N (1,4%) за сила од 200N. На потпорниот заб 33 на страната на долгото седло се дистрибуираат помали сили од 0,4N (8%) за 5N; 0,73N (1%) за 50N до 1,62N (0,8%) за сила од 200N.

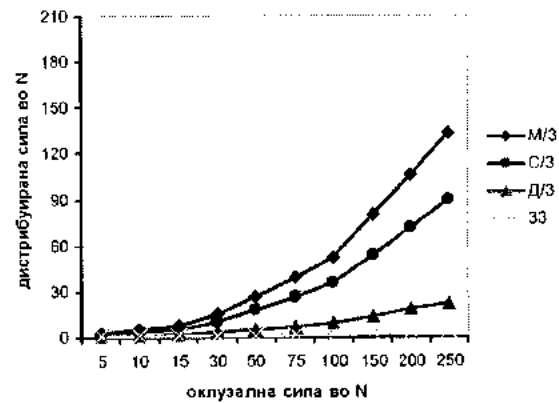
### 5.3.2.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МСКД)

Анализите на резултатите добиени при истовремено дејство на сила врз мезијалната и средна третина на двете седла покажува дека најмногу сила се дистрибуира на мезијалните третини на седлата, потоа на средните, а најмалку на дисталните третини (граф. 61 и 62.). И тоа:

- за сила од 5N – мезијална 1,7N (КС) и 2,34N (ДС), средна 1,37N (КС) и 1,12N (ДС) и дистална третина 0,67N (КС) и 0,91N (ДС);
- за оклузална сила од 75N – сила од 37,35N (КС) и 39,55N (ДС) на мезијална третина, 26,17N (КС) и 26,75N (ДС) на средна третина и 8,25N (КС) и 7,13N (ДС) на дисталната третина;
- за сила од 200N – дистрибуирана е сила од 100,85N (КС) и 106,22N (ДС) на мезијална и 70,16 (КС) и 71,52N (ДС) на средна третина, а на дисталната третина сила од 21,56N (КС) и 18,74N (ДС).

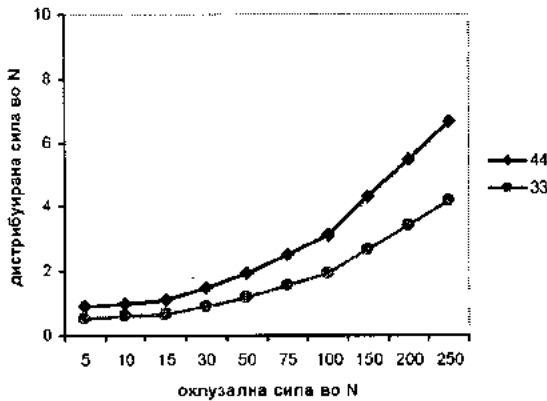


Граф. 61. Дистрибуција на сила по третини на кратко седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.



Граф. 62. Дистрибуција на сила по третини на долго седло и на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.

При истовремено двострано оптоварување на мезијалните и дисталните третини на седлата најголем процент од силата се дистрибуира на мезијалните третини 53%-54% на страна на долгото седло и 49% - 50% на страна на краткото седло. Помал процент, 36% (ДС) и 35% (КС) се дистрибуираат на средните третини.



Граф. 63. Дистрибуција на сила на потпорни заби при двострано дејство на оклузална сила на МСКД.

Дистрибуцијата на сила на потпорните заби е нешто поголема на страната на краткото седло на забот 44 каде за сила од 5N се дистрибуира сила од 0,89N (17,8%), за 15N – сила од 1,11N (7,4%); за 50N - сила од 1,93N (3,9%) до сила од 5,46N (2,7%) за максимална симулирана сила од 200N. На забот 33 на страната на долгото седло се пренесува сила од 0,54N (10,8%) за сила од 5N; 0,67N (4,5%) за сила од 15N до сила од 3,42N (1,7%) за сила од 200N (граф. 63.).

## 5.4. СПОРЕДБА НА ДИСТРИБУИРАНИТЕ СИЛИ ПОМЕЃУ МОДЕЛИ

На таб. 7 и 8. прикажана е споредба помеѓу дистрибуираните сили кај трите модела. Вупната сила што се пренесува на протезните седла и на потпорните заби на страната на која дејствува симулираната оклузална сила изразена е во проценти. Процентуалната дистрибуција споредена е според местото на дејство на сила.

На таб. 7. прикажана е дистрибуцијата на сила при еднострано оптоварување на седлата.

Може да се забележи дека при еднострано дејство на сила, независно дали дејствува на краткото или долгото седло, најголем процент од силата се дистрибуира на протезното седло (на страната на оптоварување) кога дејството е на средната третина на седлото. Овој процент е најголем (94.6% до 99.4% кај КС и 92.8% до 97.9% за ДС) кај вториот модел односно кај МПП со екстракоронарен атечмен и стабилизатор на потпорните заби.

При еднострано оптоварување најголем процент на сила на забите на страната на оптоварувањето се дистрибуира кога силата дејствува на мезијалните третини на краткото односно на долгото седло. Овој процент е најголем кај вториот модел, случај на МПП со екстракоронарен атечмен и стабилизатор (28,8% до 22% за КС и 43,4% до 37,5%).

Од табелата може да се забележи дека за мали сили од 5N независно од местото на дејство на сила или од должина на седлото, кај сите три модела, процентот на дистрибуирана сила врз потпорните заби е поголем отколку во истите случаи за сили поголеми од 50 до 200N.

На таб. 8. прикажана е дистрибуцијата на сила при двострано оптоварување на седлата.

Може да се забележи дека при двострано дејство на сила кај сите три модели најголем процент од силата се дистрибуира на протезното седло кога оптоварувањето е на средната третина на двете седла. Ова е најмногу изразено кај вториот модел (МПП со екстракоронарен атечмен и стабилизатор) и се движи од 98 до 99% на страната на краткото седло и 96 до 98% на страната на долгото седло за сили од 50 до 150N. Слично е и со третиот модел (МПП со мезијален оклузален наклон на забите 44;33) каде на страната на краткото седло се дистрибуира 97 до 98% и на страната на долгото седло се дистрибуира 98 до 99%.

При двострано оптоварување на седлата кај сите три модели за мали сили, независно од местото на дејство на сила, процентот на дистрибуираната сила врз потпорните заби е поголем отколку за било која сила поголема од 50N при истото оптоварување.

Таб. 7. Споредба на дистрибуирана сила во проценти на протезни седла и на потпорни заби помеѓу модели при еднострано дејство на симулирана оклузална сила.

		<b>МОДЕЛ I</b>		<b>МОДЕЛ II</b>		<b>МОДЕЛ III</b>	
		ВК сила на седло во %	ВК сила на заби во %	ВК сила на седло во %	ВК сила на заби во %	ВК сила на седло во %	ВК сила на заби во %
<b>МК</b>	5N	44,3	44,4	66,4	28,8	78,0	17,2
	15N	66,1	21,6	69,6	24,2	89,1	7,8
	50N	84,7	14,7	77,0	22,5	93,1	4,5
	75N	87,1	12,6	77,4	22,3	92,7	4,0
	150N	89,1	10,8	77,7	22,0	95,5	3,4
<b>СК</b>	5N	64,6	9,4	94,6	4,6	83,8	13,2
	15N	86,3	7,5	95,2	3,0	93,3	5,5
	50N	95,0	4,5	98,6	1,1	97,3	2,3
	75N	95,7	3,6	99,1	0,8	97,9	1,8
	150N	97,5	2,3	99,4	0,5	98,5	1,3
<b>МСК</b>	5N	64,8	33,8	55,4	25,4	77,2	15,8
	15N	77,6	21,7	78,5	20,1	90,5	6,8
	50N	87,9	12,3	81,9	18,1	94,8	3,6
	75N	90,0	10,2	82,0	17,7	95,3	3,1
	150N	91,3	8,3	82,2	17,7	94,9	2,6
<b>МД</b>	5N	38,4	52,2	45,6	43,4	79,8	12,8
	15N	71,4	28,2	51,7	39,9	89,9	5,9
	50N	84,2	16,1	59,1	37,4	93,4	3,4
	75N	83,9	15,0	58,8	37,3	92,5	2,8
	150N	87,0	13,2	59,6	37,5	92,5	2,7
<b>СД</b>	5N	60,8	21,6	92,8	5,2	83,6	8,4
	15N	82,2	11,1	92,5	3,8	94,3	3,6
	50N	92,2	6,1	96,8	2,4	97,5	1,5
	75N	93,8	5,7	97,7	2,1	98,1	1,2
	150N	96,0	4,0	97,9	2,0	98,6	1,0
<b>МСД</b>	5N	58,3	34,0	62,2	25,2	83,2	10,2
	15N	74,4	21,4	78,3	21,6	92,9	4,3
	50N	89,5	11,8	77,5	19,9	96,2	2,2
	75N	90,0	10,1	78,4	19,6	96,6	1,9
	150N	91,2	8,1	79,1	19,6	96,9	1,6

Таб. 8. Споредба на дистрибуирана сила во проценти на протезни седла и на потпорни заби помеѓу модели при двострано дејство на симулирана оклузална сила.

		<b>МОДЕЛ I</b>		<b>МОДЕЛ II</b>		<b>МОДЕЛ III</b>	
		ВК сила на седло во%	ВК сила на заби во %	ВК сила на седло во %	ВК сила на заби во %	ВК сила на седло во %	ВК сила на заби во %
<b>МКД(КС)</b>	5N	32,8	54,4	55,2	43,6	77,6	21,8
	15N	63,0	32,1	60,7	37,9	89,9	10,1
	50N	81,3	18,7	64,8	35,1	93,8	6,2
	75N	83,8	16,0	64,1	35,0	94,2	5,7
	150N	85,0	15,0	64,5	34,8	94,9	5,0
<b>МКД(ДС)</b>	5N	36,9	49,6	58,0	41,8	84,4	14,0
	15N	65,3	29,6	60,5	39,3	93,3	6,6
	50N	83,1	16,7	60,0	37,9	95,8	4,2
	75N	84,7	14,9	58,9	37,3	96,3	3,7
	150N	85,7	13,4	59,6	37,5	96,4	3,4
<b>СКД(КС)</b>	5N	77,1	12,0	83,2	4,2	81,2	14,4
	15N	82,6	9,4	93,0	2,9	93,9	6,0
	50N	93,1	4,4	98,8	1,1	97,2	2,5
	75N	96,4	3,6	99,2	0,8	97,6	2,0
	150N	97,2	2,4	99,5	0,5	98,1	1,5
<b>СКД(ДС)</b>	5N	84,5	14,4	83,0	5,0	91,2	8,0
	15N	88,0	10,3	94,5	3,9	96,4	3,5
	50N	92,9	6,8	96,7	2,4	98,4	1,5
	75N	93,5	5,8	97,7	2,1	98,8	1,2
	150N	95,3	4,6	97,9	2,0	99,0	0,9
<b>МСКД(КС)</b>	5N	67,7	32,4	72,0	27,8	74,8	17,8
	15N	84,6	21,7	80,9	20,2	91,9	7,4
	50N	87,2	12,5	81,7	18,2	95,2	3,9
	75N	89,3	10,5	82,0	17,7	95,7	3,4
	150N	90,0	8,5	82,2	17,6	96,2	2,9
<b>МСКД(ДС)</b>	5N	43,2	32,2	71,8	25,6	98,2	10,8
	15N	78,4	21,5	78,3	21,7	95,5	4,5
	50N	87,9	12,1	78,5	19,9	97,6	2,4
	75N	89,7	10,3	78,4	19,6	97,1	2,1
	150N	91,2	8,5	79,1	19,6	98,2	1,8

Таб. 9. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на кратко седло и потпорни заби при оптоварување на МК кај трите модели.

Модел	седло			заби		
	просек	број	± Ст Дев.	просек	број	± Ст Дев.
I	68,00250	8	62,41871	9,62375	8	6,34586
II	60,32125	8	53,60550	17,37750	8	14,95951
III	72,61250	8	64,13750	3,01500	8	1,97820

Таб. 10. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на кратко седло и потпорни заби при оптоварување на СК кај трите модели.

Модел	седло			заби		
	просек	број	± Ст Дев.	просек	број	± Ст Дев.
I	75,17375	8	67,82646	2,327500	8	1,189979
II	77,44250	8	68,44495	0,548750	8	0,167625
III	76,49800	8	67,97449	1,368750	8	0,615129

Таб. 11. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на кратко седло и потпорни заби при оптоварување на МСК кај трите модели.

Модел	седло			заби		
	просек	број	± Ст Дев.	просек	број	± Ст Дев.
I	70,30375	8	63,61854	7,62250	8	4,80943
II	63,88250	8	56,71590	13,95125	8	11,92582
III	74,01625	8	65,43451	2,37125	8	1,45718

Таб. 12. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на долго седло и потпорни заби при оптоварување на МД кај трите модели.

Модел	седло			заби		
	просек	број	± Ст Дев.	просек	број	± Ст Дев.
I	66,49375	8	60,48089	11,49500	8	8,08582
II	45,98875	8	41,45753	29,39375	8	25,71335
III	50,19875	8	47,43548	2,41500	8	1,66866

Таб. 13. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на долго седло и потпорни заби при оптоварување на СД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		просек		број ± Ст Дев.	
	седло		заби		седло		заби	
I	73,76000	8	66,62739	3,835000	8	2,143635		
II	76,19000	8	67,38117	1,657500	8	1,226257		
III	76,64375	8	68,01044	0,948750	8	0,460882		

Таб. 14. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на долго седло и потпорни заби при оптоварување на МСД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		просек		број ± Ст Дев.	
	седло		заби		седло		заби	
I	70,38500	8	63,95507	7,45000	8	4,68127		
II	61,28875	8	54,59000	15,40875	8	13,29803		
III	75,39375	8	66,72357	1,47875	8	0,90431		

Таб. 15. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на кратко седло и потпорни заби при двострано оптоварување на МКД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		просек		број ± Ст Дев.	
	седло		заби		седло		заби	
I	64,85750	8	59,48306	13,04125	8	9,24907		
II	50,04125	8	44,57007	27,39750	8	23,72222		
III	73,67500	8	65,47751	4,40750	8	3,14647		

Таб. 16. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на кратко седло и потпорни заби при двострано оптоварување на СКД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		просек		број ± Ст Дев.	
	седло		заби		седло		заби	
I	75,07625	8	67,65924	2,447500	8	1,136093		
II	77,43875	8	68,54799	0,550000	8	0,176635		
III	76,28375	8	67,64936	1,538750	8	0,717524		



Таб. 17. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на кратко седло и потпорни заби при двострано оптоварување на МСКД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		број ± Ст Дев.	
	седло		заби			
I	70,05500	8	63,07912	7,75500	8	4,91073
II	63,99750	8	56,58594	13,97625	8	11,91226
III	74,74125	8	66,35918	2,59500	8	1,61072

Таб. 18. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на долго седло и потпорни заби при двострано оптоварување на МКД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		број ± Ст Дев.	
	седло		заби			
I	66,06750	8	60,41487	11,64125	8	8,18940
II	46,25375	8	41,17210	29,34125	8	25,71025
III	75,18250	8	66,53653	2,90500	8	2,04018

Таб. 19. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на долго седло и потпорни заби при двострано оптоварување на СКД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		број ± Ст Дев.	
	седло		заби			
I	73,83500	8	66,02815	4,113750	8	2,596338
II	76,19000	8	67,39684	1,655000	8	1,221205
III	77,15125	8	68,15195	0,891250	8	0,415019

Таб. 20. Приказ на просечните вредности на дистрибуираните сили на долго седло и потпорни заби при двострано оптоварување на МСКД кај трите модели.

Модел	просек		број ± Ст Дев.		број ± Ст Дев.	
	седло		заби			
I	70,40375	8	63,62120	7,68125	8	4,91157
II	61,42500	8	54,48000	15,41750	8	13,29601
III	76,41625	8	67,60614	1,61000	8	1,01764

Таб. 21. Приказ на анализа на варијанса (Analysis of Variance – ANOVA)

		SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
МК	Седло	616,876	2	308,438	76182,84	21	3627,754	0,08502	0,918807
	заби	826,874	2	413,437	1875,79	21	89,323	<b>4,62854</b>	<b>0,021608</b>
СК	Седло	20,781	2	10,391	97339,70	21	4635,224	0,00224	0,997761
	заби	12,681	2	6,341	12,76	21	0,608	<b>10,43724</b>	<b>0,000713</b>
МСК	Седло	420,555	2	210,277	80819,80	21	3848,562	0,05464	0,946962
	заби	537,934	2	268,967	1172,35	21	55,826	<b>4,81792</b>	<b>0,018962</b>
МД	Седло	1876,550	2	938,275	53387,53	21	2542,263	0,36907	0,695773
	заби	3015,106	2	1507,553	5105,39	21	243,114	<b>6,20102</b>	<b>0,007650</b>
СД	Седло	38,471	2	19,236	95233,96	21	4534,951	0,00424	0,995768
	заби	36,198	2	18,099	44,18	21	2,104	<b>8,60317</b>	<b>0,001866</b>
МСД	Седло	818,081	2	409,040	80656,47	21	3840,784	0,10650	0,899458
	заби	781,446	2	390,723	1396,99	21	66,523	<b>5,87349</b>	<b>0,009419</b>
МКД/К	Седло	2282,197	2	1141,098	68684,20	21	3270,676	0,34889	0,709485
	заби	2157,823	2	1078,912	4607,32	21	219,396	<b>4,91764</b>	<b>0,017713</b>
СКД/К	Седло	22,329	2	11,165	96971,26	21	4617,679	0,00242	0,997585
	заби	14,411	2	7,205	12,86	21	0,612	<b>11,76854</b>	<b>0,000373</b>
МСКД/К	Седло	464,220	2	232,110	81091,40	21	3861,495	0,06011	0,941823
	заби	519,633	2	259,817	1180,28	21	56,204	<b>4,62275</b>	<b>0,021695</b>
МКД/Д	Седло	3500,108	2	1750,054	68405,46	21	3257,403	0,53725	0,592170
	заби	2902,633	2	1451,317	5125,72	21	244,082	<b>5,94603</b>	<b>0,008992</b>
СКД/Д	Седло	46,580	2	23,290	94827,17	21	4515,579	0,00516	0,994857
	заби	45,369	2	22,684	58,83	21	2,802	<b>8,09717</b>	<b>0,002473</b>
МСКД/Д	Седло	910,682	2	455,341	81104,22	21	3862,106	0,11790	0,889369
	заби	766,285	2	383,142	1413,60	21	67,314	<b>5,69184</b>	<b>0,010590</b>

Разликата на просечните вредности кои се регистрираат кај едностраното оптоварување на краткото односно долгото седло и двостраното оптоварување кај седлата за трите модели според ANOVA – тестот е статистички несигнификантна за  $p > 0,05$  (таб. 9 – 20 и таб. 21.).

Разликата на просечните вредности кои се регистрираат кај едностраното оптоварување на краткото односно долгото седло и двостраното оптоварување кај забите за трите модели според ANOVA – тестот е статистички сигнификантна за  $p > 0,05$  (таб. 9 – 20 и таб. 21.).

При еднострано оптоварување на МК – заби, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,016549$ .

При еднострано оптоварување на СК – заби, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу I-от и II-от модел за  $p=0,000586$ .

При еднострано оптоварување на МСК – заби, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,014484$ .

При еднострано оптоварување на МД – заби, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,006444$ .

При еднострано оптоварување на СД – заби, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу I-от и II-от модел за  $p=0,017943$  и помеѓу I-от и III-от модел за  $p=0,002000$ .

При еднострано оптоварување на МСД – заби, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,007128$ .

При двострано оптоварување на МКД – заби на страна на краткото седло, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,014339$ .

При двострано оптоварување на СКД – заби на страна на краткото седло, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу I-от и III-от модел за  $p=0,000360$  и помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,049428$ .

При двострано оптоварување на МСКД – заби на страна на краткото седло, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,016662$ .

При двострано оптоварување на МКД – заби на страна на долгото седло, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,007654$ .

При двострано оптоварување на СКД – заби на страна на долгото седло, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу I-от и II-от модел за  $p=0,020666$  и за I-от и III-от модел за  $p=0,002665$ .

При двострано оптоварување на МСКД – заби на страна на долгото седло, според post-hoch Tukey HSD тест разликата е статистички сигнификантна и тоа помеѓу II-от и III-от модел за  $p=0,007978$ .

Таб. 22. Приказ на Mann – Whitney - тест

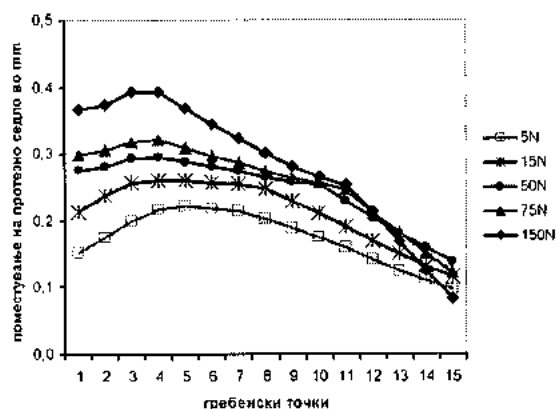
		Rank Sum	Rank Sum	U	Z	p-level
1 МК/МД	Седло	70,00000	66,00000	30,00000	0,21004	0,833635
	заби	63,00000	73,00000	27,00000	-0,52511	0,599511
1 СК/СД	Седло	71,00000	65,00000	29,00000	0,31506	0,752714
	заби	55,00000	81,00000	19,00000	-1,36527	0,172168
1 МСК/МСД	Седло	68,00000	68,00000	32,00000	0,00000	1,000000
	заби	71,00000	65,00000	29,00000	0,31506	0,752714
2 МК/МД	Седло	72,00000	64,00000	28,00000	0,42008	0,674424
	заби	59,00000	77,00000	23,00000	-0,94519	0,344563
2 СК/СД	Седло	72,00000	64,00000	28,00000	0,42008	0,674424
	заби	47,00000	89,00000	11,00000	-2,20544	<b>0,027424</b>
2 МСК/МСД	Седло	71,00000	65,00000	29,00000	0,31506	0,752714
	заби	65,00000	71,00000	29,00000	-0,31506	0,752714
3 МК/МД	Седло	73,00000	63,00000	27,00000	0,52511	0,599511
	заби	73,00000	63,00000	27,00000	0,52511	0,599511
3 СК/СД	Седло	66,00000	70,00000	30,00000	-0,21004	0,833635
	заби	83,00000	53,00000	17,00000	1,57532	0,115185
3 МСК/МСД	Седло	64,00000	72,00000	28,00000	-0,42008	0,674424
	заби	80,00000	56,00000	20,00000	1,26025	0,207579

Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности кај трите модели за еднострано оптоварување на мезијална третина на кратко и долго седло, средна третина на кратко и долго седло и мезијални исредни третини на кратко и долго седло за протезните седла и забите е статистички несигнификантна ( таб. 9 – 14.) за  $p > 0,05$ . Само кај вториот модел за оптоварување на СК и СД – заби се регистрира сигнификантна разлика на просечните вредности за 0,027424.

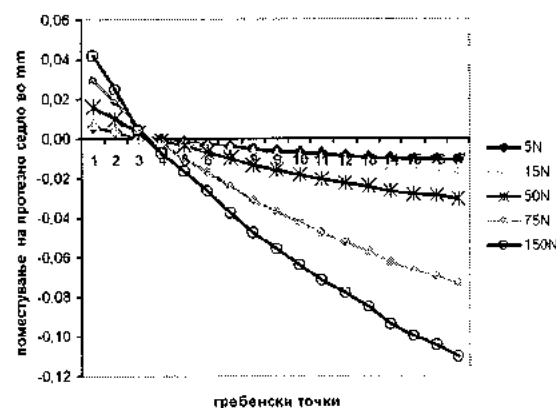
## 5.5. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА – МОДЕЛ I

### 5.5.1. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА ПРИ ЕДНОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

#### 5.5.1.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МК)



Граф. 64. поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МК.

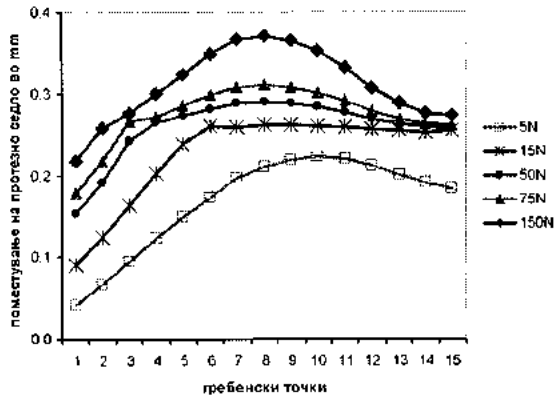


Граф. 65. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МК.

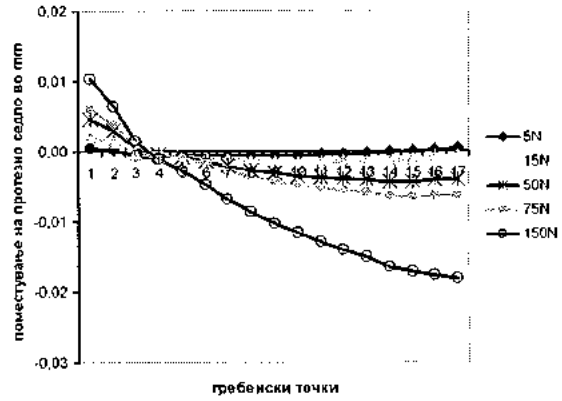
При еднострано оптоварување на мезијалната третина на краткото седло најголемо вертикално поместување на страната на краткото седло се забележува на мезијалната третина на седлото (граф. 64.). Пропаѓањето се зголемува паралелно со зголемување на силата. На странат на долгото седло најмногу се поместува дисталниот крај на седлото во спротивен правец од дејството на силата, но тоа е минимално за сили од 50N се изнесува 0,03mm и (граф.65.).

#### 5.5.1.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (СК)

При еднострано оптоварување на средна третина на краткото седло најголемо вертикално поместување се регистрира на местото на дејство на сила и изнесува 0,29mm за сили од 50N. На страната на долгото седло мезијалната третина забележува минимално вертикално пропаѓање додека дисталниот крај се поместува во спротивна насока и тоа за сили од 50N се поместува 0,004mm (граф. 66 и 67.).



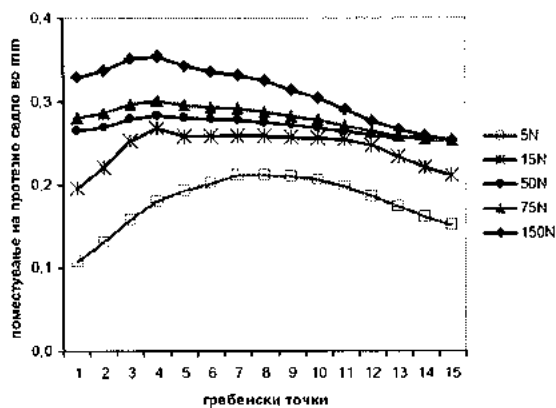
Граф. 66. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на СК.



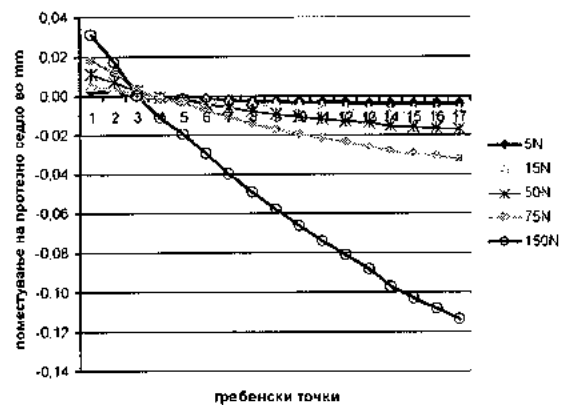
Граф. 67. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на СК.

### 5.5.1.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МСК)

При еднострано оптоварување на мезијалната и средна третина на краткото седло на страната на краткото седло се забележуваат минимални вертикално поместување од 0,28mm за сила од 50N кое е најголемо на преодот од мезијалната во средна третина (граф. 68.). Дисталниот крај речиси да не се поместува. Кај долгото седло се забележува минимално вертикално подигање од 0,017mm за сили од 50N (граф. 69.).



Граф. 68. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МСК.

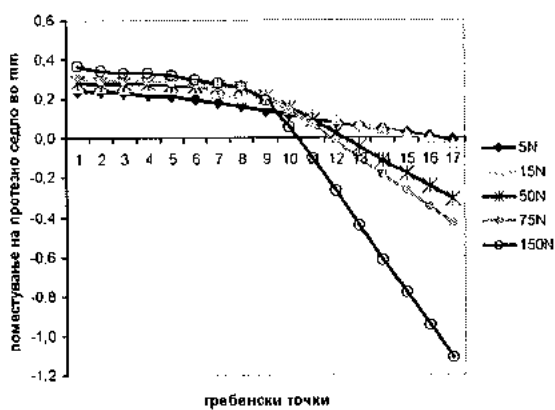


Граф. 69. Поместување на долго седло при оптоварување на МСК.

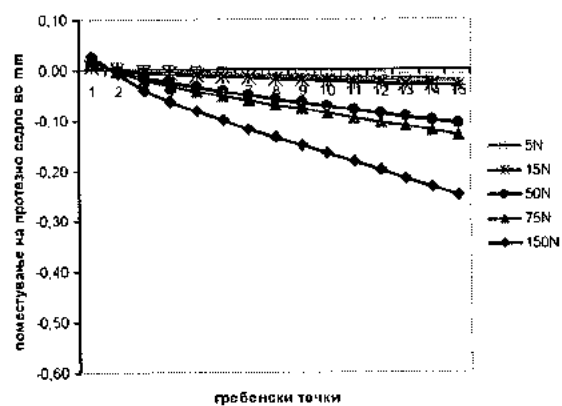


### 5.5.1.4. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МД)

При еднострано оптоварување на мезијалната третина на долгото седло, мезијалната и средната третина на долгото седло минимално вертикално пропаѓаат и тоа од 0,28mm за сили од 50N, но дисталниот крај се движи во спротивна насока. За сили од 50N тоа поместување изнесува 0,31mm (граф. 70.). Спротивно на ова краткото седло во целост се подига, а поместувањето на дисталниот крај изнесува 0,11mm за сили од 50N (граф. 71.).

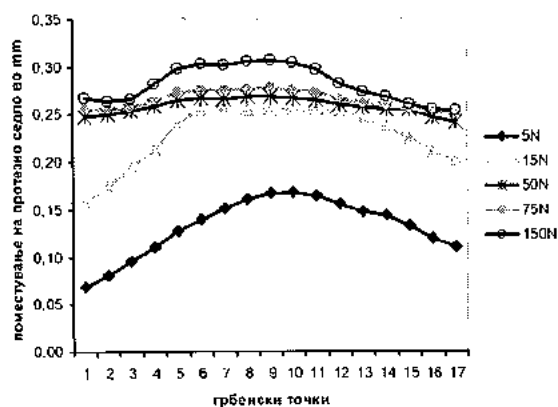


Граф. 70. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МД.

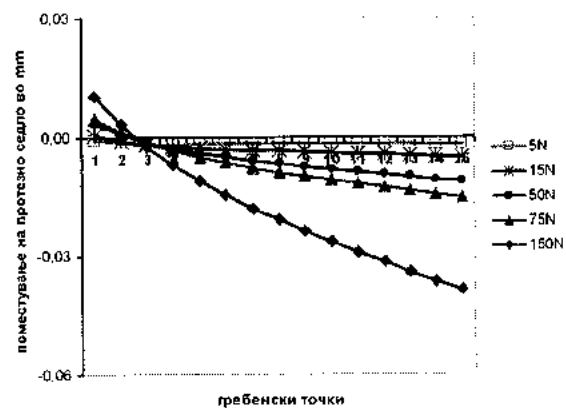


Граф. 71. Поместување на кратко седло при оптоварување на МД.

### 5.5.1.5. СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (СД)



Граф. 72. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на СД.

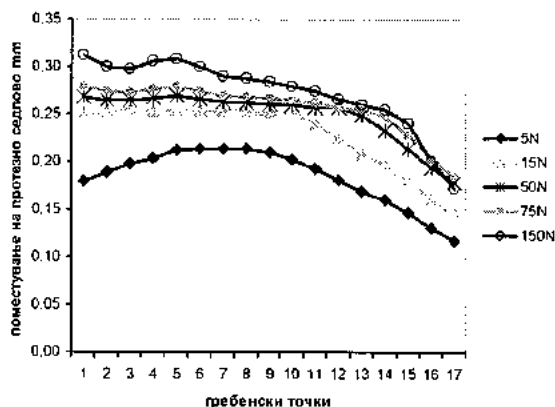


Граф. 73. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на СД.

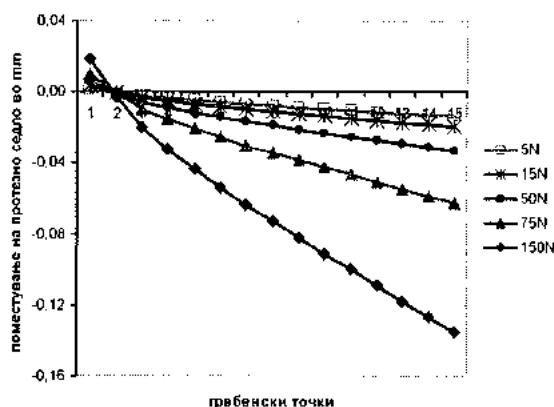
Поместувањето на долгото седло кога оклузалната сила делува на средната третина на долгото седло е најголемо на преодот од средна во дистална третина и изнесува 0,24mm за сила од 50N (граф. 72.). Краткото седло речиси не се поместува, дури за сила од 75N дисталниот крај на седлото се движи вертикално, односно се одвојува од виличниот тегмент за 0,01mm (граф. 73.).

### 5.5.1.6. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МСД)

Вертикалното пропаѓање на мезијалната и средна третина на долгото седло е рамномерна и изнесува 0,27mm за сили од 50N при истовремено дејство на сила врз мезијалната и средна третина на долгото седло (граф. 74.). Краткото седло забележува минимално вертикално подигање на дисталниот крај и тоа од 0,03mm дури за сила од 50N (граф. 75.).



Граф. 74. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МСД.

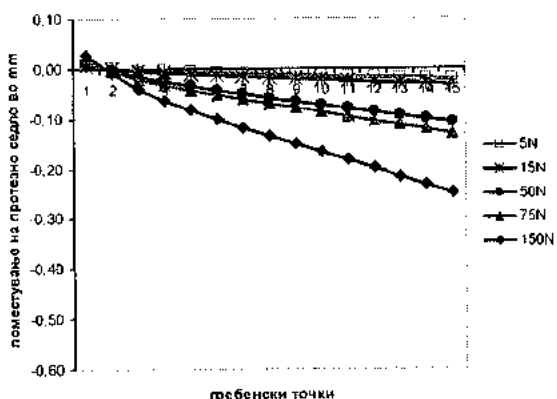


Граф. 75. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МСД.

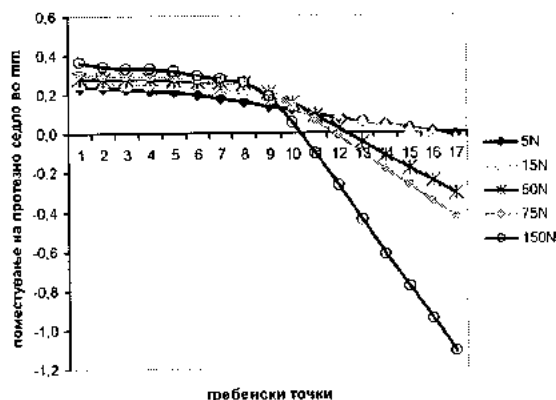
## 5.5.2. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА ПРИ ДВОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

### 5.5.2.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МКД)

При двострано оптоварување на мезијалните третини на краткото и долго седло и кај двете седла е регистрирано вертикално пропаѓање на мезијалната и средна третина и поместување во спротивен правец на дисталниот крај на седлата (граф. 76 и 77). За сила од 50N мезијалната и средна третина изнесува 0,30mm (КС) и 0,27mm (ДС), а дисталниот крај се движи 0,05mm (КС) и 0,2mm (ДС).

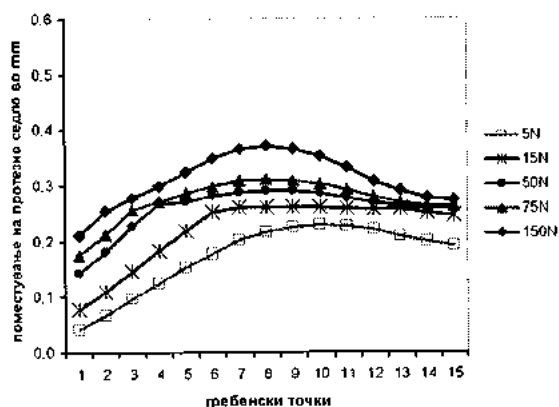


Граф. 76. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на МКД.

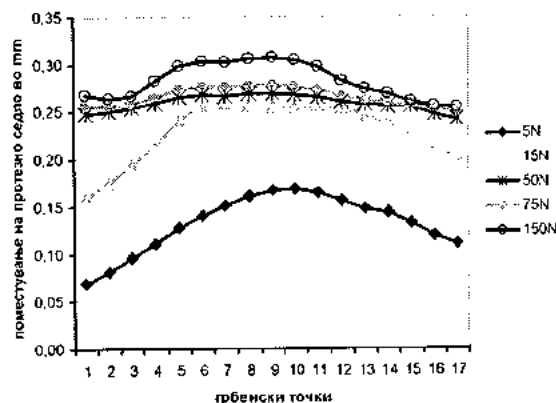


Граф. 77. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на МКД.

### 5.5.2.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (СКД)



Граф. 78. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на СКД.

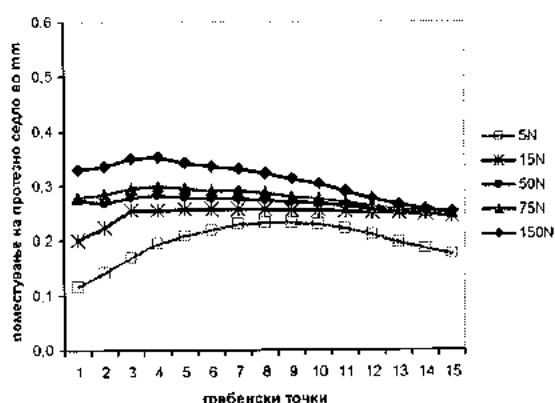


Граф. 79. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на СКД.

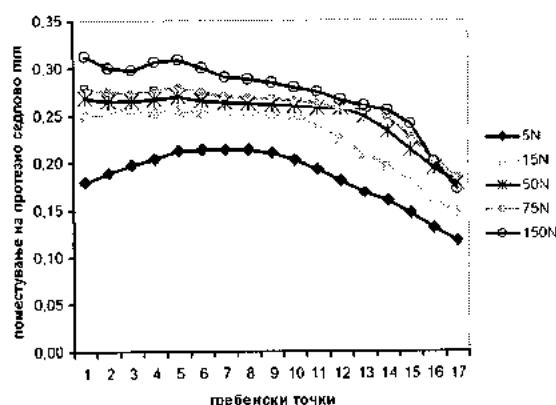
При двострано оптоварување на средните третини на краткото и долго седло и двете седла целосно вертикално се поместуваат во правецот на виличниот тегмент со тоа што нешто повеќе се спуштаат средната и дисталната трстина. Ова поместување изнесува 0,26mm (КС) и 0,23mm (ДС) за сили од 5N до 75N (граф. 78 и 79.).

### 5.5.2.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МСКД)

Средната и мезијална третина на двете седла бележат најголемо вертикално поместување при двострано дејство на оклузална сила на мезијалната и средна третина на краткото и долго седло. За сили од 50N ова поместување изнесува 0,28mm (КС) и 0,27mm (ДС) (граф. 80 и 81.).



Граф. 80. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на МСКД.



Граф. 81. поместување на долго седло при двострано оптоварување на МСКД.

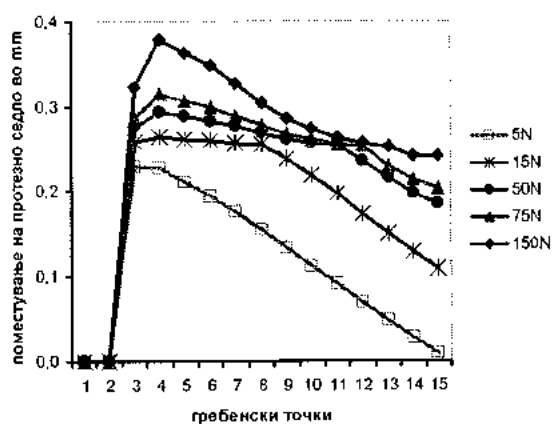
## 5.6. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА – МОДЕЛ II

Кај овој модел на МПП кај кој се поставени екстракоронарни атечмени и стабилизатор на потпорните заби 44, 43 и 32, 33, независно од местото на дејствување на силата или од нејзината големина, за првите две гребенски точки од мезијалните третини од седлата не се регистрирани поместувања. Причината е во тоа што непосредно под атечменот седлото е отворено и не е во контакт со виличниот тегмент па не може да се регистрираат движења на МПП.

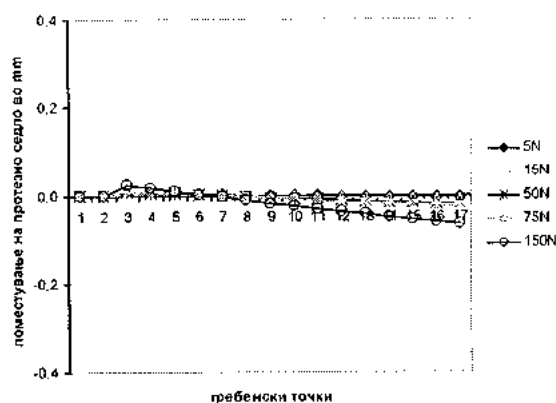
### 5.6.1. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА ПРИ ЕДНОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

#### 5.6.1.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МК)

При еднострано оптоварување на мезијалната третина на краткото седло најмногу се поместува мезијалната третина. За сила од 50N ова поместување изнесува 0,29mm (граф. 82.). Кај долгото седло мезијалната третина се спушта вертикално кон виличниот тегмент, а дисталниот крај се подига. За сила од 50N поместувањето за долгото седло изнесува од 0,008mm за мезијалниот крај на седлото 0,02mm за дисталниот крај (граф. 83.).



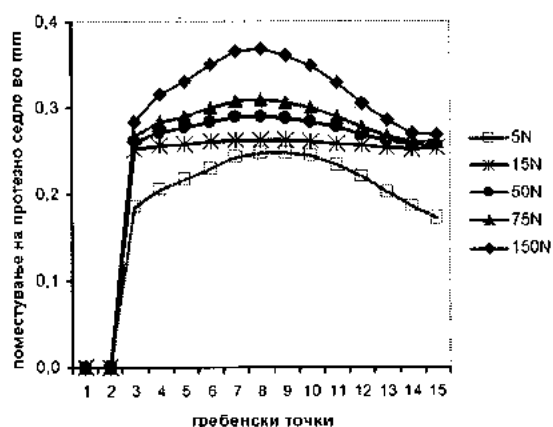
Граф. 82. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МК.



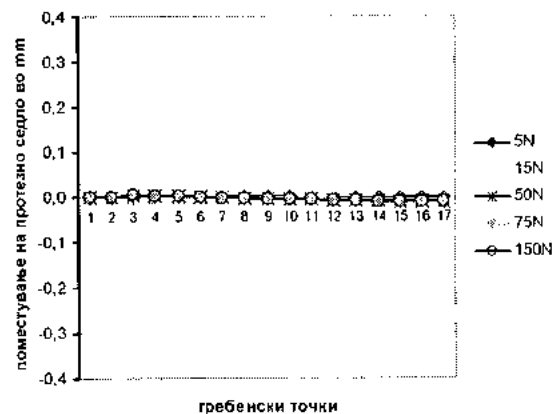
Граф. 83. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МК.

### 5.6.1.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (СК)

Под дејство на оклузална сила на средната третина на краткото седло најголемо вертикално поместување е забележано на средната третина на краткото седло и тоа 0,29mm за сила од 50N (граф. 84.). На страната на долгото седло мезијалниот крај забележува минимално вертикално поместување кон виличниот тегмент од 0,004mm за сила од 50N. Дисталниот крај вертикално се подига за 0,012mm за сила од 50N (граф. 85.).

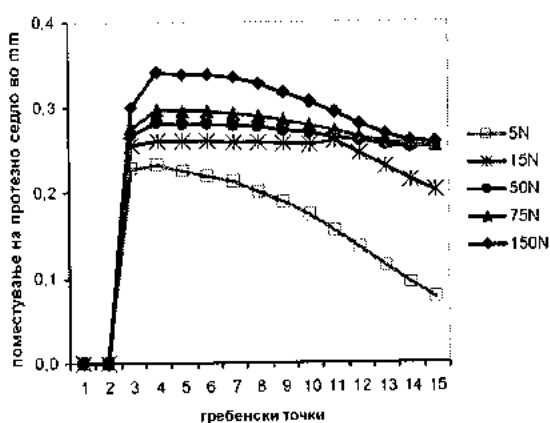


Граф. 84. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на СК.

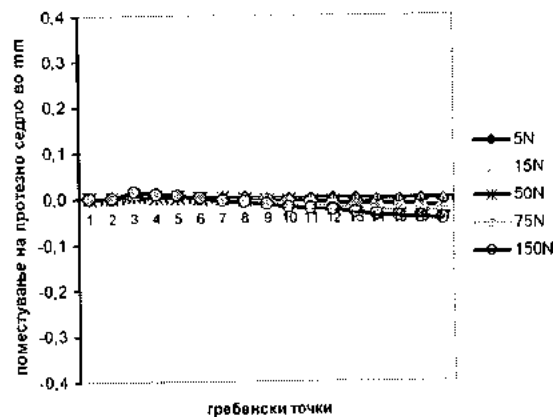


Граф. 85. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на СК.

### 5.6.1.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МСК)



Граф. 86. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МСК.

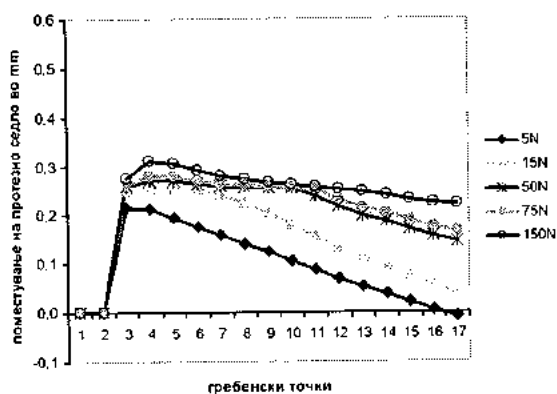


Граф. 87. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МСК.

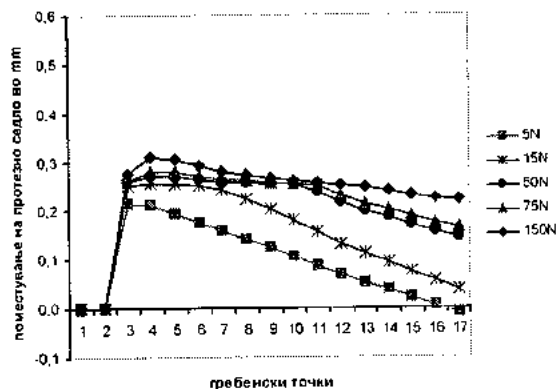
При дејство на вертикална оклузална сила на мезијалната и средна третина на кратко седло, на страната на дејство на сила најголемо поместување се случува на мезијалната третина и тоа 0,28mm за сила од 50N (граф. 86.) додека долгото седло се движи во спротивен правец односно се одвојува од виличниот тегмент за 0,016mm при сила од 50N (граф. 87.).

### 5.6.1.4. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МД)

Кога вертикална оклузална сила дејствува на мезијалната третина на долгото седло, најголемо поместување се случува на местото на дејство на силата (граф. 88.). Мезијалната третина за сили од 50N се поместува за 0,27mm. На страна на краткото седло мезијалната третина се движи вертикално кон лигавичниот тегмент, за сила од 50N се поместува 0,016mm, а дисталниот крај се движи во спротивен правец за 0,025mm (граф. 89.).

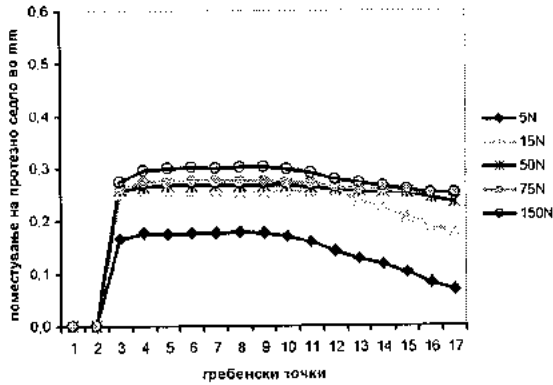


Граф. 88. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МД

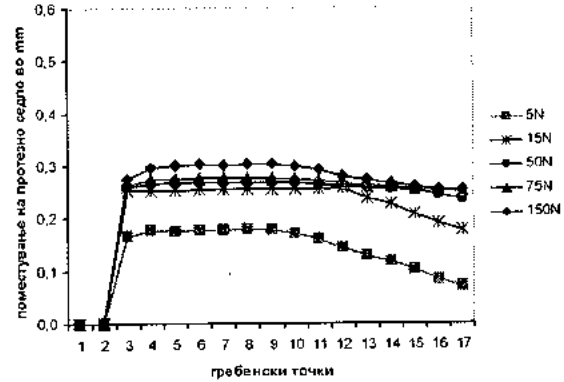


Граф. 89. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МД.

### 5.6.1.5. СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (СД)



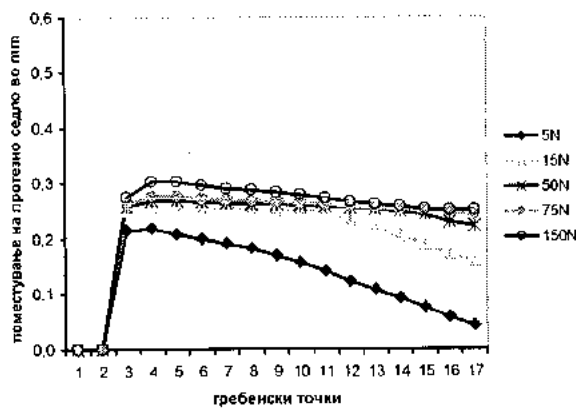
Граф. 90. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на СД.



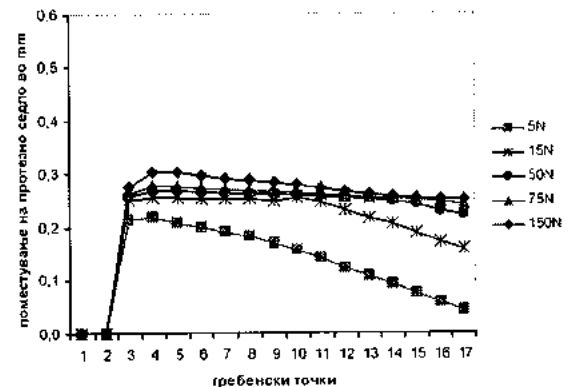
Граф. 91. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на СД.

При еднострано оптоварување на средната третина на долго седло најголемо вертикално поместување е регистрирано на средната и мезијална третина на долгото седло и тоа за сила од 50N тоа изнесува 0,27mm (граф. 90.) На страната на краткото седло 0,008mm се поместува мезијалниот крај за сила од 50N, а дисталниот крај се поместува во спротивен правец за 0,013mm (граф. 91.).

### 5.6.1.6. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МСД)



Граф. 92. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МСД.



Граф. 93. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МСД.

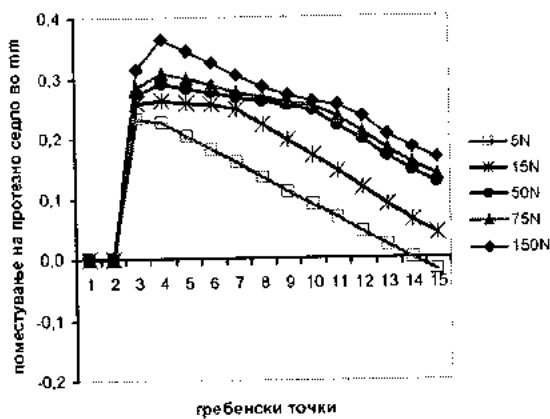
Резултатите добисни при еднострано оптоварување на мезијалната и средна третина на долго седло покажуваат дека најголемо вертикално поместување е регистрирано на мезијалната и средна третина на долгото седло и тоа за сила од 50N изнесува 0,27mm (граф. 92.). На страната на краткото седло 0,013mm за сила од 50N, а дисталниот крај се поместува во спротивен правец за 0,021mm (граф. 93.).



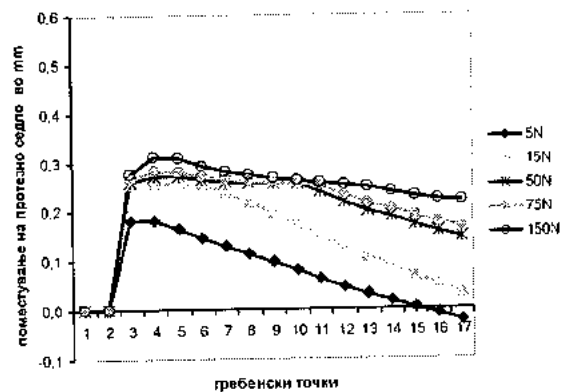
## 5.6.2. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА ПРИ ДВОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

### 5.6.2.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МКД)

При двострано оптоварување на мезијална третина на кратко и долго седло, поместувањата на седлата се најголеми на мезијалните третини со нешто помали вредности на страната на долгото седло (граф. 94 и 95.). За сили од 50N поместувањето изнесува 0,29mm (КС) и 0,27mm (ДС).

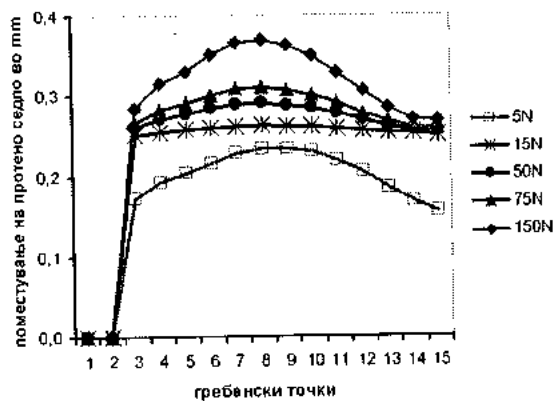


Граф. 94. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на МКД.

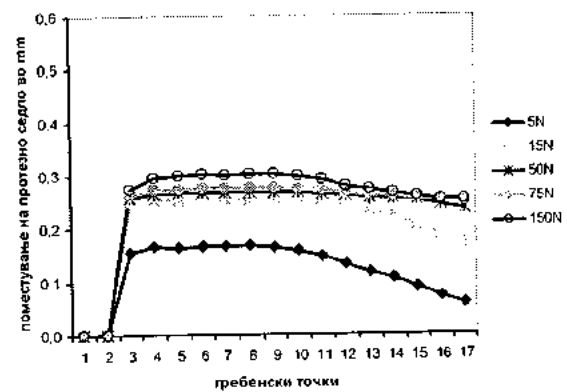


Граф. 95. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на МКД.

### 5.6.2.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (СКД)



Граф. 96. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на СКД.



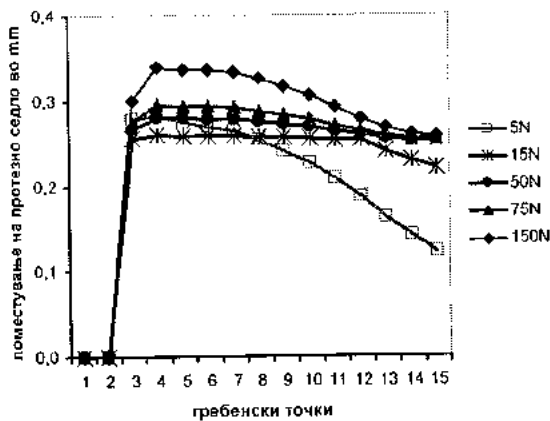
Граф. 97. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на СКД.

При двострано оптоварување на средната третина на краткото и долгото седло, поместувањата на седлата се најголеми на средните третини со нешто помали вредности

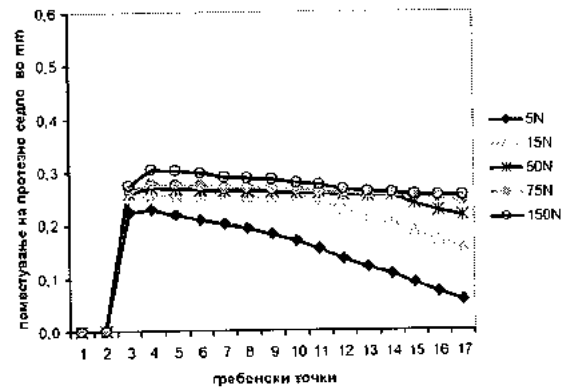
на страната на долгото седло (граф. 96 и 97.). За сили од 50N поместувањето изнесува 0,29mm (КС) и до 0,27mm (ДС).

### 5.6.2.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МСКД)

Резултатите добиени при двострано дејство на оклузална сила на мезијалните и средни третини (граф. 98 и 99.) покажуваат дека и кај двете седла најголемо вертикално поместување се забележува на мезијалната и средна третина со тоа што вредностите на страна на краткото седло се нешто поголеми и тоа за сила од 50N изнесуваат 0,28mm (КС) и 0,27mm (ДС).



Граф. 98. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на МСКД.



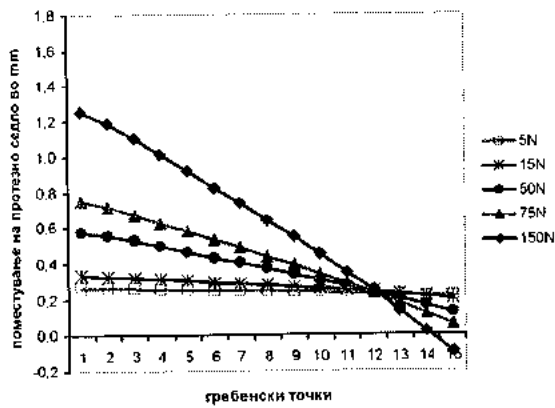
Граф. 99. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на МСКД.

## 5.7. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА — МОДЕЛ III

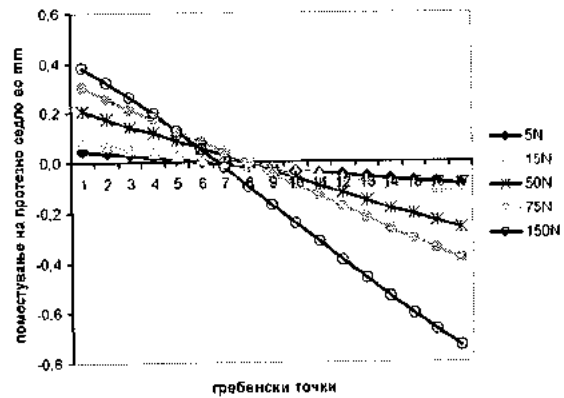
### 5.7.1. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА ПРИ ЕДНОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

#### 5.7.1.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МК)

Под дејство на вертикална оклузална сила на мезијалната третина на краткото седло најголемо е вертикалното пропаѓање на мезијалниот крај на седлото од 0,57mm за сила од 50N, додека дисталниот крај се движи во спротивна насока за 0,12 mm (граф. 100.). За разлика од ова, на страната на долгото седло мезијалниот крај бележи вертикално пропаѓање од 0,21mm за сила 50N, но најмногу се поместува дисталниот крај во спротивен правец и тоа за сила од 50N тоа се поместува за до 0,26mm (граф. 101.).



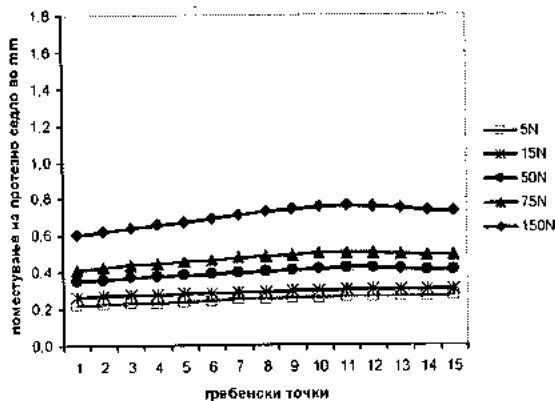
Граф. 100. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МК.



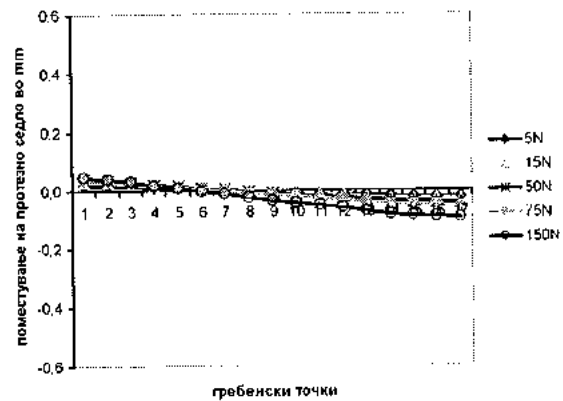
Граф. 101. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МК.

### 5.7.1.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (СК)

Оклузалната сила која дејствува вертикално на средната третина на краткото седло предизвикува најголемо поместување на средната и дистална третина на краткото седло. За сили од 50N тоа поместување изнесува 0,417mm (граф. 102.). На страната на долгото седло мезијалниот крај минимално вертикално пропаѓа за 0,036mm за сили од 50N. Најмногу се поместува дисталниот крај во спротивен правец, за сила од 50N се поместува 0,045mm (граф. 103.)



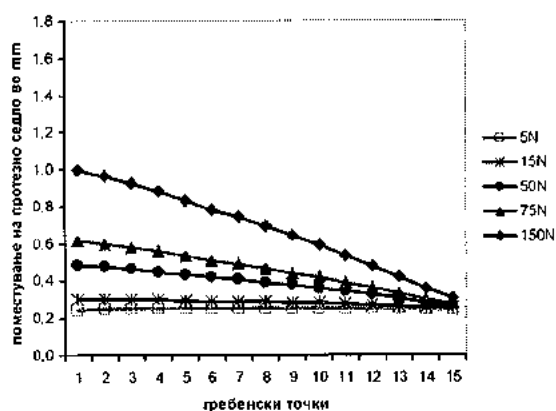
Граф. 102. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на СК.



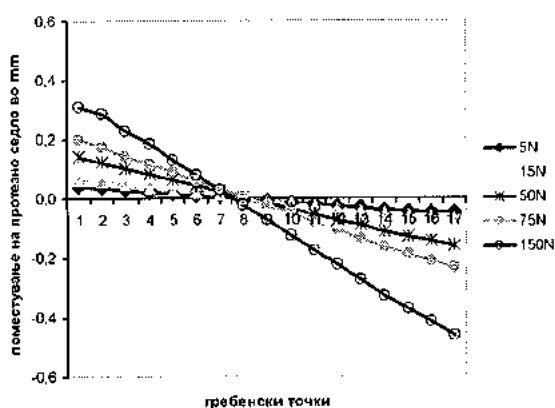
Граф. 103. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на СК.

### 5.7.1.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО СЕДЛО (МСК)

Под дејство на вертикална оклузална сила на мезијалната и средна третина на краткото седло најголемо е вертикалното пропаѓање на мезијалниот крај на седлото од 0,248mm до 0,614mm за сили од 5N до 75N (граф. 104.). За разлика од ова на страната на долгото седло мезијалниот крај бележи вертикално пропаѓање од 0,142mm за сила од 50N, но најмногу се поместува дисталниот крај во спротивен правец. За сила од до 50N тој се поместува за до 0,162mm (граф. 105.).

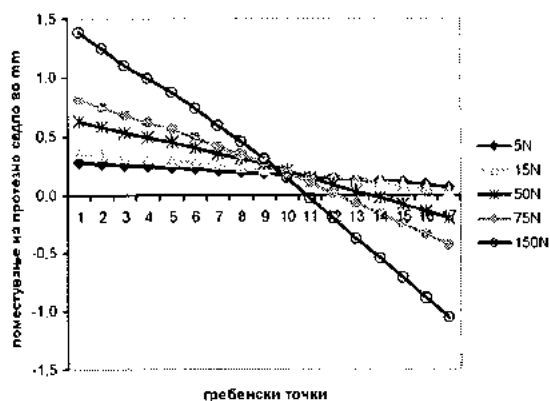


Граф. 104. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МСК.

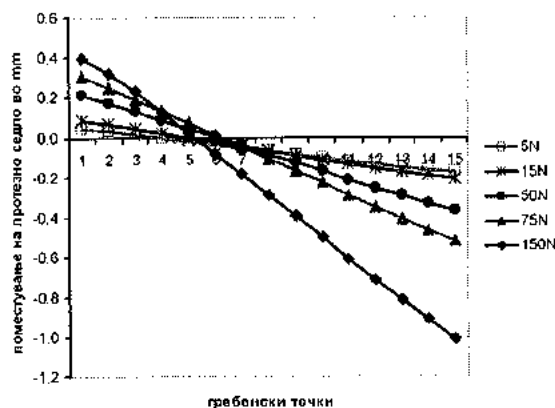


Граф. 105. Поместување на долгото седло при еднострано оптоварување на МСК.

### 5.7.1.4. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МД)



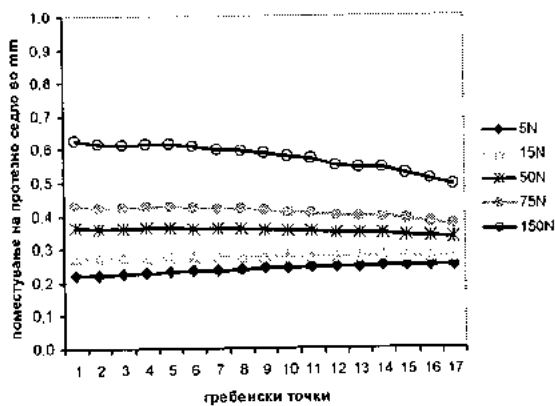
Граф. 106. Поместување на долгото седло при еднострано оптоварување на МД.



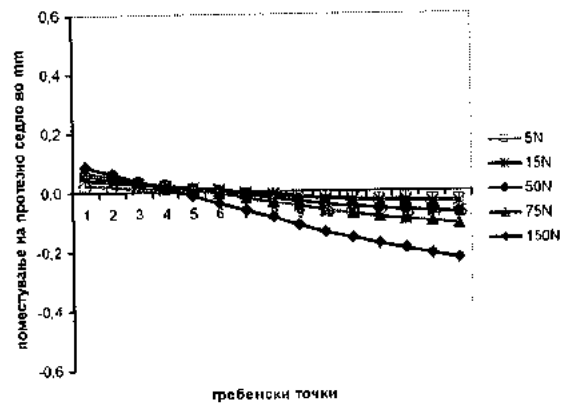
Граф. 107. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МД.

При оптеретување на мезијалната третина на долгото седло најголемо вертикално пропаѓање се случува на мезијалниот крај од долгото седло и тоа за сили од 50N изнесува 0,622mm, а дисталниот крај се движи во спротивен правец од 0,204mm (граф. 106.). Исто е и однесувањето на краткото седло за сили од 50N до 75N мезијалниот крај се спушта од 0,213mm, а дисталниот крај се движи во спротивен правец за 0,365mm (граф. 107.).

### 5.7.1.5. СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (СД)



Граф. 108. Поместување на долгото седло при еднострано оптоварување на СД.

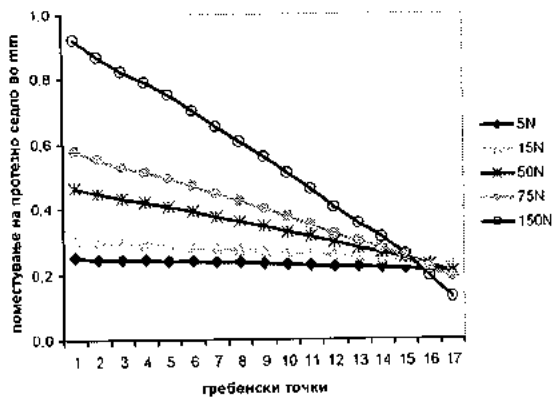


Граф. 109. Поместување на краткото седло при еднострано оптоварување на СД.

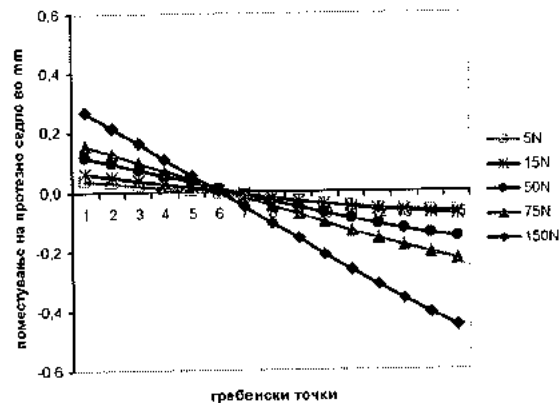
Под дејство на сила на средната третина на долгото седло настанува вертикално пропаѓање на целото седло со тоа што вредностите се нешто поголеми на мезијалниот крај. За сила од 50N изнесува 0,364mm на мезијалниот крај 0,331mm (граф. 108). Краткото седло бележи минимално пропаѓање на мезијалниот крај од 0,059mm и подигање на дисталниот крај од 0,073mm (граф. 109.).

### 5.7.1.6. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА ДОЛГО СЕДЛО (МСД)

Резултатите добиени со еднострано дејство на оклузална сила на мезијалната и средната третина на долгото седло покажуваат дека на страната на дејство на сила најголемо вертикално поместување има на мезијалниот крај на седлото (граф. 110.). За сила од 50N тоа поместување изнесува 0,464mm, додека дисталниот крај се движи во обратен правец за 0,206mm. На страна на краткото седло мезијалниот крај се спушта 0,116mm за сили од 50N, а дисталниот крај се подига 0,156mm (граф. 111.).



Граф. 110. Поместување на долго седло при еднострано оптоварување на МСД.

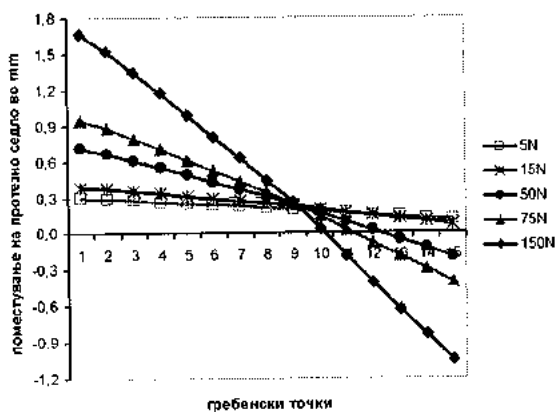


Граф. 111. Поместување на кратко седло при еднострано оптоварување на МСД.

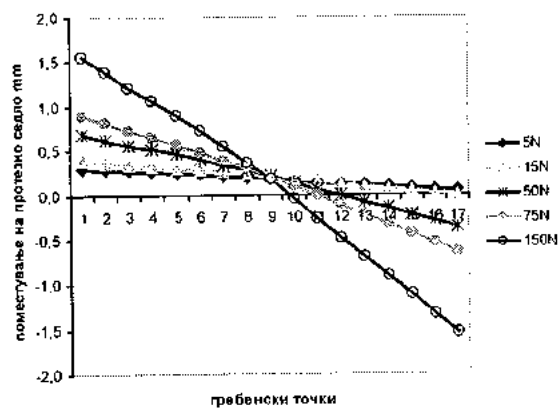
## 5.7.2. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА ПРИ ДВОСТРАНО ОПТОВАРУВАЊЕ

### 5.7.2.1. МЕЗИЈАЛНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МКД)

При двострано делување на сила на мезијалните третини на краткото и долго седло и на двете страни мезијалните краеве на седлата се спуштаат вертикално кон виличниот тегмент, а дисталните краеве се поместуваат во обратен правец (граф. 112 и 113.). За сила од 50N поместувањето изнесува од 0,71mm (КС) и 0,681mm (ДС) на мезијалниот крај и 0,196mm (КС) и 0,370mm (ДС).



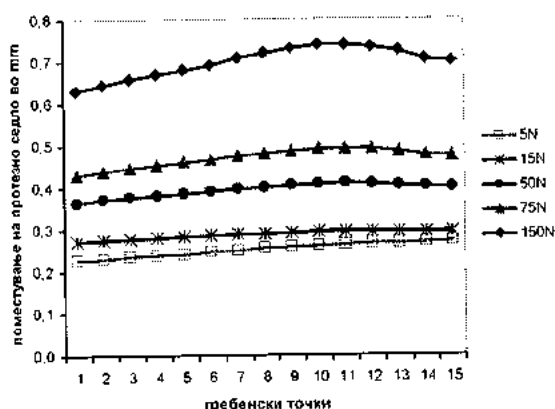
Граф. 112. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на МКД.



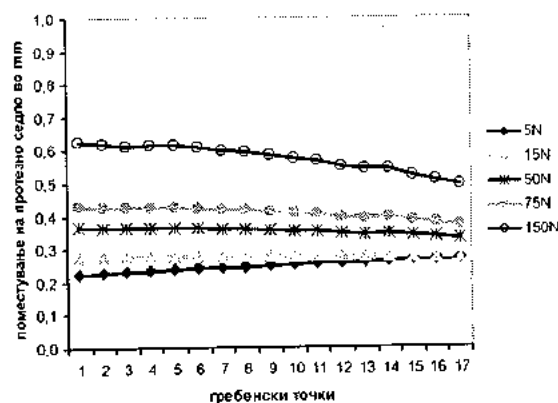
Граф. 113. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на МКД.

### 5.7.2.2. СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (СКД)

Поместувањето на седлата при двострано дејство на сила на средните третини претставува рамномерно вертикално пропаѓање на двете седла (граф. 114 и 115.). На страната на краткото седло се забележуваат поместувања од 0,410mm за сила од 50N кај краткото седло и 0,365mm.

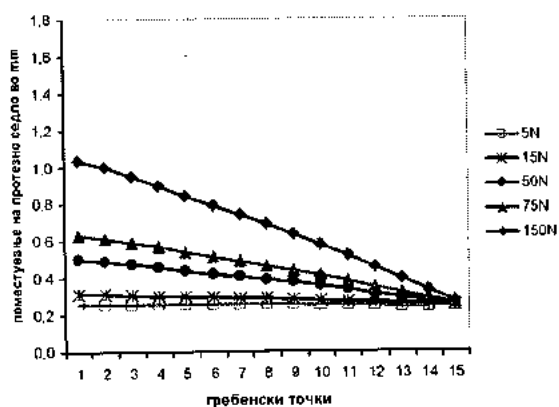


Граф. 114. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на СКД.

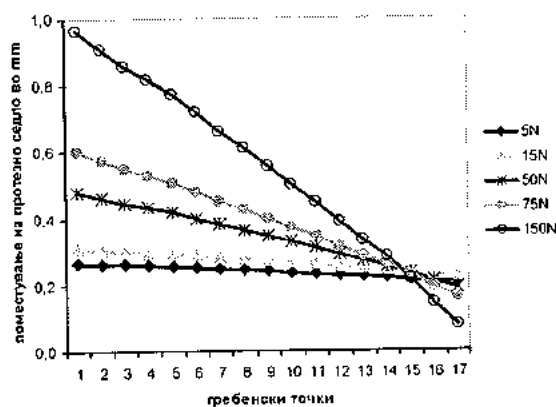


Граф. 115. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на СКД.

### 5.7.2.3. МЕЗИЈАЛНА И СРЕДНА ТРЕТИНА НА КРАТКО И ДОЛГО СЕДЛО (МСКД)



Граф. 116. Поместување на кратко седло при двострано оптоварување на МСКД.



Граф. 117. Поместување на долго седло при двострано оптоварување на МСКД.

При двострано дејствување на сила на мезијалната и средната третина на краткото и долго седло и кај двете седла се регистрира вертикално пропаѓање (граф. 116 и 117.). За сили од 50N мезијалниот крај се движи за 0,501mm (КС) и 0,481mm (ДС).

## 5.8. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ЗАБИ

### 5.8.1. МОДЕЛ I

Резултатите добиени за поместување на забите во сите три рамнини табеларно се прикажани. Одбрана е сила од 5N како референтна сила за споредување на добиените резултати со оние во достапната литература. Во табелата се дадени резултатите според местото на делување на силата. Оската UX ги претставува поместувањата во мезио-дистален правец, оската UY го претставува поместувањето во вестибуло-орален правец и оската UZ го претставува вертикалниот правец.

поместување на заб 44 во µm за сила од 5N			
место на дејство на сила	UX	UY	UZ
МК	0	0	0
СК	0	0	0
МСК	1	0	0
МД	0	0	0
СД	0	0	0
МСД	0	0	0
МКД	0	0	0
СКД	0	0	0
МСКД	0	0	0

Таб. 23. Поместување на заб 44 за дејство на сила од 5N.

Од добиените резултати прикажани на таб. 23. се забележува дека на граничниот потпорен заб 44 не се регистрирани поместувања на забот за сила од 5N.

поместување на заб 33 во µm за сила од 5N			
место на дејство на сила	UX	UY	UZ
МК	0	0	0
СК	0	-1	0
МСК	0	0	0
МД	-7	-54	21
СД	-8	-23	13
МСД	-4	-35	12
МКД	-8	26	15
СКД	-16	-63	33
МСКД	-10	-41	21

Таб. 24. Поместување на заб 33 за дејство на сила од 5N.

Поместувањето на граничниот потпорен заб 33 прикажано е на таб. 24. Може да се забележи дека најголеми е поместувањето на точката А во дистален правец за дејство на сила на МД и МСД.



### 5.8.2. ПОМЕСТУВАЊА НА ЗАБИ МОДЕЛ II:

Кај вториот модел поместувањето на забот 44 прикажано е на табела. 25. Може да се забележи дека точката А бележи најголемо поместување во дистален правец при дејство на сила на МКД.

поместување на заб 44 во $\mu\text{m}$ за сила од 5N			
место на дејство на сила	UX	UY	UZ
МК	-2	-2	0
СК	0	0	0
МСК	-2	-1	0
МД	0	0	0
СД	0	0	0
МСД	0	0	0
МКД	-4	-3	0
СКД	0	0	0
МСКД	-2	-1	0

Таб. 25. Поместување на заб 44 за дејство на сила од 5N.

поместување на заб 33 во $\mu\text{m}$ за сила од 5N			
место на дејство на сила	UX	UY	UZ
МК	0	0	0
СК	0	0	0
МСК	0	0	0
МД	11	-7	1
СД	0	0	0
МСД	6	-4	0
МКД	11	-7	1
СКД	1	0	0
МСКД	5	-3	0

Таб. 26. Поместување на заб 33 за дејство на сила од 5N.

На таб. 26. прикажано е поместувањето на граничниот потпорен заб 33 кое е најголемо во дистален правец за дејство на сила на МД и МКД.

### 5.8.2. ПОМЕСТУВАЊА НА ЗАБИ МОДЕЛ III:

Кај третиот модел, кај кој е измоделирана МПП со мезијални оклузални потпирачи на потпорните заби 44 и 33, не е регистрирано поместувањето на забот под дејство на сите симулирани сили независно од местото на нивно дејствување.

## 6. ДИСКУСИЈА

Умешноста во планирањето и дизајнирањето на мобилна парцијална протеза со дистално слободни седла, Kennedy I класа, пред сè се базира на разбирање на разликите помеѓу потпорните ткива на оваа протеза, виличниот сегмент и ретенционите заби, и постигнување на нивно функционално единство. Секојдневната практика и литературните сознанија укажуваат на различните можности на протетичко згрижување на мандибуларната билатерално терминална беззабност. Кога мобилната парцијална протеза е терапискиот избор за рехабилитирање на оваа беззабност, се наметнува прашањето за нејзино правилно планирање, а пред сè правилен избор на средствата за пренесување на цвакопритисокот. Токму преку правилниот избор на елементите за ретенција и дентално пренесување на цвакопритисокот кај МПП и преку протезната база треба да се обезбеди правилната дистрибуцијата на оклузалните сили на потпорните ткива. Доколку постои несоодветна распределба на цвакопритисокот, таа може да се манифестира со појава на болка или оштетување на потпорните ткива но, и со поплаки од страна на пациентот за нестабилност и неудобност на протезата.

Поради ова неопходно е да се познаваат силите кои се развиваат кај пациенти носители на протези. И покрај тоа што дел од авторите како Papavasiliou<sup>68</sup> сметаат дека физиолошките цвакални сили се движат од 15 до 50N, со што се согласува и Папиќ (цитирано по Велески)<sup>95</sup> кој вели дека функционалната цвакална сила е само дел од апсолутната снага на мастикаторните мускули, сепак во испитувањата често се користат сили кои се блиски до максималните цвакални сили. Она што е значајно да се истакне за максималните цвакални сили е дека нивното времетраење според Carruto и Wylie<sup>16</sup> е многу кратко само 100ms, имаат аксијален правец и изнесува 70 до 150N, но во најголем број случаи цвакалната сила не е поголема од 10N. Тоа се совпаѓа со мислењето на Радловиќ-Пантелиќ<sup>72</sup> која смета дека доминантен правец на овие максимални цвакални сили е вертикален.

Токму затоа, во нашето испитување користевме симулирани оклузални сили со вертикален правец каде времето на дејство на силата не беше земено како фактор значаен за нејзината дистрибуција на потпорните ткива. Иако кај компјутерскиот модел не постои лимит за големината на употребената сила, ние се одлучивме за симулирани вертикални оклузални сили од 5 до 200N со посебен акцент на силите кои одговараат на физиолошките цвакални сили.

Базирајќи се на биомеханиката како наука која ги изучува процесите во и на живите ткива и системи која како мултифакториелна дисциплина ги вклучува надворешните и внатрешните ефекти од употребата на сила<sup>37</sup>, го применивме МКЕ во нашите анализи за дистрибуцијата на силите и поместувањата кои тие ги предизвикуваат кај протетичките помагала во услови кои постојат во устата на пациентот. Овој метод кој за прв пат е употребен во 60-тите години од минатиот век во аероиндустријата, а сè повеќе наоѓа примена во медицината па и во стоматологијата во симулирањето и изучувањето на физичките особини на човечките тела и органи, претставува основа и на нашето испитување. МКЕ во последните четири децении го отсликува нивото на реалистична симулација на меките ткива и нивните деформации при компјутерски симулираните хируршки апликации, но и најразличните анализи на меките и тврди структури во устата

во комбинација со реставративните полнења, протетичките реконструктивни изработки или поставените дентални импланти.

Биомеханичките експериментални испитувања даваат целосен увид во комплексното однесување на биолошките структури под оптоварување, визуелизација на потенцијални слаби места во самиот материјал и анализираат дали механичкото оптоварување игра улога во појавата на одделни патолошки промени. Примената на МКЕ овозможува во голема мера замена на испитувањата врз експериментални животни и фокусирање на компјутерските модели и анализите на дистрибуцијата на напрегањата и деформациите како релевантни параметри за биомеханичкото однесување на структурите<sup>53</sup>.

МКЕ го користи компјутерот за да реши голем број равенки кој ги симулираат физичките карактеристики на структурите кои се анализираат. Овој пристап може да се примени за многу различни структури и облици<sup>76</sup>.

МКЕ го примениме на математичка симулација на тридимензионален модел на мандибуларна билатерално терминална безабност за да ја анализираме дистрибуцијата на силите врз потпорните ткива и нивните поместувања кога постојат МПП со различни елементи за пренесување на цвакопритисокот. Базирајќи се на литературните податоци за био-механичките својства на живите ткива, нивниот нелинеарен однос кон притисокот и напрегањето, основата на нашето испитување е нелинеарната анализа со МКЕ<sup>4,15,21,62,63,67,99</sup>.

За изработка на тридимензионалниот математички модел беше користен KaWo EWL Study Model UK T7 со безабност класифицирана како Kennedy I класа со гранични заби 44; 33 прикажан на слика 1.. За корените и димензиите на периодонталниот простор беа користени податоци од литературата<sup>3,58</sup>. Елементите на парцијалната протеза беа моделирани според принципите за изработка на парцијална протеза на метален скелет<sup>2,3,7</sup>, димензиите на елементите и коронките според основните сознанија за планирање на делови за парцијална протеза и литературните податоци<sup>5,7,84,87</sup>, а екстракоронарниот атечмен според податоците од производителот<sup>101</sup>. Со цел да се намали штетното дејство на моментот на силите кај терминалното седло во планирањето на МПП беа применети резилентни екстаракоронарни атечмени, и резилентни телескоп коронки по Hofman<sup>3,87</sup>.

За да може да се прикаже една од основните карактеристики на оралната лигавица, нејзината вискоеластичност, во моделирањето беа применети федери<sup>67</sup>.

МКЕ со кој се прави физичка дискретизација на просторот со помош на елементи со конечни димензии помеѓу себe поврзани во точки наречени јазли<sup>37,44,45,47</sup>, го употребивме за да се извршат анализите кои беа поставени како цел на нашето испитување. Се примени нелинеарната анализа на дистрибуцијата на силите и поместувањата кои настануваат под нејзино дејство. Во моделот постојат два вида на нелинеарност, материјална и промени на системот во текот на деформацијата на конструкцијата. Кај вакви модели од големо значење е точното предвидување на материјалните карактеристики на вградените елементи. За физичките карактеристики на живите ткива и на реконструктивните материјали користени се Poisson-ов коефициент  $\nu$  и Young-ов модул на еластичност  $E$  (MPa), а за нивните вредности кои се прикажани на табела 1. користевме податоци од светската и домашната литература.

Симулираните оклузални сили кои беа со вертикален правец и со големина од 5 до 200N, дејствуваа еднострано и двострано на мезијалните, средните и едновремено на мезијалните и средни третини па краткото и долго седло на МПП кај сите испитувани модели. Дисталните третини не беа изложени на дејство на сила бидејќи според општите принципи на оптоварување на терминални седла на нивната дистална третина не се

поставуваат заби, односно не се оптоваруваат<sup>3,89</sup>. За да согледаме какво е влијанието на местото на дејство на силата врз нејзината дистрибуција, таа беше следена во секоја третина поодделно како и кај потпорните заби, а за следење на поместувањата на протезните седла беа следени гребенските точки избрани како референтни точки. Тоа се средишните точки (од 11 точки на напречен пресек на резидуалниот алвеоларен гребен избрана е б<sup>73</sup>) кои на страната на краткото седло се 15 одејќи од мезијалниот кон дисталниот крај на седлото и 17 на страна на долгото седло. Точките 1-5 припаѓаат на мезијалните третини на седлата, 6-10 на средните третини и 11-15 односно 11-17 на дисталните третини. Поместувањето на ретенциониот заб непосредно до протезното седло беше пратено преку поместувањето на точката „А“ на дисто-апроксималната страна на коренот од граничниот потпорен заб под маргиналната гингива.

Типот на беззабност, Kennedy I класа, е одбран како најчест случај на парцијална беззабност<sup>59</sup> но, и поради различните биомеханички карактеристики на потпорните структури што нуди поголеми можности во истражувањето.

За да се утврди односот на должината на беззабниот простор и дистрибуцијата на силите како и нивното влијание на поместувањето на протезните седла, беше избран случај кај кои постои разлика во должината на двете седла за ширина на еден премолар, а добиените резултати статистички беа обработени.

Се определивме за мандибуларна парцијална беззабност затоа што динамиката на протезните седла во долна вилица е поголема, а поврзувањето на седлата е поспецифично поради комплексноста на општите услови во оваа вилица.

Кај I-от и II-от модел ангажирани се по два потпорни заба од една страна базирајќи се на сознанијата на Itoh и сор.<sup>42</sup> дека вклучување на поголема серија на заби од два или три нема значење во распределувањето на оптоварувањето на потпорните заби, како и сознанијата на el Charkawi и el Wakad<sup>20</sup> дека нема сигнификантна разлика при оптоварување на забот кога екстракоронарниот атечмен е поставен на два или три заба за разлика од негово поставување на еден заб кога сигнификантно се зголемува оптоварувањето. Ова мислење дека сплентување на потпорните заби е потребно за да се избегнат хоризонталните сили на околната коска го делат и Berg и Caputo<sup>8</sup> нагласувајќи ја потребата од поставување на стабилизатор во случаите со екстракоронарен атечмен.

Во III-от модел, со поставување на мезијални оклузални потпирачи оптоварен е по еден потпорен заб, а според Kratochvil<sup>48</sup> со негово поставување на најдисталниот ретенционен заб се обезбедува вертикална потпора на МПП и се заштитува резидуалниот алвеоларен гребен од нагмечување.

Хоризонталните сили не беа предмет на нашето испитување. Тоа се сили на чие дејство е изложена МПП, а потекнуваат од јазичниот мускулен комплекс од лингвалната страна и лабио-букалниот мускулен комплекс од вестибуларната страна<sup>87</sup>. Ако при изработка на протезата бидат почитувани современите концепти за избирање и поставување на забите во неутралниот простор, односно ако бидат применети методите за отпечатување на неутралниот простор, тогаш разликите на внатрешните и надворешните хоризонтални сили ќе бидат минимални. Вестибуларната и орална страна на алвеоларниот гребен има улога во спречување на поместувањето на протезата под дејство на хоризонталните сили (коси сили). Хоризонталните сили кои дејствуваат во сагитален правец се неутрализираат со воспоставување на функционално единство помеѓу природните и вештачките заби во забната низа. Овие сили се тешко мерливи, а за да може да се спречи или барем да се намали нивното влијание врз МПП неопходно е добро планирање на елементите за ретенција и стабилизација на истата. Со ова објаснување не се минимизира значењето на хоризонталните сили врз мобилната протеза, единствено

сакавме да укажеме на тоа дека цвакалните сили се базични функцијонални сили, а тие според правецот на дејствување се вертикални<sup>72</sup>.

Во изработката на компјутерскиот модел пости можност да биде внесен и податок за фрикцијата помеѓу протезата и оралната лигавица. Меѓутоа, сознанијата на Wu<sup>99</sup> кој изработил мандибуларна подвижна протеза со помош на конечни елементи укажуваат на тоа дека фрикцијата нема сигнификантно влијание на вертикалното поместување на протезата. Затоа во задавањето на базичните параметри на нашиот модел не ја вклучивме фрикцијата сметајќи ја за занемарлива поради присуството на флуид помеѓу протезата и оралната лигавица. Ова кореспондира и со ставот на Такајата<sup>90</sup> за изработка на неговиот компјутерски модел на долна тотална протеза. Сепак, во нашето истражување базирајќи се на резултатите добиени од Панчевска при моделирањето на МПП со дистално слободни седла, флуидот кој зазема мал простор помеѓу протезата и оралната лигавица, земен е во предвид со моделирање на долгиот федер<sup>67</sup>. Присуството на федерите го обезбедува слободното движење на терминалните седла, односно го дозволува одвојувањето на протезните седла од виличниот тегмент што одговара на реалните услови во устата на пациентот.

Целта на ова истражување е со помош на МКЕ применет на компјутерскиот модел на мандибуларна билатерално терминална беззабност и МПП-и со различни елементи за ретенција и пренесување на цвакопритисок, да се анализира дистрибуцијата на оклузалната сила на потпорните ткива (виличен тегмент и потпорни заби) и да се види дали со моделот таа може реално да се регистрира и прикаже. Доколку моделот релевантно ги прикажува односите во цвакалниот систем тој ќе може да се примени во клиничката пракса за индивидуално планирање на оптоварувањето на потпорните ткива според нивните биолошки вредности.

## 6.1. ДИСКУСИЈА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ДИСТРИБУЦИЈА НА СИЛИ

### 6.1.1. ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНИ СИЛИ НА ЗАБИ

Во испитувањето анализирани се дистрибуираните сили за зададените девет различни позиции на дејство на симулирана оклузална сила кај сите модели одделно, но направена е и споредба на моделите за исти случаи на дејство на сила.

Од добиените резултати кај компјутерски симулираните модели може да се забележи дека дистрибуцијата на сила кај потпорните заби кај I-от и кај II-от модел е слична. При **еднострано** оптоварување сили се дистрибуираат само на потпорните заби на страната на дејство на силата освен за случаи на еднострано оптоварување на долгото седло кај I-от модел (МПП со телескоп коронки). За разлика од овие два модели кај III-от модел дел од силата се дистрибуира и на ретенциониот заб на страната спротивно од дејството на силата.

Кај I-от модел независно од местото на дејство на оклузална сила, за мали сили од 5 до 15N, врз потпорните заби се пренесува поголем процент на сила кој се движи дури и до 44,4% (44;43) кај МК за сила од 5N, или 52,2% кај МД (32;33) за истат сила (граф. 1 и 4; и таб. 7. ). За сили од 50 до 150N дистрибуираната сила се движи од 14,7 до 10,8% кај МК и 16,6 до 13,2% кај МД. Најмалку сила врз потпорните заби, само 4,5 до

2,3%, се дистрибуира кога сила од 50 до 150N делува на СК или 6,1 до 4,0% на СД (граф. 2 и 5; таб. 7.).

Во ниеден момент, независно од големината на симулираната оклузална сила, силата која се дистрибуира на овие заби не ја надминува големината на силата на ретенција на телескоп коронките<sup>32,88</sup>.

Кај II-от модел најголем е процентот на дистрибуирана сила на потпорните заби за дејство на мали сили и тоа: 28,2% на 44;43 за сила од 5N на МК (граф. 16 и таб. 7.); и 43,4% на 32;33 за сила од 5N на МД (граф. 22 и таб. 7.). Во останатите случаи овој процент е помал и се движи до 25,5% на 44;43 за дејство на сила на МСК (граф. 20 и таб. 7.) и 25,2% на 32;33 за дејство на сила на МСД (граф. 26 и таб. 7.). Кога силата дејствува на средните третини на краткото седло на забите 44;43 се пренесува само 4,6% или на долго седло односно на забите 32;33 се пренесува само 5,2%. За сили од 50 до 150N само во случаи на дејство на сила на МК на забите 44;43 се пренесува 22%. Кога силата дејствува на МД тогаш на ретенционите заби се пренесува сила од дури 37%. Кога силата дејствува на средната третина на краткото седло (граф. 18 и таб. 7.) дистрибуираната сила на забите се движи од 1,1 до 0,5%, односно кога силата дејствува на долгот седло (граф. 24 и таб. 7.) изнесува од 2,4 до 2%.

Кај III-от модел оклузалната сила се пренесува само на потпорните заби 44 и 33 непосредно до седлото на кои се поставени мезијалните оклузални потпирачи. Она што е карактеристично за овој модел е дека при еднострано дејство на оклузалната сила дел од силата се дистрибуира и на потпорниот заб на страната на која не дејствува силата. При дејство на мали сили до 15N поголем е процентот на дистрибуирана сила на забите. Најголеми вредност од дури 17% се дистрибуираат на забот 44 при дејство на сила од 5N на МК, а на спротивната страна на забот 33 се дистрибуираат 3% (граф. 39 и таб. 7.) За истата сила од 5N кога дејствува на МД на забот 33 се дистрибуираат 13%, на спротивната страна на забот 44 се дистрибуираат 6% (граф. 48 и таб. 7.). За сили над 50N овој процент значително се намалува и се движи од 4% на забот 44 и 1% на 33 кога силата дејствува на МК и 3% на забот 33 со 2% на 44 кога силата дејствува на МД. Најмалку сила на забите се пренесува кога оклузалната сила дејствува на СК (граф. 42 и таб. 7.), на забот 44 се пренесуваат 13% за сила од 5N. Интересно да се нагласи е дека само во случаи кога силата дејствува на СК на забот 33 на спротивната страна, дистрибуираната сила изнесува 0% независно од големината на симулираната сила. Кога силата дејствува на СД (граф. 51 и таб. 7.) на забот 33 за сила од 5N се дистрибуираат 8,4%, а на забот 44 на спротивната страна 2,8%. Големината на дистрибуираните сили врз потпорните заби е нешто поголема кога оклузалната сила дејствува на краткото седло (до 4% за сили над 50N и 1% за сили на СД).

При **двострано** дејство на сила (таб. 8) дистрибуцијата се одвива слично како и при едностраното оптоварување. За мали сили до 15N кај трите модела процентот на дистрибуирана сила на потпорните заби е поголем, а опаѓа кај сили поголеми од 50N. Кај првиот и вториот модел при истовремено оптоварување на мезијалните третини на седлата поголема сила се дистрибуира на потпорните заби на страната на краткото седло додека при истовремено оптоварување на средните третини поголем е процентот на сила дистрибуиран на забите на страна на долгот седло. Кај третиот модел поголем е процентот на дистрибуирана сила на страната на краткото седло независно од местото на кое едновремено дејствува силата.

Со цел да се даде објаснување за влијанието на должината на протезното седло врз начинот на дистрибуција на силата кај трите модела направен е Mann-Whitney тестот за споредба на разликите на просечните вредности на дистрибуираната сила на забите и

дистрибуираната сила на седлата. За сите случаи на еднострано оптоварување помеѓу МК/МД; СК/СД; МСК/МСД резултатите се статистички несигнификантни за  $p > 0,05$  освен кај вториот модел за СК/СД за дистрибуираната сила на забите каде се регистрира сигнификантна разлика на просечните вредности за  $p = 0,027424$  (таб. 22.).

Анализата на разликата на просечни вредности кои се регистрираат кај еднострано оптоварување на краткото и долгото седло како и при двострано оптоварување на кратко и долго седло кај трите модела за силата дистрибуирана на забите по ANOVA – тестот (таб. 9 до 20 и таб. 21.) статистички е сигнификантна за  $p > 0,05$ .

Post-hock Tukey HSD тестот укажува на постоење на статистички сигнификантна разлика на силата дистрибуирана на забите при еднострано оптоварување на седлата и тоа: - при оптоварување на МК за II и III модел ( $p = 0,016549$ ); за СК за I и II модел ( $p = 0,000568$ ); МСК за модел II и III ( $p = 0,014484$ ); МД за II и III модел ( $p = 0,006444$ ); СД за I и II модел ( $p = 0,017943$ ) и за I и III модел ( $p = 0,007128$ ). Кај двострано дејствување на сила истиот тест покажува статистички сигнификантна разлика на страната на краткото седло за дистрибуираната сила на забите кога оклузалната сила дејствува: на МКД помеѓу II и III модел ( $p = 0,014339$ ); на СКД за I и III модел ( $p = 0,000360$ ) и за II и III модел ( $p = 0,049428$ ); на МСКД за моделот II и III ( $p = 0,016662$ ). Кај двострано дејствување на сила Post-hock Tukey HSD тест покажува статистички сигнификантна разлика на страната на долгото седло за дистрибуираната сила на забите кога оклузалната сила дејствува: на МКД помеѓу II и III модел ( $p = 0,007654$ ); на СКД за I и II модел ( $p = 0,020666$ ) и за I и III модел ( $p = 0,002665$ ); на МСКД за моделот II и III ( $p = 0,007978$ )

Добиените резултати за дистрибуција на силите врз потпорните заби кај првиот и вториот модел се совпаѓа со сознанијата на Saito и сор.<sup>77</sup> кои заклучиле дека кај МПП со телескоп коронки и атечмените оптоварувањата воглавно се поголеми на терминалниот заб отколку кај оние со кукичка, во нашиот случај само со оклузален потпирач. Резултатите кореспондираат и со резултатите на Zeljković и сор.<sup>104</sup> кои сметаат дека кај мобилни протези со телескоп коронки влијание врз дистрибуцијата имаат интензитетот, правецот и местото на дејство на сила.

Врз база на овие резултати можеме да констатираме дека кај трите модела најголемо оптоварување на ретенционите заби е регистрирано кога оклузалната сила дејствува на МКД. Ваквата дистрибуција на сили има значење за профилакса од преоптоварување на забите и нивниот парадонт, растоварување на виличниот тегмент, а воедно дава можност да се развијат појаки сили во цвакалниот систем.

### 6.1.2. ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНИ СИЛИ НА ВИЛИЧЕН ТЕГМЕНТ

Анализата на дистрибуцијата на оклузалните сили врз виличниот тегмент независно од местото на дејство на силата покажа слично однесување кај првите два модела.

При еднострано дејство на сила кај првиот модел сила се дистрибуира само на страната на која дејствува силата, а кај вториот и третиот модел дел од силата се пренесува и на мезијалната третина на спротивното седло. Најголем процент на вкупна сила дистрибуирана врз протезните седла за сите три модели има кога силата дејствува на средните третини од краткото односно долгото седло (таб. 7.). Кај I-от модел за сили поголеми од 50N изнесува 97,5% (СК) и 96% (СД); кај II –от модел 99% (СК) и 97,9% (СД); III – от модел 98,5% (СК) и 98,6% (СД). Најмал е процентот на вкупна сила

дистрибуирана на виличниот тегмент кога силата дејствува на мезијалната третина на краткото односно на долгото седло. Кај I – от модел за сили поголеми од 50N на резидуалниот алвеоларен гребен се дистрибуираат 84,7 до 89,1% (МК) и 84 до 87% (МД); кај II – от модел 77% (МК) и 59% (МД), а кај III – тиот модел 93 до 95,5% (МК) и 93,4 до 92,5% (МД).

Најголем процент од силата се дистрибуира на местото на дејство на оклузалната сила. Кај сите модели процентот на дистрибуирана сила е помал за мали сили од 5 до 15N и се стабилизира за сили над 50N.

За I-от модел за оклузални сили од 50 до 200N најголем е процентот на дистрибуирана сила на мезијалната третина на долгото седло 70 до 72% при дејство на сила на МД (граф. 4.) и 58 до 62% на мезијалната третина на краткото седло при дејство на сила на МК (граф. 1.).

Кај II-от модел силата се дистрибуира по рамномерно. Најголем процент на сила се дистрибуира на средната третина на краткото седло, 55%, кога силата дејствува на СК (граф. 18.). Во тој случај на мезијалната третина се пренесува 21% и на дисталната 22%. Слично е однесувањето и на долгото седло. За сили поголеми од 50N најмногу сила, 50%, се дистрибуираат на средната третина на долгото седло кога симулираната сила дејствува на СД (граф. 24.). При еднострано оптоварување, независно од местото на дејство или големината на оклузалната сила, на мезијалната третина на седлото на спротивната страна од оптоварувањето се дистрибуира сила која е минимална и за оклузална сила од 200N не е поголема од 0,1N.

Однесувањето на III-от модел е слично со она на I-от модел. И овде најголем процент на сила се дистрибуира на мезијалната третина на долгото седло, 74%, кога силата дејствува на МД (граф. 46), но при тоа се дистрибуира и 2% на спротивната страна односно на мезијалната третина на краткото седло (граф. 47.). Кога силата дејствува на МК процентот кој се дистрибуира на мезијалната третина на краткото седло изнесува 61%, а на спротивната страна, на мезијалната третина на долгото седло се пренесуваат 2% (граф. 37 и 38.). Кај III-от модел при еднострано дејство на сила, дел од силата се дистрибуира и на мезијалната третина на страната спротивно од дејството на силата освен кога силата дејствува на СД.

При двострано оптоварување најголем процент (таб. 8.) на вкупна сила дистрибуирана врз протезните седла има при оптоварување на средните третини на краткото и долго седло (СКД). Кај I-от модел за сили поголеми од 50N изнесува 93 до 97% (КС) и 92 до 95% (ДС); кај II – от модел 98 до 99% (КС) и 96,7 до 97,9% (ДС). Кога силата дејствува на мезијалните третина на краткото и долгото седло (МКД) вкупната дистрибуирана сила врз виличниот тегмент е поголема кај првиот модели и тоа за сили поголеми од 50N се движи од 81 до 85% (КС) и 83 до 85% (ДС). Кај вториот модел дистрибуираните сили врз виличниот тегмент се помали и тоа 64% (КС) и 59% (ДС). Најголем процент на дистрибуирана сила од 94% (КС) и 96% (ДС) на виличниот тегмент при двострано оптоварување на мезијалните третини на краткото и долгото седло има кај III – тиот модел.

Кај двострано дејство на сила најголем е процентот на дистрибуирана сила на местото на дејство на силата со тоа што процентите се помали за мали сили до 15N.

Кај I-от модел за сили од 50 до 200N на мезијалните третини на краткото и долго седло се пренесува 68 до 73% (КС) и 70 до 74% (ДС) кога силата дејствува на МКД (граф. 7 и 8.). Кај овој модел за сили поголеми од 50N, распределбата на сила е најрамномерна кога оклузалната сила е аплицирана на МСКД (граф. 13 и 14.), тогаш 41 до 46% се пренесува на мезијалните третини на двете седла рамномерно, 35% на средните



10% на дисталните третини на краткото и долго седло. Слично е кај III-от модел најголем е процентот на дистрибуирана сила на мезијалните третини на седлата кога симулираната сила дејствува на МКД (граф. 55 и 56) Меѓутоа кај овој модел може да се воочи влијанието од разликата во должината на седлата. На страната на долгото седло се пренесува лури 82%, а на страната на краткото седло само 76%. Кај овој модел најрамномерна е распределбата на силите кога оклузалната сила дејствува на СКД (пределот на цвакалниот центар). Тогаш на средната третина се пренесува 37% на КС и 35% на ДС; на мезијалните третини се дистрибуира 31% (КС) и 33% (ДС) и 30% (КС) и 32% (ДС) на дисталните третини (граф. 58 и 59).

Кај II-от модел најмал процент на сила на потпорните заби се пренесува кога силата дејствува на СКД (граф. 28 и 29), тоа значи дека во тие случаи најголем ќе биде процентот кој се пренесува на виличниот тегмент под протезните седла. И тоа 55% на средната третина на КС и 50% на средната третина на ДС. Кај овој модел најрамномерна дистрибуција на сила е регистрирана кога силата дејствува на МСКД (граф. 34 и 35). Во тие случаи на средната третина се пренесува 38% (КС) и 37% (ДС), на мезијалните третини 33%(КС) и 27%(ДС), а на дисталните 12% (КС) и 14% (ДС).

Анализата на разликата на просечни вредности кои се регистрираат кај еднострано оптоварување на краткото и долгото седло како и при двострано оптоварување на кратко и долго седло кај трите модела за силата дистрибуирана на виличниот тегмент по ANOVA – тестот (таб. 9 до 21) статистички е несигнификантна за  $p > 0,05$ .

Од севкупната анализа на резултатите за дистрибуцијата на силата врз виличниот тегмент се забележува дека и кај едностраното и кај двостраното дејство на симулирана оклузална сила на краткото и долгото седло најголем е процентот на дистрибуирана сила непосредно под местото на кое таа дејствува што се совпаѓа со испитувањата на Shibuya<sup>86</sup>. Притоа најрамномерна дистрибуција на сите третини постои кај II-от модел за случаи на дејство на сила на МСКД. Ова се совпаѓа со сознанијата на Панчевска при нејзиното истражување за дистрибуцијата на оклузалната сила кај мандибуларна МПП со дистално слободни седла и интердентални оклузални потпирачи<sup>67</sup>.

Само кај I – от модел при еднострано дејство на сила не се дистрибуира сила на спротивното седло. Најголема разлика помеѓу моделите постои кога силата дејствува на МД (таб. 7 и 8). За потврда на ова неопходни се клинички испитувања, бидејќи кај компјутерскиот модел појавената разлика помеѓу моделите донекаде може да се должи и на фактот дека при моделирањето на II-от модел непосредно под екстракоронарниот атечмен протезното седло е отворено и не е во контакт со оралната лигавица што е идентично на условите во устата на пациентот.

## 6.2. ДИСКУСИЈА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ПОМЕСТУВАЊА НА ПРОТЕЗНИТЕ СЕДЛА И ЗАБИТЕ

### 6.2.1. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПРОТЕЗНИ СЕДЛА

Анализата на резултатите за поместувањата на протезните седла при еднострано дејство на оклузална сила на протезните седла независно од местото на дејствување, покажува дека на страната на дејство на силата седлото се движи кон виличниот тегмент,

односно се забележува вертикално пропаѓање, а кај спротивното седло се забележува движење во спротивен правец односно подигање на седлото.

Кај I-от модел на страна на која дејствува силата најголеми се поместувањата на местото на дејство на силата и за сили од 5 до 75N не ја поминуваат границата на средната протетичка резилентност од 0,3mm.<sup>3</sup> Кога силата дејствува на мезијалната третина на долгото седло се забележува дека дисталниот крај има тенденција да се движи во спротивен правец односно да се подигне од виличниот тегмент (граф. 70.). Најмали вертикални поместувања бележи долгото седло 0,004mm за сила од 50N кога силата дејствува на СК (граф. 67.) На страната спротивно од дејството на силата се забележува подигање на протезното седло, а тоа е најголемо 0,11mm (за сили од 50N) кога симулираната сила дејствува на МД (граф. 71.)

Кај II-от модел независно од местото на дејство на силата или од нејзината големина за првите две гребенски точки не е регистрирано поместување. Тоа се должи на фактот дека под екстракоронарните атечмени кои се прицврстени на потпорните заби 44, 43 и на 33,32 протезното седло е отворено. И кај овој модел поместувањето е на местото на дејство на силата, односно седлото рамномерно вертикално пропаѓа, и за сили од 5 до 75N се движи во рамките на средната протетичка резилентност. Тоа е најголемо на мезијалната третина на краткото седло кога силата дејствува на МК и се движи од 0,23 до 0,32mm за сили од 5 до 75N (граф. 82). Целосно вертикално пропаѓање на седлото на стараната каде дејствува силата се забележува при еднострано оптоварување на СК (граф. 84), СД (граф. 91) и МСД (граф. 93). Седлото спротивно од местото на кое дејствува силата кај II-от модел забележува минимално вертикално поместување во спротивен правец, односно подигање. Ова поместување е најголемо на дисталниот крај на долгото седло од 0,006 до 0,031mm за сила од 5 до 75N кога оклузалната сила дејствува на МСК (граф. 87.) За истите сили најмало е поместувањето на долгото седло кога силата дејствува на СК и се движи од само 0,002 до 0,021mm (граф. 85).

Кај III-от модел вертикалните поместувања на протезните седла се поголеми. Кога силата дејствува на мезијалната третина било на краткото или долгото седло, мезијалниот крај на протезното седло на страната на дејство на силата се спушта вертикално надолу, а дисталниот крај се поместува во спротивен правец (граф. 100 и 106.) И седлото на спротивната страна од дејството на силата бележи вертикално подигање со тоа што регистрираните вредности се помали (граф. 101 и 107.). Најрамномерно е однесувањето на седлото кога силата дејствува на средната третина на долгото или на краткото седло тогаш на страната на која дејствува силата седлото рамномерно вертикално се спушта кон виличниот тегмент (граф. 102 и 108.) На спротивната страна се забележува минимално подигање од 0,06mm на дисталниот крај на долгото седло (граф. 103) и 0,11mm на краткото седло (граф. 109.).

При **двострано** дејство на сила на краткото и долго седло, седлата се поместуваат во ист правец. Кај I-от модел кај двостраното дејство на сила на краткото и долгото седло кога таа дејствува на мезијалните третини и двете седла бележат вертикално пропаѓање на мезијалниот крај и подигање на дисталниот крај на седлата (граф. 76 и 77.). За случаите на двострано оптоварување на средните, односно на мезијалните и средните третини на краткото и долгото седло регистрирано е вертикално пропаѓање на двете седла (граф. 78,79,80 и 81.) Поместувањата не ја надминуваат средната протетичка резилентност.

Кај II-от модел за сите случаи на двострано дејство на сила протезните седла бележат рамномерно вертикално пропаѓање во граници на средната протетичка резилентност (граф. 94 и 95; 96 и 97.). Најрамномерно е поместувањето кога дејствува

оклузална сила на МСКД (граф. 98 и 99.) за сила од 50N се движи помеѓу 0,28mm (КС) и 0,27mm (ДС).

Кај III-от модел добиените вредности за вертикалното поместување се поголеми од другата два модела. Кај овој модел седлата рамномерно се поместуваат вертикално надолу само кога силата дејствува на СКД (граф. 114 и 115.) Кога силата дејствува на МКД, мезијалниот крај на седлата се спушта вертикално надолу, а дисталниот се движи во обратен правец (граф. 112 и 113.) Во случаи каде оклузалната сила дејствува на МСКД (граф. 116 и 117.), за мали сили седлото рамномерно вертикално пропаѓа но, со зголемувањето на силата се зголемува и движењето на мезијалниот крај на протезните седла.

Овие резултати кои укажуваат на тоа дека најголеми поместувања на протезното седло независно од местото или големината на оклузалната сила се регистрирани кај моделот со мезијални оклузални потпирачи се совпаѓаат со податоците од литературата<sup>77</sup>.

## 6.2.2. ПОМЕСТУВАЊЕ НА ПОТПОРНИ ЗАБИ

Анализата на резултатите од поместувањата на точката А на дисталната страна на потпорните заби укажува на тоа дека најголемо поместување на граничните потпорните заби е регистрирано кај МПП со телескоп коронки и тоа кај забот 33. Најголемото поместување кај овој заб се забележува при дејство на сила на СКД во орален правец (таб.23.). На забот 44 кај истиот модел не е регистрирано поместување за ниедно оптоварување на протезните седла.

Кај вториот модел со екстракоронарен атечмен и лингвален стабилизатор најголеми се поместувањата на граничните заби во дистален правец и тоа и кај забот 44 и кај забот 33 при двострано дејство на сила на МКД (таб 25 и 26.).

За забите од третиот модел не е регистрирано никакво поместување независно од големината на симулираната оклузална сила или од местото на нејзино дејствување.

Кај сите три модела вертикалното поместување не ги надминува вредностите зададени во литературата<sup>87</sup>. Меѓутоа за поточни сознанија за големината и правецот на поместување на потпорните заби во зависност од применетите елементи за ретенција и пренесување на цвакопритисокот неопходно е подетална анализа на сите потпорни заби споредена со клинички податоци.

Резултатите добиени со предметното истражување се експериментални и се однесуваат само на компјутерските модели онака како што се моделирани. Во оваа верзија тие служат само да се согледа начинот на дистрибуција на оклузалните сили кога се користат различни елементи за нивно пренесување на потпорните ткива и поместувањата на протезното седло и потпорните заби кои во тие услови настануваат. Тие се само патоказ како може да се планира една мобилна протеза во точно определени услови во цвакалниот систем. Во денешно време кога постои CAD/CAM систем за моделирање на металниот скелет на МПП, употребата на нашиот модел во кој ќе бидат внесени податоци за клиничката состојба на цвакалниот систем на пациентите, претставува идеална можност за правилно планирање на МПП и нејзините елементи за пренесување на цвакопритисокот. За да биде тоа возможно потребно е влезните податоци да бидат оние кои се мерливи и да се дефинираат индивидуално за секој пациент. Тоа подразбира дека е потребно одредување на индивидуална максимална цвакална сила кај секој пациент, биолошката вредност на потпорните заби односно точно дефинирање на

нивиот парадоксален статус, скенирање на должината и површината на беззубниот резидуален алвеоларен гресен и одредување на индивидуална резилентност на оралната лигавица. Тргувајќи од овие индивидуални елементи и секако податоци за механичките карактеристики на реконструктивните материјали но, и на биолошките ткива, ќе може да се дефинираат димензиите на елементите на МПП и да се одбере вистинскиот систем за ретенција и пренесување на цвакопритисокот, а сè со цел да се изработи парцијална протеза која ќе овозможи функционална рехабилитација на стоматогнатиот систем и ќе има оптимален профилатички ефект врз оралните ткива и секако ќе биде прифатена со задоволство и чувство на комфорност од страна на пациентот.

## 7. ЗАКЛУЧОЦИ

Од анализата на добиените резултати од испитувањето произлегуваат следните заклучоци:

1. Кај трите модели на МПП (со телескоп коронки, екстракоронарен атечмен и лингвален стабилизатор, мезијален оклузален потпирач), независно од големината на силата, при еднострано и двострано оптоварување на протезните седла, најголема сила се дистрибуира на местото на дејствување на оклузалната сила.
2. Кај трите модели најголем процент на дистрибуирана сила врз виличниот тегмент, независно од должината на седлото, при еднострано и двострано оптоварување, е регистриран кога силата дејствува на средните третини на седлата.
3. Најголем процент на дистрибуирана сила врз виличниот тегмент, независно од големината на силата и местото на оптоварување, во однос на трите модела е регистриран кај МПП со мезијални оклузални потпирачи на граничните потпорни заби.
4. Според Апова-тестот на просечни вредности на дистрибуирани сили на заби и протезно седло, не постои статистички сигнификантна разлика помеѓу дистрибуираните сили на виличниот тегмент независно од местото на дејство на сила кај трите модела. При еднострано оптоварување кај сите модели сила се дистрибуира на потпорните заби на страната на дејство на силата.
5. При еднострано оптоварување кај сите модели сила се дистрибуира на потпорните заби на страната на дејство на силата.
6. Кај трите модели најголемо оптоварување на ретенционите заби е регистрирано кога оклузалната сила дејствува на МКД.
7. За трите модели независно од местото на оптоварување било да е тоа еднострано или двострано, процентот на дистрибуирана сила врз потпорните заби е поголем за мали сили од 5 до 15N, за сили поголеми од 50N овој процент се стабилизира.
8. Најголем процент на дистрибуирана сила врз забите, независно од големината и место на делување на силата, во однос на трите модела е регистриран кај вториот модел односно кај протези со екстракоронарен атечмен и лингвален стабилизатор, освен за случаи кога оклузалната сила дејствува еднострано или двострано на средните третини на краткото и долго седло.
9. Според Апова-тестот на просечни вредности на дистрибуирани сили на заби и протезно седло, кои се регистрираат кај еднострано оптоварување на краткото и долгото седло како и при двострано оптоварување на кратко и долго седло кај

трите модела за силата дистрибуирана на забите постои статистички сигнификантна разлика за  $p > 0,05$ .

10. Разликата која се регистрира помеѓу просечните вредности кај трите модели за еднострано оптоварување на МК и МД, СК и СД и на МСК и МСД за протезните седла и забите е статистички несигнификантна за  $p > 0,05$ , освен за II-от модел за оптоварување на СК и СД – заби каде регистрираната разлика е сигнификантна.

11. Кај МПП со телескоп коронки ( модел I):

- при еднострано дејство на сила на долгото седло, независно од местото на оптоварување, сила се дистрибуира и на потпорните заби на страната спротивно од местото на дејство на силата;
- при еднострано дејство на сила независно од местото на оптоварување, сила не се дистрибуира на виличниот тегмент на страната спротивно од местото на дејство на силата;
- најголем процент на дистрибуирана сила врз забите, независно од должината на седлото, при еднострано и двострано оптоварување, е регистриран при оптоварување на мезијалните третини на седлата, а најмал процент при оптоварување на средните третини на седлата;
- при оптоварување на МСКД процентот на дистрибуирана сила на потпорните заби на двете страни е подеднаков.

12. Кај МПП со екстракоронарен атечмен и стабилизатор (модел II):

- при еднострано оптоварување независно од местото на дејство или големината на оклузалната сила на потпорните заби на спротивната страна од оптоварувањето не се дистрибуира сила;
- најголем процент на дистрибуирана сила врз забите, независно од должината на седлото, при еднострано и двострано оптоварување, е регистриран кога силата дејствува на мезијалните третини на седлата, а најмал кога силата дејствува на средните третини на седлата;
- при еднострано оптоварување, независно од местото на дејство или големината на оклузалната сила, на мезијалната третина на седлото на спротивната страна од оптоварувањето се дистрибуира сила која е минимална и за оклузална сила од 200N не е поголема од 0,1N.

13. Кај протези со мезијален оклузален потпирач (модел III):

- независно од местото на оптоварување, дистрибуираната сила на потпорните заби е најмала во однос на трите модела;
- добиените резултати покажуваат дека независно од местото на оптоварување сила се дистрибуира на двата потпорни заба;
- при еднострано оптоварување на краткото или долгото седло независно од местото на оптоварување, сила се дистрибуира и на мезијалната третина на спротивното седло.

14. Врз база на анализата на резултатите за поместувањата на протезните седла може да се заклучи дека:
- при еднострано дејство на оклузална сила на протезните седла независно од местото на дејствување, на страната на дејство на силата седлото се движи кон виличниот тегмент, односно се забележува вертикално пропаѓање;
  - при еднострано дејство на оклузална сила на протезните седла независно од местото на дејствување, на страната спротивно на оптоварувањето кај протезното седло се забележува движење во спротивен правец односно подигање на седлото;
  - вертикалното пропаѓање на седлото на страната на оптоварувањето за зададените сили не ја надминува средната протетичка резилиентност;
  - поместувањата на седлата се најголеми кај МПП со оклузални потпирачи.
15. Поместувањето на потпорните заби под дејство на оклузалните сили:
- кај I-от модел: МПП со телескоп коронки најголемо поместување на страна на долгото седло се забележува во орален правец;
  - кај II-от модел: МПП со екстракоронарен атечмен најголемо поместување на граничните потпорни заби е регистрирано во дистален правец;
  - кај III-от модел: МПП со оклузални потпирачи не се регистрирани поместувања на потпорните заби;
  - кај сите три модела вертикалното поместување како и поместувањата во вестибуло-орален и мезио-дистален правец не ги надминува вредностите на зададени во литературата.
16. Врз база на претходно изнесените заклучоци земајќи ги во предвид дистрибуцијата на силите на потпорните ткива, но и поместувањата на протерните седла и забите, генерално за трите модели најоптимално е оптоварување на МСКД.

## 8. ЛИТЕРАТУРА

1. Augereau D, Renault P, Pierrisnard L, Loir F, Fornaro C. Contraintes et déplacements dentaires en prothese adjointe partiele-Analyse per la methode des elements finis. Les cahiers de prothese 1997; No 98: 98-100.
2. Augerau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design Part I. Influence of size of the connector on the magnitude of strain. Clin-Oral-Investig 1998; 2(1); 36-9. (abstract)
3. Babic B. Klinicka protetika Parcijalna proteza, Decje novine, Gornji Milanovac 1990.
4. Bartakova S, Suchanek J, Miculka J, Vanek J. Computer simulation of bont tissue response to a partial removable denture fitted to a lower jow. Scripta Medica (Brno) 2003; 76(1): 21-28.
5. Ben-Ur Z, Matalon S, Aviv I, Cardash HS. Rigidity of major connectors when subjected to bending and torsion force. J Prosth Dent 1989; 62 (5): 557-62.
6. Ben-Ur Z, Shifman A, Aviv I, Gorfil C. Further aspects of design for distal extension removable partial dentures, based on the Kennedy classification. J Oral Rehabil 1999; 26:165-169.
7. Ben-Ur Z, Mijiritsky E, Gorfil C, Brosh T. Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. J Prosth Dent 1999; 81 (5): 526-32.
8. Berg T, Caputo AA. Load transfer by a maxillary distal-extension removable partial denture with cap and ring extracoronal attachments. J Prosth Dent 1992; 68(5),784-789.
9. Beschnidt SM, Chitmongkolsuk S, Prull R. Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report. Compend Contin Educ Dent 2001; 22(11): 927-8, 929-32.
10. Blagojevic O. Bioelektricni potencijal žvacne muskulature i pritisak žvakanja u rehabilitaciji parcijalne bezzubosti. Doktorska disertacija, Sarajevo 1982.
11. Browning JD, Meadors LW, Eick JD. Movementof three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. J Prosth Dent 1986; 55(1): 69-74.
12. Browning JD, Eric JD, Mc Garrah HE. Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. J Prosth Dent 1987; 57 (3): 323-328.



13. Budtz-Jørgensen E. Restoration of the partially edentulous mouth – a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. 1996; 24(4):237-244.
14. Budtz-Jørgensen E, Bochet G. Alternate framework design for removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1998; 80 (1): 58-66.
15. Caputo A, Wylie R. Role of biomechanics in Periodontal therapy. (Internet raport)
16. Caputo A, Wylie R. Force generation and reaction within the periodontium (Internet raport)
17. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005; 84(5):482-33.
18. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. Clasp assembly modification and thair effect on abutment tooth movement. *J Prosth Dent* 1972; 27: 160-5.
19. Chou TM, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of inrtacoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1989; 62(3):313-319.
20. El Charkawi HG, El Wakad MT. Effect of splinting on load distribution of extracoronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosth Dent* 1996;76(3): 315-20.
21. Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J Prost Dent* 1995; 74: 591-4.
22. Devenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO. The removable partial denture equation. *Brit Dent J* 2000; 189:414-416.
23. Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge mesurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3):439-46.
24. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988; 15: 615-24.
25. Feingold GM, Grant AA, Johnson W. The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movement. *J Oral Rehabil* 1986; 13: 549-57.
26. Feingold GM, Grant AA, Johnson W. Abutment tooth and base movement with attachment retained removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1988; 16: 264-268.
27. Fung YC. Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. 2<sup>nd</sup> edition, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 1993.

28. Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, Kohno S. Fatigue resistance of cast occlusal rests using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys.
29. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod* 2002; 24(1):21-33.
30. Glantz PO, Stafford GD. The effect of some components on the rigidity of mandibular bilateral free end saddle dentures. *J Oral Rehabil* 1980; 7: 423-33.
31. Gladilin E, Zachow S, Deuflahard P, Hege H-C. A non-linear elastic soft tissue model for craniofacial surgery simulations. *ESAIM*; 2002.
32. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M, Toparli M. The evaluation of the removal force on the conus crowned telescopic prosthesis with the finite element analysis (FEA). *J Oral Rehabil* 2002; 29(11):1069-1075.
33. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M. Parameters affecting retentive force of conus crowns. *J Oral Rehabil* 2004; 31(3):271-277.
34. Han D, Liu L, Li Q, Li B. Laboratory study on abutment movement of the combined clasp, the extension clasp and the telescopic crown. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2002; 37(5):349-352.
35. Holmgren E, Seckinger R, Kilgren L, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using Finite element analysis – a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and Load Direction. *J Oral Implant* 1998; 24(2):80-88.
36. Hosman HJM. The influence of clasp design of distal extension removable partial dentures on the periodontium of the abutment teeth. *The Int J Prosthodont* 1990; 3(3):256-65.
37. Huebner KH, Thornton EA. *The finite element method for engineers*. 2<sup>nd</sup> Edition, John Wiley and Sons 1982, New York.
38. Hübsch PF, Middleton J, Knox J. A finite element analysis of stress at the restoration-tooth interface, comparing inlays and bulk fillings. *Biomaterials* 2000; 21(10):1015-19.
39. Igarashi Y, Kawata M, Asami M, Shiba A. Analysis of the denture dynamics in RPD's 2. Influence of retainers on the dynamics of free-end-saddle. *Nippon Hottsu Shika Gakkai Zasshi* 1990; 34(1):128-35. (abstract)
40. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers : an in vivo study. *J Oral Rehabil* 1999; 26 (2): 111-6.
41. Infogram remanium 2000+; Dentaurum 04/04: [www.dentaurum.com](http://www.dentaurum.com)

42. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1998; 79 (4): 465-71.
43. Kandic M, Nastic M. Parcijalna proteza u: Trifunovic D i suradnici . Stomatoloska protetika (pretklinika). Zavod za udzbenike i nastavna sredstva, Beograd, 1992.
44. Keeve E, Girod S, Pfeifle P, Girod B. Anatomy-Based Facial Tissue Modeling Using the Finite Element Method; Visualization '96 San Francisco, CA, Oct. 27 - Nov. 1, 1996.
45. Keeve E, Girod S, Kikinis R, Girod B. I. Deformable Modeling of Facial Tissue for Craniofacial Surgery Simulation; *Computer Aided Surgery* 1998; 3(5): 228-238.
46. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74(6):1253-8.
47. Kokalanov G. Application of joint elements of Finite Element Analysis of embankment dams. Conference "Contact Mechanic 95", Ferrara, Italy, 1995.
48. Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosth Dent* 1963; 13:114-24. (abstract)
49. Komposiora P, Papavasillious G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosth Dent* 1994; 71(5):435-41.
50. Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1974; 32: 52-6.
51. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosth Dent* 1981; 46(1), 21-8.
52. Kydd W, Daly C. The biological and mechanical effects of stress on oral mukoza. *J Prosth Dent* 1982; 47(3): 317 - 329.
53. Lemić AM, Tihaček-Šojić Lj, Ilić J, Živković R. Kompjutersko modeliranje specifičnih biološko-strukturnih odlika zuba. *Acta veterinarija* 2006; 56(4):367-374.
54. Liao YS, Chen PS. Stress analysis of distal free-end removable partial dentures. *Changcheng Yi Xue Za Zhi* 1990; 13(4): 304-13.
55. Li L, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J* 2006; 119(4):305-311.
56. Lin CL, Wang JC. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(3):331-40.

57. Ling Y. Effect of stress distribution of support tissues using hinge extracoronal attachment prostheses. Prosthodontic Research (5<sup>th</sup> Annual Meeting of IADR Chinese Division); (abstract).
58. Maric D. Uvod u stomatolosku protetiku. Naucna knjiga, Beograd 1985.
59. McCracken WL. Removable partial prosthodontics. 10<sup>th</sup> edition, Mosby, St Luis, 2000.
60. Mizuuchi W, et al. The effects of loading location and direct retainers on the movements of abutment tooth and denture base of removable partial dentures. J Med Dent Sci 2002; 49(1):11-18.
61. Myers R, Pfeifer D, Mitchell D, Pelleu G. A photoelastic study of rest on solitary abutments for distal-extension removable partial dentures. J Prosth Dent 1986; 56 (6): 702 -7.
62. Nogawa A. Study on the dynamic behavior of mandibular distal-extension removable partial denture utilizing finite element method. 2. Influence of the location of displaceability of residual ridge mucosa. Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi 1989; 33(6):1313-27.
63. Nogawa A. Study on the dynamic behavior of mandibular distal-extension removable partial denture utilizing finite element method.1.Introduction of two-dimensional non-linear analysis. Gakkai Zasshi 1989; 33(4): 952-65.
64. Ogata K, Ishii A, Shimizu K, Watanable N. Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic sistem. J Oral Rehabil 1993; 20(4):385-392.
65. Ospina LP, Garcia C. Analysis of strains and displacement on abutment, periodontium and ridge, by Kennedy class i partial denture with attachments. 24<sup>th</sup> Annual meeting of Brazilian Division. (abstract)
66. Panduric J, Husnjak M, Guljas K, Kraljevic K, Zivko-Babic J. The simulation and calculation of fatigue of lower complete denture in function by means of finite element analysis. J Oral Rehabil.1998; 25(7): 560-5. (abstrakt)
67. Панчевска С. Математички модел за определување на дистрибуцијата на оклузалните сили кај мандибуларна двострана терминална беззабност. (магистерски труд) Скопје, 2004.
68. Papavasiliou G, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type and loading during function. J Prosth Dent 1996; 76(6): 633-40.
69. Pezzoli M, Rossetto M, Calderale PM. Evaluation of load Transmission by distal-extension removable partial dentures by using rflexion photoelasticity. J Prosth Dent 1986; 56: 329-334.

70. Proos K, Steven G, Swain M, Ironside J. Preliminary studies on the optimum shape of dental bridges. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2000; 4(1): 77-92.
71. Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; 16(4):442-9.
72. Radlovic – Pantelic S. *Stomatoloska prptetika: nadoknade na implantatima*, Jugoslovenska knjiga, Beograd 1998.
73. Radow K, Derand T. On functional strain in fixed and removable partial dentures. An experimental in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(3): 153-9.
74. Radow K, Derand T. On functional strain in fixed and removable partial dentures. An experimental in vivo study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(6):333-8.
75. Rees JS, Jacobsen PH. The effect of interfaccial failure around a class V composite restoration analysed by the finite element method. *J Oral Reh* 2000; 27: 111-6.
76. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a tree-dimensional Finite Element Model. *J Dent Res* 1983; 62(2):82-86.
77. Saito M, Muira Y, Notani K, Kawasaki T. Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment and telescop crown-retained removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 2003; 30(5):482-487.
78. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehab* 1999; 26:288-291.
79. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Akagawa Y. Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half-oval cast clasps. *J Oral Rehabil* 1999; 26:554-558.
80. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Akagawa Y. Finite element analysis on preferable I-bar clasp shape. *J Oral Rehab* 2001; 28(5):413-7.
81. Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil* 2000; 27:660-663.
82. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Dimensional mesurment and finite element analysis of I-bar clasp in clinical use. *J Oral Rehabil* 2000; 27:935-939.
83. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Analysis of stiffness and stress in i-bar clasps. *J Oral Rhabil* 2001; 28:596-600.

84. Sekiguchi Y, Kuroiwa A. Studies on pure titanium Conical telescopic crowns – effect of changes in taper and hight of inner crown on retentive force of outer crown made by cast on thnique. *J J Dent Mate* 2003; 22(4):271-282.
85. Sertqöz A. Finite element analyssis study of effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supportet fixed prosthesis. *Int J Prosthodontic* 1997; 10(1):19-27.
86. Shibuya T. An analysis of stress distribution in the free-end seddles on the mandibular model. *Bull Tokyo Med Univ* 1975; 22(3):221-34.
87. Stamenković D, Nastić M. *Stomatoloska protetika – parcijalne proteze*. Zavod za udzbenike i nastavna sredstva, Beograd, 2000.
88. Stamenković D, Stančić I. Retencija parcijalne proteze sa dvostrukim krunama. *Stom Glas S* 2004; 51:30-37.
89. Suvin M. *Djelomicna proteza, Stomatoloska protetika II dio, VII izdanje*. Skolska knjiga, Zagreb, 1985.
90. Takayama Y, et al. The dynamic behavior of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method. *J of Oral Rehabil* 2001; 28:1064-74.
91. Tanne K, Sakuda M, Burstone C. Tree-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthoped* 1987; 92(6):499-505.
92. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998; 25 299-303.
93. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extendet removable partial dentures. *J Prosth Dent* 2004; 91:105-13.
94. Van der Bilt A. Human oral function: a review. *Braz J Oral Sci*; 1(1):7 -18.
95. Велески Д. Евалуација на двакопритисокот и реакција на потпорните ткива на субтотални протези, (докторска дисертација) Скопје 1988.
96. Wayne D, Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extendet removable partial dentures. *J Prosth Dent* 2004; 91:105-13.
97. White JT. Visualisation of stress and strain related to removable partial denture abutments. *J Prosth Dent* 1978; 40(2):143-151.

98. Widas P. Introduction to Finite Element Analysis 1997; Virginia Tehn Material Science and Engineering. [www.sv.vt.edu](http://www.sv.vt.edu)
99. Wu Chun-Ho, et al. Stress in denture-supporting tissue by finite element analysis. New Tai pei Journal of Medicine 2001; pp: 233-38.
100. [www.cosmos/design](http://www.cosmos/design) STAR Nonlinear Stress Analysis User's Guide and Tutorial 2001.
101. [www.ceka.be](http://www.ceka.be)
102. Yang H, Chung H, Park Y. Stress analysis of a centilavered fixed partial denture with normal and reduced bone support. J Prost Dent 1996; 76:424-30.
103. Zachow S, Gladiline E, Hege HC, Deuflihard P. Finite element simulation of soft tissue deformation. Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), Elsevier Science B.V., pp. 23-28, 2000.
104. Zeljković M, Miljković Ž, Đurić T. Procena naprezanja zuba nosača konus teleskop sistema kod krezubosti Kennedy I klase u donjoj vilici. Stomatološki informator 2003; 9(12):31-41.
105. Živko J, Kosovel Z. u Dostignuca u stomatološkoj protetici 2, Suvín M, Branovacki D, i suradnici. Zavod za udzbenike i nastavna sredstva, Beograd i Sveucilisna naknada Liber, Zagreb 1985.

## 9. ПРИЛОГ

<b>МПП</b>	мобилна парцијална протеза
<b>МКЕ</b>	метод на конечни елементи
<b>МК</b>	мезијална третина на кратко седло
<b>СК</b>	средна третина на кратко седло
<b>МСК</b>	мезијална и средна третина на кратко седло
<b>МД</b>	мезијална третина на долго седло
<b>СД</b>	средна третина на долго седло
<b>МСД</b>	мезијална и средна третина на долго седло
<b>МКД</b>	мезијална третина на кратко и долго седло
<b>СКД</b>	средна третина на кратко и долго седло
<b>МСКД</b>	мезијална и средна третина на кратко и долго седло
<b>RPD</b>	removable partial denture