

УНИВЕРЗИТЕТ "СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ"
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
КЛИНИКА ЗА МОБИЛНА СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

Д-р Ана Спировска

МАТЕМАТИЧКА АНАЛИЗА НА НАПОНСКО
ДЕФОРМАЦИОНАТА СОСТОЈБА НА КОНУС
КОРОНКИТЕ И НИВНАТА ВРСКА СО СУПТОТАЛНА
ТЕЛЕСКОП ПРОТЕЗА

МАГИСТЕРСКИ ТРУД

МЕНТОР:
Проф. д-р Драгољуб Велески

СКОПЈЕ, 2009 година

**УНИВЕРЗИТЕТ “СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ”
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
КЛИНИКА ЗА МОБИЛНА СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА**

Д-р Ана Спировска

**МАТЕМАТИЧКА АНАЛИЗА НА НАПОНСКО
ДЕФОРМАЦИОНАТА СОСТОЈБА НА КОНУС
КОРОНКИТЕ И НИВНАТА ВРСКА СО СУПТОТАЛНА
ТЕЛЕСКОП ПРОТЕЗА**

МАГИСТЕРСКИ ТРУД

**МЕНТОР:
Проф. д-р Драгољуб Велески**

СКОПЈЕ, 2009 година

Ана Спировска

МАТЕМАТИЧКА АНАЛИЗА НА НАПОНСКО ДЕФОРМАЦИОНАТА СОСТОЈБА НА КОНУС КОРОНКИТЕ И НИВНАТА ВРСКА СО СУПТОТАЛНА ТЕЛЕСКОП ПРОТЕЗА

АПСТРАКТ

Губењето на забите, доведува до морфолошки и функционални промени во стоматогнатниот систем. Во зависност од бројот на изгубените заби, индицирана е протетичка надокнада која преку врзни елементи е поврзана за преостанатите носечки структури. Основна цел на секој избор на терапија е воспоставување на функционално единство помеѓу забните надокнади и преостанатите заби, остварување на функционална и естетска рехабилитација на пациентите со парцијална или суптотална беззабност. Во случаите на суптотална беззабност, каде се преостанати еден до четири заби во виличниот гребен, изработката на мобилни протетички надокнади со двојни коронки како врзувачки елементи овозможува добра ретенција и стабилизација на суптоталната протетичка надокнада. Проблемот на поврзување на телескоп коронките со мобилната протетичка конструкција, мора да биде во склад со барањата, врската да биде постојана во физичко-механичка смисла, а во биолошка смисла да ги задоволува профилактичките барања.

Во секојдневната стоматолошка пракса се користат различни облици на поврзување на двојните коронки со металниот скелет на суптоталните протези. Клиничкото искуство укажува на некои механички и профилактички недостатоци, меѓу кои најчесто се: пукање и отпаѓање на фасети на надворешните коронки, механичка иритација на слободната гингива, воспаление и хипертрофија на интерденталната папила, создавање на инфракоскени џебови, фрактури и одвојување на металниот скелет од

надворешната коронка, намалување на ретенционата сила, како и одржување на соодветна орална хигиена.

Најприфатен начин на поврзување е со помош на апроксимални продолжетоци, но и овој начин покажува некои слабости, кои со понатамошни испитувања и анализи треба да се надминат.

Поаѓајќи од овој проблем, основна цел на овој магистерски труд е да се испита напонско-деформационата состојба на конус коронките, на забниот носач и на апроксималните продолжетоци на конус коронките кои се поврзани со суптоталната телескоп скелетирана протеза во долна вилица со преостанати два канина, а под дејство на различни случаи на оптоварувања.

За реализација на оваа цел изработени се внатрешни конус коронки со агол од 6° и надворешни конус коронки со прави стандардни апроксимални продолжетоци. Изработен е метален скелет од суптотална протеза, кој по пат на лемење се спојува со апроксималните продолжетоци од надворешните коронки. Протетичката надокнада е изработена на KAVO студио модел на долна вилица со преостанати два канини. На вака лабораториски изработениот модел се врши скенирање со тродимензионален (3Д) скенер и изработка на тродимензионален (3Д) математички модел.

За нумеричката анализа на овој математички модел беа внесени потребните податоци за Young-овиот модул и Poisson-овиот коефициент за сите материјали на моделот кој се анализира. Напонската анализа се изведе со методот на конечни елементи (МКЕ). МКЕ е компјутерски базирана техника која се користи за анализа на напони, трансфер на топлина, проток на флуиди и други типови на инженерски проблеми. Вистинската моќ на методот на конечните елементи лежи во можноста да решава проблеми кои не се прикажуваат со стандардна формулација. Методот на конечни елементи (МКЕ), денес е толку многу усовершен, што се користи во сите полиња на науката и техниката како замена за физичко-експериментални испитувања на реални модели. Со оглед на сложеноста, времетраењето и високата цена на реално-физичките модели и нивното испитување, МКЕ

станува основна алатка во структуралната анализа, а исто така и за решавање на проблемите во стоматологијата.

Во нашите испитувања за анализирање на 3Д моделот се користи софтверскиот пакет ALGOR верзија 19.

На испитуваниот модел се извршија пет анализи кои опфатија седум различни случаи на оптоварувања. По извршените анализи беа добиени напонско-деформационите состојби на испитуваните составни елементи на тродимензионалниот модел. Генерално може да се спомене дека сите добиени напони и деформации се помали од граничните напонско-деформациони вредности за соодветно испитуваниот материјал. Но сепак највисоките вредности на максималните напони се регистрирани на спојот на апроксималните продолжетоци со надворешната коронка. Оваа концентрација на критични напони на затегнување може да доведе до пукнатини и фрактури на спојот на апроксималниот продолжеток со надворешната конус коронка, после одреден период на користење на протетичката надокнада. Деформационите состојби на апроксималните продолжетоци се во сооднос со напонските вредности.

Со анализата се добиени и максималните напони на притисок на надворешните и внатрешните конус коронки, кои се во границата на оптималните вредности за напонот на течење на материјалот.

Максималните вредности на напоните на забните носачи на конус коронките се во рамките на издржливоста на забното ткиво. Овие податоци укажуваат на оправданоста за изработката на оваа протетичка структура. Придонес кон ова имаат и добиените вредности на максималните напони на гингивата и алвеоларната коска. Со нумеричка симулација, симулирани се три облици на апроксимални продолжетоци, кои исто така беа анализирани. Со креирање на реалните модели на овие симулирани апроксимални продолжетоци и со нивна поопсежна анализа со МКЕ, може да се добијат веродостојни податоци за нивната напонско-деформациона состојба. Добиените напони и деформации ќе бидат најверодостојни на она што се случува во усната шуплина.

Ana Spirovska

**MATHEMATICAL ANALYSES OF TENSION-DEFORMITY
CONDITION OF CONE CROWN AND THEIR CONNECTION WITH
SUBTOTAL TELESCOPIC PROSTHESIS**

ABSTRACT

Losing of the teeth leads to morphological and functional changes in the stomathognathic system. Depending on the number of lost teeth a prosthetic prosthesis is indicated which through connective elements is connected to the rest of the supportive structures. The basic target of each therapy choice is establishing a functional unity between teeth dentures and the rest of the teeth, enabling functional and aesthetic rehabilitation of patients with partial or subtotal toothlessness. In cases of subtotal toothlessness when one to four teeth in the jaw bone remain, the execution of mobile prosthetic dentures, with double crowns as connective elements, enables good retention and stability of the subtotal prosthetic denture/complement. The problem of connecting telescopic crowns with mobile prosthetic structure must be in accordance with the requirements, the connection to be physically and mechanically consistent and in biological aspect to satisfy prophylactic requirements.

In everyday stomatology practice various ways of connection are used between double crowns and metal skeleton of subtotal prosthesis. The clinical experience indicates some mechanical and prophylactic defects, among which the most frequent are: cracking and facets falling from external crowns, mechanical irritation of the free gingival, inflammation and hypertrophy of the interdental papilla, forming of the infrabony pockets, fractures and the metal skeleton separation from the external crown, reduction of retention power as well as maintaining of an adequate oral hygiene.

The most acceptable method of connection is using approximate extensions, but even this shows some weaknesses which with further examinations and analysis should be overcome.

Beginning with this problem, the basic target of this master thesis is to examine stress-strain status of the cone crowns, the tooth girder and the approximate extensions of the cone crowns which are connected with subtotal telescopic skeleton prosthesis in the lower jaw with two canines remained but subject to different cases of pressure.

For realization of this target, two internal cone crowns are modelled with an angle of 6 degrees and external cone crowns with standard approximate extensions. Metal skeleton is created from subtotal prosthesis which is connected with approximate extensions from external crowns by soldering. Prosthetic denture is executed on KAVO studio model on lower jaw with two canines remained. Then scanning of such lab-made model by 3D scanner is carried out and 3D mathematical model is developed..

Numerical analysis of this mathematical model is performed, and required values for Young's modulus and Poisson's coefficient for all materials of the analyzed model are used as input. Stress analysis was then carried out following the Finite Elements Method (FEM). FEM is computer based technique which is used for computing of the stresses, heat transfer, fluids flow and other types of engineering problems. The real power of the FEM lays into the possibility to solve problems which do not have closed form solution using standard classical techniques. The Finite Elements Method (FEM) today is so sophisticated that it is used in many fields of science and technology as a substitute for physical-experimental testing of real models. Considering the complexity, duration and high cost of real-physical models and their examination, FEM becomes a basic tool in the structural analysis also for solving problems in stomatology.

Software package ALGOR version 19 was used for analyses of the 3D model.

On the examined model, five analyses have been carried out that including seven different loading cases. After the analyses were performed, stress-strain

relations of the 3D model tested elements were obtained. In general it could be mentioned that all stress figures acquired are lower than the limit values for the tested material. But still, the highest values of maximum stresses are registered on the links of the approximate extensions with the external crown. This concentration of critical tension stresses could lead to cracks and fractures on the link of the approximate extensions with the external cone crown which may occur after certain period of using the prosthetic denture. Strain conditions of the approximate extensions are in correlation with the stress values.

With the analysis, maximum compression stresses of external and internal cone crowns have been achieved which are within the limits of optimum values for yielding of the material.

Maximal stress values of tooth carriers of cone crowns are obtained in the frames of endurance of the dental tissue/gum. These data indicate that making of this prosthetic structure is justified, which is also confirmed with the obtained values of maximum stresses at the gingival and alveolar bones. By means of numerical simulation, three types of approximate extensions are simulated which also were analyzed. By creating real models of these simulated approximate extensions and with their in-depth analysis by FEM, reliable data for their stress-strain status can be obtained. The acquired stresses and strains give the real image of what happens in the oral cavity.

СОДРЖИНА

АПСТРАКТ	стр. I
СОДРЖИНА	стр. VII
1. ВОВЕД	стр. 1
2. ЛИТЕРАТУРЕН ПРЕГЛЕД	стр. 8
2.1. РАЗВОЈ НА МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ (МКЕ)	стр. 24
➤ Основни принципи на МКЕ	стр. 25
➤ Основи на моделирањето во МКЕ	стр. 27
2.2. ВОВЕД ВО ТЕХНОЛОГИЈАТА НА РЕВЕРЗИБИЛНО ИНЖЕНЕРСТВО (REVERS ENGINEERING)	стр. 30
2.2.1. ТЕХНОЛОГИЈА НА РЕВЕРЗИБИЛНО ИНЖЕНЕРСТВО (REVERS ENGINEERING)	стр. 33
➤ Прибирање на податоци (скенирање)	стр. 33
➤ Безконтактни методи на прибирање на податоци	стр. 35
➤ Контактни методи на прибирање на податоци	стр. 39
➤ Метод на оптичка триангулација	стр. 42
➤ Длабински сензори	стр. 43
➤ Длабинска слика	стр. 43
3. ЦЕЛ НА ТРУДОТ	стр. 44
4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД	стр. 45

5. РЕЗУЛТАТИ	стр. 51
СТРЕС АНАЛИЗА СО МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ	стр. 51
➤ Техника на моделирање	стр. 52
➤ Примена на МКЕ анализа на протезата со метален скелет	стр. 53
➤ Резултати од МКЕ анализата за иситуваниот реален модел	стр. 57
➤ Реален модел	стр. 60
• Оптоварување на моделите со подеднакви сили од двете страни	стр. 70
• Оптоварување на моделите со сили од десна страна	стр. 74
• Оптоварување на моделите со сили кај природно забало	стр. 78
• Оптоварување на моделите со сили кои се јавуваат кај суптотални потпрени протези	стр. 82
• Оптоварување на моделите со сили кои се јавуваат кај класични суптотални протези	стр. 86
• Оптоварување на моделите со сили на канините	стр. 90
• Оптоварување на моделите со сили на цвакален центар	стр. 94
• Визуелен приказ на напонската состојба на поединечните елементи од моделот при оптоварување со подеднакви сили од двете страни	стр. 98
6. ДИСКУСИЈА	стр. 104
7. ЗАКЛУЧОК	стр. 111
8. ЛИТЕРАТУРА	стр. 115
ДОДАТОК	стр. 123
ХИПОТЕТИЧКИ СИМЕТРИЧЕН МОДЕЛ	

1. ВОВЕД

Губењето на забите, доведува до морфолошки и функционални промени во стоматогнатниот систем. Состојбата во беззабната вилица по Strack, може да се оценува врз база на тоа дали нарушувањето на забната низа е компензирано. Компензирано е ако не настанува или не се очекува инклинација на забите кој го ограничуваат беззабниот гребен, промена на положбата на забите во забната низа или враснување на забите од спротивната вилица во беззабното место. Во сите други случаи настанува некомпензирано оштетување во забната низа. Губењето на секој заб значи и губење на неговото потпорно ткиво. Големината на дефицитот на периодонциумот има големо значење во можноста преостанатите заби и нивните потпорни ткива да ги прифатат оптеретувањата што настануваат во усната шуплина. Односот помеѓу вкупната површина на периодонциумот на преостанатите заби и површината на периодонциумот на извадените заби го воспоставил Ante во 1926 година и е познат како Антеов закон кој гласи: Површината на периодонциумот на корените на забите носачи треба да биде еднаква или поголема од површината на периодонциумот на корените на изгубените заби. Овој закон ни укажува на значењето на преостанатите заби во забната низа, нивната важност во прифаќање на силата и можноста за оптоварување на ткивата на кои се опонува протезата. Меѓутоа површината на слузокожата на гребенот, која го покрива местото на изгубениот заб е приближно четири пати помала од површината на периодонциумот на изгубениот заб. Како последица на овој факт мора да се зголеми површината на протезната база, со што ќе се намали оптоварувањето на беззабниот гребен по единица површина¹⁴.

Во зависност од бројот на изгубените заби индицирана е протетичка надокнада која преку врзни елементи е поврзана за преостанатите носечки

структури. Постојат повеќе можности за решавање на парцијалната и суптотална беззабност:

- изработка на фиксно протетички конструкции,
- вградување на импланти и изработка на фиксни или фиксно-мобилни конструкции,
- изработка на мобилни надокнади, акрилатни или визил скелетирани конструкции со употреба на разни ретенциони елементи: жичани кукички, леани кукички со или без наслон, пречки, атечмени и телескоп коронки.

Основна цел на секој избор на терапија е воспоставување на функционално единство помеѓу забните надокнади и преостанатите заби, остварување на функционална и естетска рехабилитација на пациентите со парцијална или суптотална беззабност.

Кај случаите на суптотална беззабност, каде се преостанати од 1 до 4 заби во виличниот гребен, изработката на мобилни протетички надокнади со двојни коронки како врзувачки елементи овозможува добра ретенција и стабилизација на суптоталната протетичка надокнада.

Планирањето на мобилните протетички надокнади кои ги вклучуваат и преостанатите заби се заснова врз темелна анамнеза, инспекција и палпација со што се добива моментната слика и очекуваниот развој на преостанатите заби. Проценката на преостанатите заби за нивно вклучување во протезната конструкција зависи од нивната морфологија, местоположба и проценка на состојбата на парадонтот. Неповолни знаци се:

- зголемена мобилност на забот при незначително хоризонтално разградување на коската,
- вертикално разградување на коската (коскени џебови, левкасти, тријаглести проширувања на периодонталниот простор),
- интеррадикуларна остеолиза кај повеќекорени заби,
- апикални промени,
- одредени општи заболувања, ненахранетост, пречки во размена на материи и вода, хормонални пореметувања, влијание на разни

лекови кои ја намалуваат отпорноста на периодонталното ткиво на микробиолошките и трауматските влијанија,

- длабок кариес,
- заби со голема корона, и грацилни конични корени ^{13,14}.

За проценка на преостанатите заби од големо значење се и следните факти:

- витален заб е прогностички поповолен од депулпиран заб,
- повеќекорен заб особено со раздвоени корени има подобра прогноза.

Како стратешки фактори за планирање на подвижните протетички надокнади претставуваат:

- ретенциони линии,
- оска на ротација на протезата,
- линии на ослонување на протезата,
- површини на ослонување ^{14, 46}.

Телескоп коронките претставуваат еден подобен тип на ретенциони елементи за супроталните протези, парцијалните протези и подвижните мостови. Поимот “телескопски” го извеле Haupf и Bottger од терминот кој значи телескоп и претставува оптичка направа кај која што повеќе цевки со различен пречник се извлекуваат една од друга. Врз база на овој принцип се создале голем број на телескопски системи за ретенција.

Телескоп коронките се состојат од два дела:

1. внатрешна корона, патрица или примарно сидро,
2. надворешна корона, матрица или секундарно сидро.

Едниот дел (внатрешната корона) се фиксира (цементира) за забот а преку него се поставува другиот дел (надворешната корона) кој е фиксиран за подвижната протетска надокнада.

Постојат повеќе поделби на двојните коронки во зависност од геометрискиот облик, видот на техничкиот систем, површината што ја опфаќаат, клиничката индикација, биостатичкото дејство и орално - хигиенскиот ефект.

Според геометрискиот облик тие се делат на:

- цилиндрични двојни коронки,
- конусни двојни коронки,
- комбинација на цилиндрични и конусни облици,
- овоидни облици и
- недефинирани облици на двојни коронки.

По површината што ја опфаќаат, двојните коронки се делат на:

- полни или цели телескоп коронки:

цела лиена коронка,
лиена фасетирана коронка.

- делумни или парцијални телескоп коронки:

тричетвртинска коронка,
четирипетинска коронка и
комбинирана коронка со жлебови, цевчиња, степенник, колчиња и
сл.

Според профилатичкиот ефект, двојните коронки се делат на:

- примарно блокирани или поврзани телескопи (внатрешен телескоп)
- секундарно блокирани или поврзани телескопи со парцијална протеза¹⁴.

Некои од наведените облици немаат честа примена во стоматолошката протетика поради комплексната изработка. Меѓу набројаните облици најчесто се применуваат цилиндрични и конусни телескоп коронки.

Цилиндричните телескоп коронки се базираат на принципите на паралелен систем. Внатрешната коронка претставува цилиндар со паралелни површини, каде што обемот на маргиналниот и на оклузалниот дел се исти.

Конусните коронки се двојни коронки со форма на конус, каде што надолжните површини на коронките со аксијалната надолжна осовина на забот градат агли кои изнесуваат од 2° до 8° .^{13,14}

Основни задачи на телескоп системот во склоп на мобилната протезна надокнада е:

- ретенција,
- стабилизација,
- примање и пренесување на оклузалните оптоварувања преку преостанатите заби,
- водење на мобилните надокнади во одреден правец, ако за тоа постои биолошка потреба⁵⁸.

Ретенција претставува отпор на силите кои тежнеат да ја одвојат мобилната протетичка надокнада од потпорните ткива во оклузален правец.

Остварувањето на ретенцијата на двојните коронки се базира на:

- лизгачкото триење на паралелните надолжни површини кај двојните коронки,
- конусниот ефект на деловите од двојните коронки или триење при мирување и
- создавање на препреки за раздвојување на двојните коронки

Компаративната предност на конус телескоп системот во однос на другите методи на ретенција се:

- не доаѓа до заглавување и не можност на поставување на системот во устата,

- овозможува прецизно и едноставно налегнување на конструкцијата и кај диспаралелни забни носачи, ако коронките се фрезуваат од правецот на внесувње на протезата во уста,
- се остварува условно “крута” врска со забот носач,
- оневозможуваат акумулирање на дентален плак и развој на “fedor ex ore”,
- беспрекорно одржување на оралната хигиена,
- го штити забниот носач од кариес,
- го прифаќа цвакалното оптоварување во аксијален правец,
- овозможува (меко) спојување на фиксниот и мобилниот дел на протетичката функција,
- системот овозможува дозирање на ретенционата сила,
- силата на раздвојување (ретенција) е секогаш помала од силата на спојување (активирање)⁴³.

Според *Botzger* телескоп системот ги дава следните предности:

- се смалуваат движењата на влечење и извртување на забот,
- дефинираната ретенција поволно делува, како функционално надразнување на потпорните ткива на забот и на виличната коска¹⁴.

Многу важен сегмент во изработката на мобилните протетички конструкции со телескоп систем на ретенција е врска на фиксниот со мобилниот дел. Поврзувањето на секундарната коронка со мобилната надокнада се остварува на повеќе начини:

- директно поврзување на металниот скелет со оралната површина на секундарната коронка,
- лиење на надворешната коронка со метал скелетот од протезата во еден дел,
- преку апроксимални продолжетоци поставени на секундарната коронка кои се врзуваат со подвижната протеза^{31, 44}.

Секој начин на поврзување има и добри страни но и свои недостатоци. Клиничкото искуство укажува на некои механички и профилатички недостатоци, меѓу кои најчести се: пукање и отпаѓање на фасети на

надворешните коронки, механичка иритација на слободната гингива, воспаление и хипертрофија на интерденталната папила, создавање на инфракоскени цепови, фрактури и одвојување на металниот скелет од надворешната коронка, намалување на ретенционата сила како и одржување на соодветна орална хигиена.

Најприфатен начин на поврзување е со помош на апроксимални продолжетоци, но и овој начин покажува некои слабости, кои со понатамошни испитувања и анализи треба да се надминат.

Телескоп мобилните парцијални и суптотални протези се комплексни протези кои имаат високи функционални, естетски и биолошки вредности, а особено добро се прифатени од страна на пациентите, но сето ова бара искуство и високо софистицирана техничка изработка.

2. ЛИТЕРАТУРЕН ПРЕГЛЕД

Решавањето на случаите со суптотална беззабност, каде се преостанати од 1 до 4 заби во вилицата претставува еден комплексен проблем. За таа цел потребно е да се направи опсежна и точна дијагностичка анализа, стручно и точно планирање на протетичката надокнада која ќе обезбеди оптимална жвакална функција, естетика, трајност и медицинско биолошка оправданост, но потребна е и високо софистицирана технологија на изработка на протетичките изработки.

Голема грешка е што голем број на стоматолози не се одлучуваат за решавање на случаите на суптоталната беззабност. Многу автори сметаат дека е сеедно како ќе се реши проблемот на суптотална беззабност, кога и така крајната цел ќе биде тотална протеза. Ваквите екстремни случаи на размислување се погрешни, како и мислењето дека секој заб мора да се сочува, дури и тогаш кога има поголем степен на подвижност, расклатеност, заб кој нема некоја поголема функционална вредност или пак има периапикални промени.

Суптоталната протеза како терапевско средство за лекување на суптоталната едентиција, добар дел од своите карактеристики ги базира врз особините и квалитетот на беззабниот дел од алвеоларниот гребен и лигавицата ¹².

Kandić и Nastić 1996 ⁴⁴ двојните коронки ги опишуваат како систем на раздвојни коронки, од кои едната се нарекува примарна коронка или патрица и е врзана за забот носач и секундарна коронка, матрица која е во склоп на мобилната протеза. Меѓусебно поврзани во конечна положба, овие две коронки чинат една функционална и морфолошка целина.

Според Langer, телескоп коронките се состојат од примарна коронка или внатрешен телескоп кој се цементира за забот носач и секундарна или надворешна коронка која е круто поврзана со подвижната протеза ³⁰.

Поимот телескоп претставува име на оптички инструмент, кој е превземен од терминологијата на техничките науки. Телескоп системот е механички систем под напон, составен од два дела кои се вовлекуваат еден во друг ³⁰.

Цилиндричниот телескопски систем прв го вовел во 1883 година James F. Dekster во Њујорк а во 1886 год. независно од него Walter R. Starr од Филаделфија. Во дваесетите години од минатиот век интензивно го разработиле овој систем Peeso и Goosle, а во 1927 година го разработуваат Haupt и Reihborn и Kjennerud Renm ⁴³.

Во 1957 година воведен е конусниот телескоп систем од страна на Korber, што претставува квалитативен скок во развојот на теоријата и праксата на двојните коронки. Korber смета дека телескоп коронките имаат определено предимство на пример при преостанати два канина во долната вилица. Треба да се внимава надворешната коронка да биде со дебелина од 1 мм. Врската на надворешната телескоп коронка со метал скелетот на подвижната протеза е обезбеден со апроксимални продолжетоци, поставени на апроксималната страна на надворешната коронка на висина од 4 мм од гингивалниот раб на коронката. Двете мезијални ретенции се поврзуваат во средината ^{31, 55}.

Конус коронките се изработуваат под агол од 2°, 4° и 6°. Поголем конусен агол на коронката е наменет за дентално пренесување на притисокот и има потпорна функција на надоместокот. Помал конусен агол има поголема ретенциона функција ⁴⁴.

Телескоп коронката, како средство за ретенција, позитивно ја оцениле многу автори и тоа: Haupt K., Reihborn – Kjennerud J., Rehm H., Botger H., Dorscheln K., Spreng M., Jungkunc W., Schreiber S., Bauer F., Singer F., Schon F., Gasser F., Korber E., Korber K. H., Hofmann M., Fischer K., Rossbach H. и други, цитирано по Susilic ⁵⁸.

Телескоп ретинерите успешно се применуваат за ретенција на парцијални и суптотални протези, кај подвижни мостови и супраструктури изработени на импланти.

Парцијалната протеза со телескоп коронки како ретенционен систем, ги заштитува преостанатите заби на пациентот ненарушувајќи го интегритетот на слободната гингива на ретенционите заби. Таа овозможува постепено, но не нагло преминување кон тотална беззабност. Протезата со телескоп коронки, преку рецепторите на пародонциумот на преостанатите заби овозможува неколку пати поголем мастикаторен капацитет од тоталната протеза која се ослонува само на мукопериостот^{31.58}.

Ретенцијата на мобилните протези со телескоп коронки како ретенциони елементи се темели на силите на триење помеѓу внатрешната и надворешната коронка, односно фрикцијата. Големината на овие сили зависи од аголот на коничност на телескоп коронките. Ретенционата сила е поголема кај цилиндричните коронки, а се намалува со зголемување на аголот од косината на коронките. Ретенцијата опаѓа со времето на користење на коронките, поради фрикцијата која доведува до абење^{45.20}.

Ретенционата сила е пропорционална на нормалната сила N . Помеѓу нормалната сила N и триењето при мирување постои линеарна зависност.

$$T_0 = \eta_0 \times N$$

η_0 – коефициент на триење при мирување и изнесува од 0.1 до 0.3 за таканаречено суво триење.

Нормалната сила N може да се гледа како прстенесто затворен федер, сила со која поединечните делови на надворешната коронка поради еластична деформација вршат притисок на внатрешната коронка како да е составена од многубројни прстени.

Оклузалната сила P_s делува така да секој прстен од надворешната конус коронка, движејќи се по косата рамнина, се издолжува во извесна мера, при што аналогниот прстен на внатрешната коронка е компримиран.

Според тоа силата P_s која настанува со затворање на системот телескоп коронки и соодветната оклузална сила настаната при жвакање, се претвора во деформација и “складиште” како сила на триење во мирување.

Ретенцијата е сигурна само ако постои вертикален интер оклузален зазор. Недостаток на вертикален интероклузален зазор доведува до директен пренос на силите на оклузалната површина на внатрешната коронка.

Може да се изработат конусни коронки со посебна намена. Коронки за чие раздвојување е потребна поголема сила, кои ќе служат како ретенциони елемент и се препорачува аголот да е од 4° до 6° ^{14,43}.

Во литературата се опишани повеќе начини на поврзување на секундарната телескоп коронка и мобилната конструкција:

- Директно поврзување, со помош на околувратници изработени во склоп на скелетот на протезата, со оралната или апроксималната страна на секундарната коронка со помош на лемење.
- Истовремено во еден дел лиење на надворешната телескоп коронка со металскелетот од мобилната протеза.
- Поврзување со помош на апроксимални продолжетоци, изработени на надворешната коронка кои со скелетот на мобилната конструкција се врзуваат по пат на лемење (најдобро е ласерско лемење), заварување, со акрилат и со современи средства за лепење на база на композити^{30, 31, 44}.

Babić 1990⁹ врската на надворешна коронка и протезата ја класифицира како: крута, резилиентна и зглобна. Таа зависи од бројот, состојбата и распоредот на преостанатите заби и резилиентноста на слузокожата.

Најчесто врската на секундарната коронка со металниот скелет на суптоталната протеза се обезбедува со изработка на апроксимални продолжетоци на секундарната коронка преку кои се изработуваат т.н. јавачи во склоп на металниот скелет од протезата. Спојувањето се врши со

лемење, разни методи на заварување, со самоврзувачки акрилат или се лепи со современи средства ¹⁴.

Според Stančić ³¹, апроксималниот продолжеток се моделира паралелно со алвеоларниот гребен не водејќи сметка за закривеноста на истиот. Со текот на времето како последица на голема концентрација на напони на остриот премин на апроксималниот продолжеток према коронката настанува негова фрактура во пределот на врската. Еден од значајните фактори при моделирање е неговата позиција во оклузо-цервикален правец, неговата вестибуларна ширина и неговиот однос со слободната гингива.

Застапеноста на суптоталните протези само со два преостанати заби во една вилица е со 34,3 % во однос на другите видови суптотални протези. Од овој процент две третини се однесуваат на суптотални протези во долната вилица со два преостанати канини. Велески 1988 ¹², ги испитувал силите на цвакопритисокот на забите ретинери на суптоталната протеза. Во случај на суптотална протеза силата на цвакопритисок изнесува 149.80 N на забот ретинер, во случај на класична протеза изнесува 105.70 N, а во споредба со интактно забало силата на цвакопритисок изнесува 531.30 N, кај максиларните молари како највисока вредност. Вредностите се различни помеѓу левата и десната страна, во корист на десната.

Напонското влијание на забите на кои се поставени конусни телескоп коронки или прецизен атечмен во крута врска со подвижната протеза е поголемо отколку напонското влијание на забите на кои лежи кукичка како ретинер на подвижната протеза. Поместувањата на базата на подвижните протези се помали кај протезите ретинирани со крути атечмени или конус коронки и се резултати од испитувањето на Saito, Miura, Notani и Kawasaki⁴⁰.

Испитување на влијанието на три вида на ретенциони елементи: кукичка, екстендирана кукичка и телескоп коронка, врз подвижноста на носачите на парцијалната протеза со унилатерално дистално слободно седло, правеле Han, Liu, Li Ku и Li B ²⁶. При раздробувањето на храната подвижноста на забите била мерена со високо сензитивен ласер-трансвер-

детектор и податоците биле статистички анализирани. Сите носачи покажале инклинација, торзија и вертикална транслација. Носачите со телескоп коронки имале најмала хоризонтална торзија и најмала вертикална транслација. Телескоп коронките овозможуваат да има поголемо аксијално оптоварување на забните носачи во споредба со другите два ретинери. Тие се повеќе поволни за забите-носачи.

Деформациите и фрактурите на лиените прстенести кукички може да бидат резултат на напоните индуцирани за време на мастикацијата. Постојат повеќе биомеханички студии за кукичките како ретинери, изведени во статички услови. Вредностите на статичкиот напон и неговата дистрибуција во кукичките бил пресметан со МКЕ, користејќи тродимензионални модели на подвижни протези со леани кукички од Co-Cr легури. Просечните оптоварувања биле од 20N - 35N, нанесени вертикално по должината на кукичките, за да ја симулираат статичката напонска дистрибуција за време на транслацијата и ротацијата на протезата. Биле симулирани 4500 цвакални циклуси за време од 24 часа. Максималниот напон при транслација бил регистриран на долниот раб од кукичката со вредност од 310,2 МПа. За време на ротацијата максималниот напон од 310,31 МПа бил регистриран во близина на горниот раб на рачето на кукичката. Вредностите на напоните биле под претпоставените напони од 640 МПа за Co - Cr легурата. Со оваа анализа биле лоцирани местата на најголем ризик за фрактура на лиената опфатна кукица, односно врската на рачето со телото на кукицата и со тоа ја деградираат лиената кукичка и нејзината можност да се користи подолго време³⁶.

Christina M. Vortun во својата студија прави анализи со МКЕ на восочен модел на метален скелет од протеза. Восочните примероци биле тродимензионално (3Д) скенирани со ласер LPX 1200 (Roland) и понатаму процесуирани. Анализите биле правени во Solid Work 2007, каде бил формиран 3Д модел на восочните примероци. Добиените напони и деформации на моделот укажуваат на некои недостатоци и на потребата истите да се надминат. Со ова авторот докажува дека со овие неинвазивни експериментални компјутерски методи се овозможува дизајнирање на оптимални подвижни протези.⁵³

Meštrović, Šlaj, Mikšić 2002⁵⁷, со помош на методот на конечни елементи (МКЕ) ја покажуваат распределбата на напонско-деформационата состојба на забите и околните ткива. Овој проблем е сложен поради нехомогената структура на ткивата, нивните неправилни контури и надворешен облик како и сложеноста на внатрешната морфологија. Целта на нивното испитување била влијанието на хоризонтално-орално насочена сила од 1N на различни нивоа на лабијалната површина на канинот во горната вилица. Напонските вредности на самиот заб се движеле од 2,58 МПа на инцизалната третина од забот до 0,11 МПа по целата циркумференција на забот.

Zhang и соработниците во својата студија ја прикажуваат анализата на напоните во случаи на конус телескоп мобилна протеза и користење на периодонтална шина кај пациенти со периодонтална апсорпција од три различни степени. Резултатите покажале дека напоните се редистрибуираат во ткивата, за време на мастикацијата, во согласност со различните степени на периодонтална апсорпција. Повеќе од очигледно било дека во зависност од периодонталната апсорпција поголема е вредноста на напонот на периодонталното потпорно ткиво кое е со помала површина од напонот на суббазалното потпорно ткиво кое е со поголема површина²¹.

Различната дебелина и резилентност на мукозата има влијание на вредностите на напонот во потпорните ткива. Вредноста на напонот се намалува со зголемување на дебелината на мукозата од потпорните ткива.⁵⁹

Методот на конечни елементи го користат и Zeljković и Maksimović за анализа на дистрибуција на сила во случај на парцијална протеза со конус телескоп коронки поставени на први премолари преостанати во долна вилица. Основна цел е анализа на напоните и деформациите на забите носачи, конус коронките, парцијалната протеза, алвеоларната коска, како и ефектот на реактивните сили на периодонталната мембрана. Докажано е и значењето на висината на алвеоларната коска врз дистрибуцијата на сила низ периодонталната мембрана⁶⁰.

Анализата со методот на конечни елементи на два случаи на беззаба вилица со вградени два различни типа (цилиндрични и конусни) импланти во склоп на покривна протеза покажале дека:

Цилиндричниот тип на имплант резултира со повисоки напони во алвеоларната коска и протезата, а пониски напони на носачот.

Конусниот имплант резултира со пониски напони во алвеоларната коска и протезата, а повисоки во носачот.

При оптоварување со вертикално насочена сила од 100N, вредноста на напонот во кортикалната алвеоларна коска била: букална страна ($99,5 \text{ N/mm}^2 \times 55 \text{ N/mm}^2$), а на лингвална страна ($55 \text{ N/mm}^2 \times 24,5 \text{ N/mm}^2$)⁵⁰.

Испитување на влијанието на силите на телескоп протезите со конус коронки како ретинери, правеле Gungor, Artunc, Sonugelen и Toparli 2002²⁵. Делувањето на силите на околното ткиво и на забите на кои биле изработени телескоп коронки со различна висина (4, 5, и 6 мм.) како и со различен агол на коничност (0° , 2° , 4° и 6°), биле испитувани со МКЕ. Допринесот на овој труд е да ја одреди напонската состојба на секундарната коронка при оптоварување.

Ogata, Okunishi и Miyake 1993⁴⁹, извршиле долготрајни мерења на пренесување на силите од базата на подвижната парцијална протеза на забите носачи на кои биле изработени конус коронки. Експерименталната протеза била оптоварена со сили, латерални и вертикални кои се пренесувале од базата на протезата на забните носачи. Силите биле мерени за време на жвакањето на храната, во времетраење од три месеци (од првата употреба на протезата). Сумираните резултати покажале дека:

- Немало сигнификантни промени на максималната вертикална и максимална латерална сила.
- Немало сигнификантни разлики на максималната вертикална сила помеѓу субјектите, чија вредност на силата била околу 20 N.
- Немало сигнификантни разлики на максималната латерална сила помеѓу субјектите, чија вредност на силата била помалку од 15 N.

Bezchnidt, Chitmongkolsuk, Prull 2001¹⁶, во својата студија ги изнесуваат клиничките и техничките аспекти на изработка на конус коронките во состав на една парцијална протеза. Нивната повеќегодишна анализа покажува дека конус коронките како ретинери на парцијалната подвижна протеза имаат понизок степен на лом во споредба со ретинерите како што се кукичките и прецизните атачмени.

Hofmann, Behr и Handel 2002¹⁶, вршеле испитување на техничките недостатоци на три групи на мобилни протези ретинирани со три типа на ретенциони елементи: кукички, конус коронки и цилиндрични коронки, кај 181 пациент во временски период од 1992 до 1996 година. Резултатите од испитувањата покажале дека почести се фрактурите на спојот (на местото на лемење) на металниот скелет со конус коронките, но трошоците за нивна поправка се помали.

Конус телескоп протезите освен кај преостанати 1, 2, 3 или повеќе природни заби се користат и во случаи на преостанати заби во комбинација со импланти, но и во случаи на беззаби вилици во кои се вградени одреден број на импланти. Во литературата постојат многу студии за примена на методот на конечни елементи во анализа на напонско деформационата состојба на протетичките надокнади и потпорното ткиво во случаи на изработка на супраструктури на импланти или на комбинација на преостанати природни заби и вградени импланти.

Во дистрибуцијата на напони од големо значење е бројот на импланти кој е вклучен во парцијалната телескоп протеза. Со методот на конечни елементи (МКЕ) испитувани се тродимензионални (ЗД) модели на мандибулата каде што има вградени два импланти и ЗД модели со вградени три импланти. Резултатите покажале дека моделите со три импланти кои биле оптоварени со сила од 206 N покажале помали вредности на напонот отколку моделите со два импланти кои биле оптоварени со сила од 155 N и покажале повисоки вредности на напонот. Во сите модели напоните биле концентрирани во кортикалната коска, во цервикалниот дел на имплантите. Оптоварувањата биле во пределот на вториот премолар. Во случаите каде

соседниот заб бил во контакт со имплантот, истиот учествувал во дистрибуцијата на напонот, односно превземал дел од него.⁵²

Сеуште постојат контраверзни дискусии околу поврзувањето на преостанатите природни заби и вградените импланти. Постојат повеќе студии каде се анализира поврзувањето на природните заби и имплантите со конус телескоп подвижни протези. Lee So со помош на методот на конечни елементи ги анализирала напонските состојби на протезата, потпорното ткиво, конус коронките, забите и имплантите. Анализата била направена со комерцијален софтвер ANSYS Version. Експерименталната група била модел на долна вилица со два канини и два импланти вградени во регијата на вториот премолар. Контролната група бил модел на долна вилица каде имало само вградени импланти. Добиените резултати укажувале дека во сите случаи на оптоварување максималниот напон регистриран во носачите на супраструктурата е сличен и во двете групи, а 1,26 пати е повисок напонот во алвеоларната коска на експерименталната група отколку на контролната група. Со ова се укажува на дискутабилноста на изработката на телескоп протези во случаи каде во вилицата има преостанати природни заби и вградени импланти.³⁷

За квалитетот и начинот со ласерско заварување на разни легури од метали, Jie Liu и соработниците³³ вршеле испитување на ласерското продирање (заварување на Fe-Pt легурата и Co-Cr легурата). Ласерското продирање во Fe-Pt легурата било пораспространето од она во Co-Cr легурата.

При изработката на конус коронките потребно е да се земе во предвид и еластичноста на растопливите легури од кои се направени коронките. Lenz, Gilder и Einschütz 1980³⁸, вршеле анализа на напонско-деформационата состојба на внатрешната и надворешната страна на конус коронките. Од примерокот на 40 коронки, кај четири коронки дошло до напукнување на спојот помеѓу надворешната коронка и керамичката фасета.

Со цел да се надминат некои недостатоци на класичните апроксимални продолжетоци, во последниве години, некои производители

на пазарот нудат нови форми на апроксимални продолжетоци. Фирмата BREDENT (2000) го предлага DTK конекторот, како нов облик на врска на надворешната коронка со металниот скелет од протезата. Тој претставува модификација на досега користените апроксимални продолжетоци на двојните коронки. Деловите на DTK конекторот се: патрица, матрица и дублер матрица. Има три типа на конектори во зависност дали истиот се поставува на предни или бочни заби (DTK mini, DTK mini front и DTK mini superflat). Овој нов апроксимален продолжеток овозможува висок степен на профилакса. Изборот на DTK mini продолжеток е со соодветен агол во однос на интерденталната папила (90° , 105° , 120°), со што овозможува заштита на слободната гингива, ја заобиколува интерденталната папила и овозможува одржување на оралната хигиена под апроксималниот продолжеток и ги задоволува профилактичките барања³⁰.

Познатите форми на поврзување на двојните коронки со металниот скелет на парцијалната протеза, покажуваат недоволна издржливост и трајност и не ги исполнуваат во доволна мера клиничките профилактички барања. Ivica Stanić³⁰, се залага за изработка на оптимизиран облик на апроксимален продолжеток на надворешната конус коронка за поврзување со метал скелетот на парцијалната протеза.

Решавањето на случаите со суптотална протеза и двојни коронки како врзни елементи, односно суптоталните телескоп протези имаат голема функционална и естетска вредност. Анализирајќи ја достапната литература од областа на суптоталните скелетирани протези со двојни коронки како ретинери не е посветено доволно внимание. Проблемите од типот на врската на надворешната телескоп коронка со метал скелетот од суптоталната протеза, квалитетот и трајноста на врската се значаен проблем во решавањето на случаите со суптотална беззабност.

Нумеричките анализи извршени на тродимензионалните математички модели за различни типови на протетички надокнади со примена на методот на конечни елементи (МКЕ), претставуваат софистицирани методи за брзо, прецизно и релативно ефтино решавање и докажување на напонско

деформациските состојби кои се јавуваат за време на нивната експлоатација. Но за овие анализи потребни се и одредени параметри.

За нумеричка анализа на математичките модели, потребни се податоци за вредностите на Youngov модул и Poissonov коефициент на материјалите од кои е изработен моделот.

Youngov модул и Poissonov коефициент претставуваат вредности за механичките својства на материјалите од кои се изработени елементите на моделот.

Модулот на еластичност, односно Youngov модул, претставува величина на напрегање и деформација на материјалот.

Poissonov коефициент е мерка за попречната деформација на аксијално напрегнат елемент.

Во литературата се среќаваат различни вредности на механичките својства на материјалите. Овие разлики во вредностите на Youngov модул и Poissonov коефициент произлегуваат од различните методи со кои се одредуваат, односно дали се испитуваат со помош на методите на притисок, на затегнување или со ултразвучна метода. Во зависност од брзината и правецот на делување на силата, или од фреквенцијата на ултразвучниот метод и во самата метода може да се јават разлики на вредностите. Резултатите зависат и од влажноста на материјалот кој се испитува. Различни се вредностите ако механичките својства на материјалите се одредуваат на конзервиран и сув примерок, или се одредуваат со користење на свеж и влажен примерок. Така, модулот на еластичност при затегање и притисок отстапува од 1% до 6% помеѓу влажните и сувите примероци.

Разликите помеѓу вредностите на модулот на еластичност за коската се мали, а најголеми се разликите на вредностите за периодонталниот лигамент, што зависи од неговата интактност. Малите разлики на вредностите немаат влијание врз конечниот резултат на испитувањето.

Постојат мали разлики и во вредноста на Poissonoviot коефициент за составните делови на забот. Поради малите разлики на вредностите, забот може да се третира како целина и да се земе просечна вредност на Poissonoviot коефициент. Незначителни се и разликите на вредностите на Poissonoviot коефициент за кортикалната и спонгиозната коска. Бидејќи овие разлики не влиаат на конечниот резултат, може да биде земена една вредност на коефициентот.

Од прегледот на литературата, приложени се повеќе табели за вредностите на Youngov модул и Poissonov коефициент од повеќе автори.

Табела 2.1.

	Youngov modul (N/m ²)			Youngov modul (N/m ²)		
	Enamel	Dentin		PDL	Kortikal. koska	Spong. koska
Yetram	46.89x10 ⁹	11.76x10 ⁹				
Zhou	51.72x10 ⁹	18.62x10 ⁹		3.45x10 ⁶	13.8x10 ⁹	
Stanford	46x10 ⁹	12x10 ⁹				
Farah		18.6x10 ⁹	2.07x10 ⁶			
Peyton		18.6x10 ⁹		50x10 ⁶		
Gailloteau	41.4x10 ⁹	18.6x10 ⁹		68.9x10 ⁶	13.8x10 ⁹	0.345 x 10 ⁹
Ko		18.6x10 ⁹			13.7x10 ⁹	1.37 x 10 ⁹
Knoel					13.7x10 ⁹	0.689 x 10 ⁹
Carter					13.7x10 ⁹	0.689 x 10 ⁹
Widera		20.7x10 ⁹		68.9x10 ⁶		
Tanne	19.6x10 ⁹			0.67x10 ⁶	13.7x10 ⁹	
Treshar	41.0x10 ⁹	19x10 ⁹	2.07x10 ⁶			
Tanne	19.6x10 ⁹			2.07x10 ⁶	13.7x10 ⁹	
Craig	83.3x10 ⁹					
Grenoble		20.6x10 ⁹				
Williams	80.9x10 ⁹	17.65x10 ⁹	1.96x10 ⁶	0.49-96.1x10 ⁹	331.5x10 ⁹	13.24 x 10 ⁹

Во табела 2.1. дадени се различни вредности на Youngov модул на еластичност од различни автори земени од студијата на Mešterović⁵⁷.

Табела 2.2.

	Poissonov koeficient			Poissonov koeficient		
	Enamel	Dentin		PDL	Kortikal. koska	Spong. koska
Yetram	0.30	0.30				
Zhou	0.31	0.31		0.45	0.30	
Farah		0.31	0.45			
Peyton		0.31				
Cailleteau	0.30	0.32	0.45	0.30	0.26	0.38
Ko		0.31		0.45	0.30	0.30
Knoel					0.30	0.30
Carter					0.30	0.30
Widera		0.30	0.45			
Tanne	0.30			0.49	0.30	
Tresher	0.30	0.31	0.45			
Tanne	0.15			0.49	0.15	
Williams	0.33	0.31	0.45	0-0.45	0.26	0.38

Во табела 2.2. дадени се различни вредности на Poissonoviot коефициент од различни автори земени од студијата на Mešterović⁵⁷.

Pegoretti¹ во својата анализа со методот на конечни елементи (МКЕ) ги користи следните вредности за еластичниот модул и поасоновниот коефициент за материјалите кои ги испитува прикажани во табела 2.3.

Табела 2.3.

Material	Elastic moduls (Gpa)	Poisson's coefficient
Dentine	18.6 ^a	0.31 ^a
Enamel	41.0 ^a	0.30 ^a
Periodontal ligament	68.9 x 10 ^{-3a}	0.45 ^a
Cortical bone	13.7 ^a	0.30 ^a
Sponge bone	1.37 ^a	0.30 ^a
Gingiva	19.6 x 10 ^{-3a}	0.30 ^a
Guttapercha	0.69 x 10 ^{-3a}	0.45 ^a
ILOR 56 gold alloy (post-and-core)	93.0 ^b	0.33 ^c
Porcelaine (crown)	120.0 ^d	0.28 ^e

Daizo Okada¹¹ дава своја табела со вредности за Јунгов модул и Поасонов коефициент земени од литературата кои се прикажани во табела 2.4.

Табела 2.4.

	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Dentine ²³	15000	0.31
Dentin ²³⁾	15000	0.31
Periodontal ligament ²¹⁾	Nonlinear elastic	Nonlinear elastic
Lamina dura ²⁴⁾	13700	0.30
Cancellous bone ²³⁾	345	0.31
Cortical bone ²⁴⁾	13700	0.30
Stainless steel	200000	0.30
Titanium	110000	0.30
Gold- silver-palladium alloy ²⁷⁾	86000	0.33
Luting agent ²⁶⁾	4500	0.40

За изведување на нумеричките анализи на тродимензионалните (3Д) модели потребни се податоци за силите на оптоварување.

Одредувањето на величината, правецот и начинот на внесувањето на оптоварувањето се значајни за одредување на дистрибуцијата на напоните во испитуваниот модел.

Силите според правецот може да бидат вертикални сили, односно цвакални сили кои делуваат во правец на аксијалната оска на забот и бочни, трансверзални сили кои делуваат на букалната површина на забот.

Според Parić, функционалната цвакална сила е само дел од апсолутната снага на мастикаторната мускулатура¹².

Вредностите на силите на цвакопритисок индивидуално се различни. Нивната вредност е во зависност од тоа дали има природно здраво или заболено забало, со очувана или пореметена оклузија, присуство на мобилни или фиксни протетички надокнади, од возраста, полот, типот на мастикација и друго.

Во литературата има различни вредности за интензитетот на силите на цвакање, кои се во распон од 50 N кај беззаби пациенти, 500 N во цвакален центар кај пациенти со природно забало, до 1000 N во екстремни случаи. Martinović, на пример за вредност на цвакалната сила кај здраво забало ја зема 780 N, а кај беззабни пациенти 210 N³⁰.

Методот на конечни елементи (МКЕ) е методот со кој се изведува нумеричката анализа на математичкиот 3Д модел.

2.1. РАЗВОЈ НА МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ (МКЕ)

Методот на конечни елементи (МКЕ) претставува нумерички метод и спаѓа во групата на т.н. „дискретни“ методи за анализа. МКЕ е заснован на физичка дискретизација, односно поделба на системот на елементи со конечни големини – конечни елементи (КЕ). Идеата за дискретизација (уситнување, декомпозиција, односно замена на еден континуален систем со определен број на соодветни подсистеми – елементи) датира уште од времето кога почнало да се размислува за решавање на сложени задачи со сведување на комбинација од поедноставни и поединечно лесно за решавање задачи. Познати се примери на пресметување на должината на сложени линии или површината на комплексни геометриски фигури како збир на должини или површини на соодветни (по големина, број, облик и распоред) едноставни линии и фигури.

За сите тие обиди, покрај другото, карактеристична е анализата на „точноста“ на решението, односно „грешката“ на пресметувањето на некоја големина. Концептот на толерирање на „определена грешка“, под услов таа да не се зголемува со што станува „прифатлива“ е задржан и во современиот развој на МКЕ.

Постои дилема за тоа кој има најголема „заслуга“ во иницијалниот развој на МКЕ – математичарите кои што се занимавале со дефинирање на функциите во интервалите за опишување на состојбата на бараните величини во целата област, физичарите кои што работеле на проблемите на граничните вредности во механиката на континуалната средина или инженерите, односно практичарите кои што биле соочени со потребата за пресметување на исклучително сложени конструкции? Општо е прифатено дека првата примена на концептот на дискретизација е поврзан со инженерот Aleksader Hrennikoff (1941) и математичарот Richard Courant (1942). Терминот „метод на конечни елементи“ за прв пат се појавува во насловот на трудот на Clough (1960) во врска со решавање на проблем на рамнинска состојба на напрегањата.

Златното доба на развојот на МКЕ се сметаат 80-тите години од минатиот век^{5, 29, 56, 61}. Се развиваат различни типови на конечни елементи кои што се обидуваат на пореалистичен начин да го дискретизираат континуираниот систем. Еволутивен чекор во развојот на МКЕ претставува појавата на т.н. паралелно процесирање. Времето потребно за пресметување на најкомплексните проблеми е драматично намалено.

Во денешно време, за примената на МКЕ се карактеристични две заеднички цели:

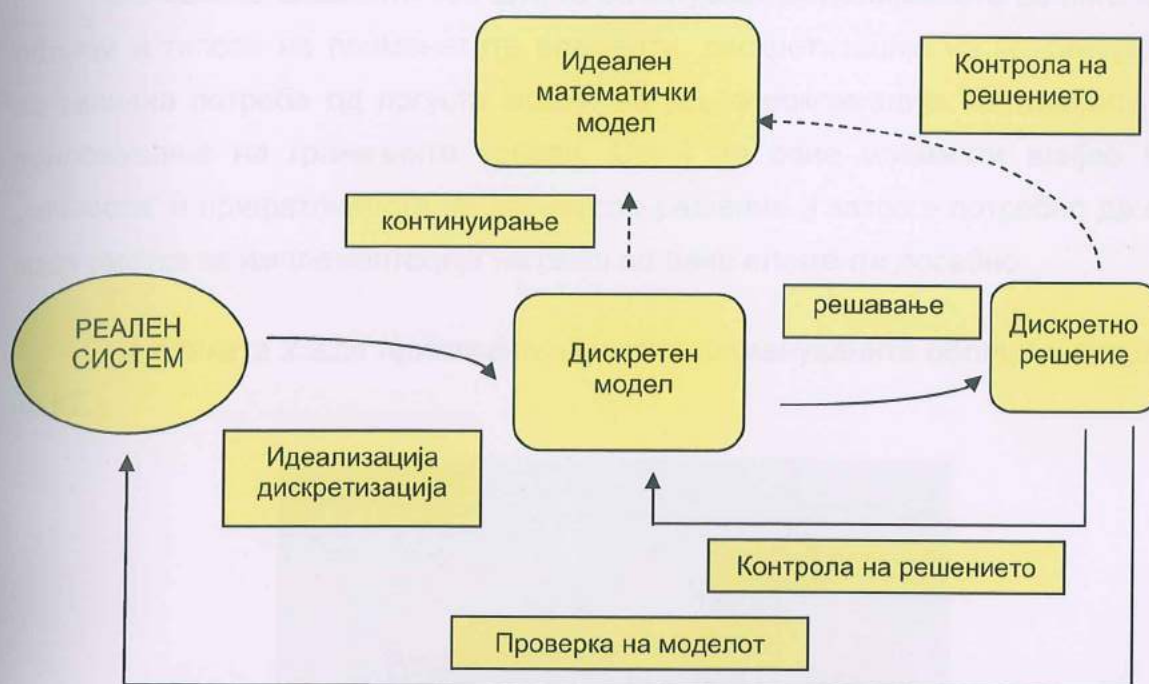
- Сите КЕ (постоечки или новоразвиени) би требало да вклопат во пакетите базирани на МКЕ која одговара на методот на деформации и
- Сите КЕ (постоечки или новоразвиени) би требало да бидат со „високи перформанси“^{2, 3} – доволно едноставни и со постигнување на доволна точност на решението со МКЕ и во случај на релативно ниско ниво на дискретизација.

Основни принципи на МКЕ

МКЕ е метод во нумеричка анализа кој се заснова на физичка дискретизација, за разлика од повеќето нумерички методи кои што се базираат на математичката апроксимација на равенките со кои што се опишува проблемот. Наместо елементи со диференцијално мали димензии, основа за сите разгледувања претставува елемент со конечни димензии, односно, конечен елемент. Равенките кои што се добиваат не се интегрални, туку алгебарски.

Од аспект на физичката дискретизација, тоа е замена на реалниот систем со дискретен модел составен од „соодветен“ број на КЕ со „соодветен“ облик, тип и распоред. Поимот „соодветен“ има посебно значење во анализата со МКЕ и анализата на добиеното решение, со оглед на големиот број на прифатливи модели. За да се обезбеди „најдобар“ МКЕ модел, што не е еднозначно определена задача, потребно е, пред се да се познава природата на проблемот, суштината на МКЕ, како и креативен

пристап. На наредната слика е прикажана шемата на конструирање на моделот на МКЕ за симулација на однесувањето на некој реален систем.



Слика 2.1. Конструирање на моделот на МКЕ со физичка дискретизација

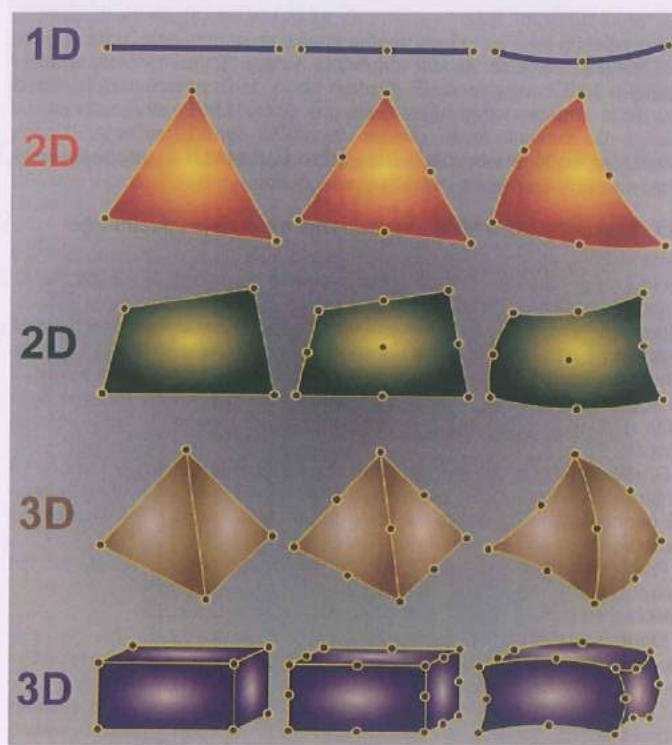
„Контролата на решението“ се сведува на проценка на формалната компатибилност на решението во однос на дискретниот модел. „Проверка на моделот“ претставува комбинирана проценка и на формалната и на суштинската компатибилност на моделот со реалната појава. Во некои случаи е можно и „Континуирање“ од „Дискретниот модел“ во „Иделаниот математички модел“ и соодветни контроли на решението.

Пресметковната имплементација на МКЕ е остварена преку бројни програми (Software) за анализа на моделите. Меѓу програмските пакети кои што со право се избориле за поимот „стандардни пакети“ се вбројуваат (по азбучен редослед): ABACUS, ADINA, ALGOR, ANSYS, ASAS, ASKA, AxisVM, BEASY, BERSAFE, CIFT5-1100, CASTOR, COMET-PR, COSMOS, DIAL, DIANA, DRAIN, FASOR, FLASH2, ICS-STRUDL, IES, ISDS/STAAD, MARC, MSC/NASTRAN, NISA, PAFEC, PC/RCFRAME, PDA/PATRAN, PACET, PREFEM/SERFEM, RAFTS, SAMIS, SAP, SCIA, SESAM-69, SHELLS, STAN, STARS, STDYNL, STRESS, SUSAN, TABS, TITUS, TOWER и др.

Основи на моделирањето во МКЕ

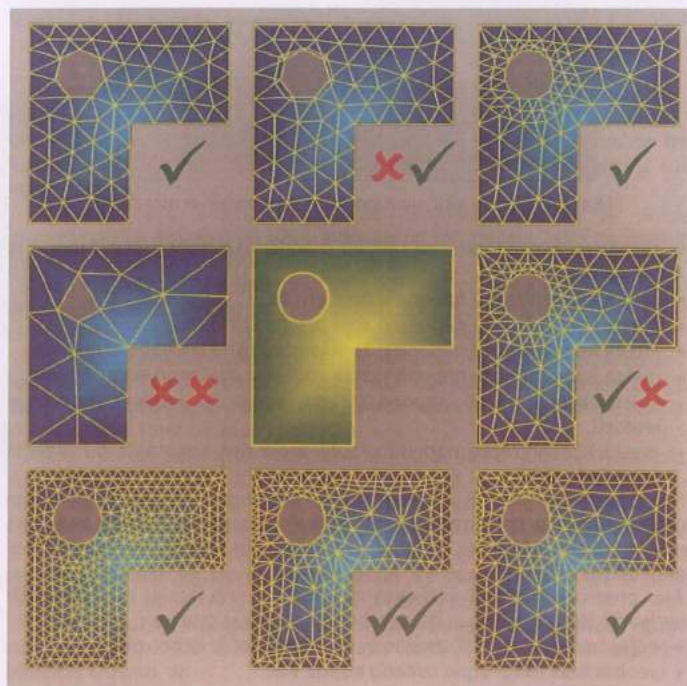
Основните елементи кои што го сочинуваат моделирањето во МКЕ се: облици и типови на применетите елементи, дискретизација на континуумот со типична потреба од погуста мрежа на КЕ, апроксимација на товарите и приложување на граничните услови. Секој од овие елементи влијае на „точноста“ и прифатливоста на добиеното решение и затоа е потребно да се води сметка за имплементација на секој од овие елементи посебно.

На сликата 2.2.се прикажани најчесто применуваните облици и типови на КЕ.



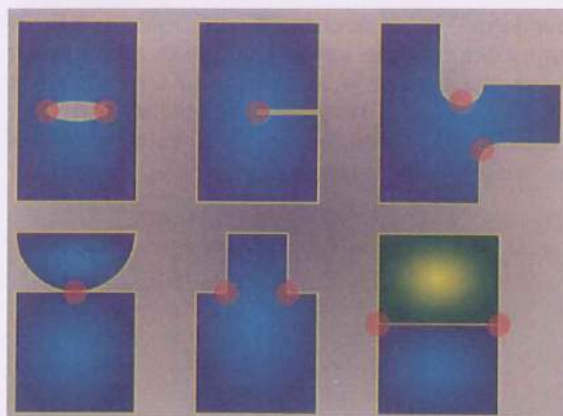
Слика 2.2. Некои облици и типови на КЕ

На сликата 2.3. се прикажани примери на дискретизација во МКЕ. Јасно се означени многу добри, добри, прифатливи и неприфатливи шеми на дискретизација.



Слика 2.3. Примери на дискретизација во МКЕ

На слика 2.4. се прикажани типични случаи на местата каде што е потребна погуста дискретизација (конечни елементи со помали димензии) заради добивање на прифатливо решение.



Слика 2.4. Типични случаи на потреба од погуста мрежа на КЕ

На слика 2.5. се прикажани начините на приложување на товарите кои делуваат на анализираниот случај. Трансформацијата на концентриранисе сили во рамномерно распределен товар или систем од повеќе сили овозможува избегнување на сингуларности во решението.

2.2. ВОВЕД ВО ТЕХНОЛОГИЈАТА НА РЕВЕРЗИБИЛНО ИНЖЕНЕРСТВО (REVERS ENGINEERING)

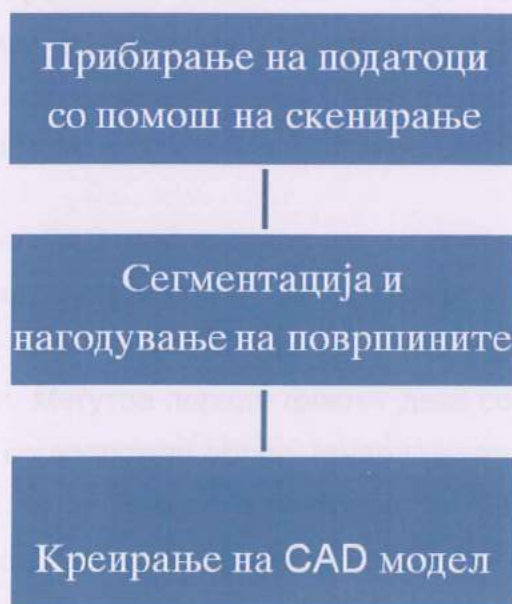
Реверзибилното Инженерство (Revers Engineering) е технологија која многу брзо се развива и наоѓа примена во голем број активности. Додека класичното инженерство ги претвора инженерските концепти и модели во делови, во реверзибилното инженерство (Revers Engineering) деловите се трансформираат во инженерски концепти и во модели. Постоенето на компјутерски модел е од голема корист за подобрување на квалитетот и ефикасноста на дизајнирањето (конструирањето), производството и анализите.

Технологијата на реверзибилното инженерство (Revers Engineering) наоѓа примена во многу различни области. Најмногу се користи кога има потреба од реконструирање на некој постоечки дел, односно кога се бараат анализи и модификации за да се конструира нов подобрен производ. Во автомобилската индустрија каде естетскиот дизајн е особено важен примарно се изработуваат дрвени или глинени 3Д модели преку кои се оценува дизајнот на производот. Од овие модели со помош на технологијата на реверзибилното инженерство (Revers Engineering) се изработуваат компјутерски модели кои се користат за проектирање на алати за нивно производство. Често оваа технологија се применува при потребата да се произведе копија од дел, чии оригинални цртежи или техничка документација не се достапни.

Технологијата на реверзибилното инженерство (Revers Engineering) не се базира на принципот на копирање, туку на технологија која работи на принципот на 3Д скенирање. Поради важноста за нивно разграничување ќе се опише разликата помеѓу концептот на 3Д копирање и 3Д скенирање. 2Д фотокопирот е машина која зама хартија и печати хартија со ист текст како и оригиналот. На ист принцип функционираат и 3Д копиите. Тие се машини кои од едно тело прават копија идентична по облик како и оригиналот, не земајќи го во предвид материјалот од кој е направена копијата. За разлика од

нив 2Д скенерите не служат само за да го префрлат текстот во компјутерот, туку тие можат да ги препознаат карактерите, фигурите и сликите. Слично е и кај 3Д скенерите. Тие со скенирањето нема само да ги земат во предвид суровите податоци од објектот, туку податоците ќе бидат протолкувани и од нив ќе се создаде компјутерски модел. Со 3Д скенерите можностите се многу поголеми од создавање само на копија. Со нив препознаените облици се во употреба и заради тоа може да се изведат нови облици и површини, да се направат варијации, анализи и разни подобрувања на постоечкиот производ.

Главна цел на технологијата на реверзибилното инженерство (Reverse Engineering) е создавање на интелегентен 3Д скенер. Подеднакво голем проблем е и самото снимање на површините и облиците и нивно трансформирање во CAD модел. Изнаоѓањето на решение за создавање на комплетен и конзистентен CAD модел во денешно време исто така представува цел. Процедурата, односно фазите на технологијата на реверзибилното инженерство (Reverse Engineering) се представени на сликата 2.6³⁴.



Слика 2.6. Фази на технологијата на реверзибилното инженерство (Reverse Engineering)

Меѓутоа, ваквата поделба на оваа технологија по фази не е децидна. Всушност овие фази често се преклопуваат и скоро секогаш има потреба од извесен број на интеракции во поедини фази. Сепак оваа шема може да му помогне на читателот да го сфати протокот на информации во технологијата на реверзибилното инженерство (Reverse Engineering).

Клучен елемент во технологијата на реверзибилното инженерство (Reverse Engineering) е *прибирањето на податоци со помош на скенирање*. Од квалитетот на прибраните податоци ќе зависи и квалитетот на добиените површини. На крајот од фазата на прибирање на податоци се добива облак од точки (points of cloud). Облакот од точки (points of cloud) претставува збир на точки кои се поставени на одредено место во просторот и немаат никаква релација помеѓу себе. Вака поставените точки се неупотребливи и треба да се пристапи кон нивно поврзување.

Сегментација и нагодување на површините претставува групирање на точките од облакот на точки (points of cloud), со што доаѓа до нивно поврзување и генерирање на површини. После сегментацијата, точките стануваат употребливи и може да се искористат за изработка на алат, меѓутоа треба да се нагласи дека групираниите точки сеуште не претставуваат CAD модел.

Креирањето на CAD модел претставува покомплексен процес, каде треба да се оформат математички дефинирани површини на база на добиените точки од скенирањето. Ова е едноставно при креирање на едноставни површини. Меѓутоа поради фактот дека со оваа постапка повеќе се третираат делови со посложен облик, генерирањето на површини врз тие сложени облици не е ни малку едноставно и затоа оваа фаза трае неколкупати подолго од претходните две заедно.

Примената на технологијата на реверзибилното инженерство (Reverse Engineering) е огромна. Почнувајќи од машинството, преку архитектурата, уметноста, медицината, наоѓа примена и во многу други области на човековото живеење. Сепак поради големата точност и брзина на прибирање на податоци, скратувањето на времето потребно за исфрлување на нов

производ на пазарот до десет пати, оваа технологија е најприменувана во машинството.



Слика 2.7. 3Д реален модел

2.2.1. ТЕХНОЛОГИЈА НА РЕВЕРЗИБИЛНО ИНЖЕНЕРСТВО (REVERSE ENGINEERING)

Прибирање на податоци (скенирање)

Прибирањето на податоци е прва фаза во технологијата на реверзибилното инженерство (Reverse Engineering). Истотака оваа фаза е најважна бидејќи од квалитетот на собраните податоци ќе зависи и квалитетот на површините што ќе се добијат на крајот.

Во оваа фаза со помаш на одредени инструменти се прибираат податоци за површините. Како краен резултат се добива облак од точки (points of cloud). Овие точки се распоредени на одредено место во просторот и го опишуваат обликот, односно рељефот на снимената површина. Меѓутоа, овие точки меѓу себе немаат никакви релации и односи и не претставуваат површина, туку само засебни елементи распоредени во просторот.

Постојат многу различни методи за прибирање на податоци од површините. Секој метод користи некаков механизам на меѓусебно влијание со површината или волуменот на објектот. Различните методи на прибирање на податоци се претставени на сликата 2.8³⁴.



Слика 2.8. Методи на прибирање на податоци

Генерално сите овие методи можат да се поделат на две групи, и тоа:

- контактни методи и
- безконтактни методи.

Кај контактните методи информациите за одредена површина се добиваат со помош на контакт на механичка сонда со површината. За разлика од нив кај безконтактните методи со помош на светло, звук или магнетно поле се добиваат податоци за разгледуваната површина. Секој од овие методи мора ја одреди положбата на секоја точка на површината на објектот или пак да ја лоцира во однос на некоја референтна точка.

Секој од овие методи има свои предности и недостатоци. Поради тоа системот за прибирање на податоци треба да биде внимателно одбран во зависност од површината или волуменот за кој сакаме да добиеме податоци.



Слика 2.8. Методи на прибирање на податоци

Генерално сите овие методи можат да се поделат на две групи, и тоа:

- контактни методи и
- безконтактни методи.

Кај контактните методи информациите за одредена површина се добиваат со помош на контакт на механичка сонда со површината. За разлика од нив кај безконтактните методи со помош на светло, звук или магнетно поле се добиваат податоци за разгледуваната површина. Секој од овие методи мора ја одреди положбата на секоја точка на површината на објектот или пак да ја лоцира во однос на некоја референтна точка.

Секој од овие методи има свои предности и недостатоци. Поради тоа системот за прибирање на податоци треба да биде внимателно одбран во зависност од површината или волуменот за кој сакаме да добиеме податоци.

Безконтактни методи на прибирање на податоци

Кај безконтактните методи системот за прибирањето на податоци не стапува во контакт со работната површина. Овие методи на прибирање на податоци генерално се поделени во три групи (сл. 2.9.).



Слика 2.9. Безконтактни методи на прибирање на податоци

Оптичките методи за снимање на површината се најраспространети, најпопуларни и едни од најбрзите методи за прибирање на податоци. Петте најважни категории на оптички методи на прибирање на податоци се прикажани на сликата 2.10.



Слика 2.10. Оптички методи на прибирање на податоци

Методот на триангулација е метод на прибирање на податоци со користење на локацијата и аголот помеѓу светлосниот извор (проектор) и фотоосетлив уред (камера). Високо енергетскиот проектор проектира светлина

врз работната површина под агол кој е претходно одреден. Фотоосетливиот уред, кој вообичаено е видео камера, ја регистрира одбиената светлина од површината и користејќи го методот на геометриска триангулација од познатиот агол и растојание се пресметува положбата на некоја точка на површината. Во некои конструктивни изведби светлосниот извор и камерата се монтирани на подвижна платформа и таквиот склоп движејќи се може да прави повеќе скенови на површината.



Слика 2.11. Прибирање на податоци со методот на триангулација користејќи проекторски извор на светлина



Слика 2.12. Прибирање на податоци со методот на триангулација користејќи ласерски извор на светлина

При оваа постапка можно е да се користат и различни изведби на светлосниот извор. Освен проекторската ламба многу применуван е и ласерскиот извор на светлина. Изведбата на овој систем со користење на проекторска ламба е прикажан на сликата 2.11., а со ласерски извор на светлина на слика 2.12³⁴.

Прибирањето на податоци од површините со методот на триангулација ги има следниве предности:

- голема точност, која се одредува во зависност од резолуцијата на камерата и од растојанието помеѓу површината и скенерот,
- краткиот временски интервал на прибирање на податоци,
- безбедноста при работата,
- релативно ниската цена на опремата.

Методот со *светлосен зрак* го одредува растојанието преку мерење на времето на движење на зракот. Во зависност од времето измерено во интервал од испуштањето на светлосниот зрак од изворот, до неговото регистрирање од мерната сонда се одредува висината на скенираната точка на профилот. Кај оваа метода на скенирање за таа цел се користат ласерски и пулсирачки светлосни зраци. Недостатоци на оваа метода се:

- малата точност на добиените податоци за површините,
- појавата на интерференција од околната светлина,
- бавното прибирање на податоци.

Методот на мерење на брановата должина на светлината го мери растојанието од мерната сонда до скенираната точка преку секвенци на бранови должини користејќи интерференциски шаблони. Овој метод е доста точен поради тоа што видливата светлина има бранова должина која се мери со точност од неколку микрони, додека многу од техниките за реверзибилно инженерство (Revers Engineering) користат методи кои мерат растојанија во опсег од сантиметри. Во пракса се користи високо енергетски извор на светлина со цел да се обезбеди и зрак на монохроматска светлина за да го испита објектот и референтен зрак за споредба со рефлектираната светлина.

Недостаток на овој метод е појавата на интерференција од околната светлина кој го попречува прибирањето на податоци.

Структурното осветлување е метод кој проектира светлосен сноп врз површината и прави слика на база на резултатите добиени од рефлектираната светлина од површината. Добиената слика се анализира со цел одредување на координатите на точките од површината. Познатиот метод на структурно осветлување го користи принципот на проектирање на светлосен шаблон кој како сенки проектира контурни линии на работната површина. Овие контурни линии се сликаат и се анализираат за да се одреди растојанието помеѓу нив. Ова растојание е пропорционално со висината на површината во работната (мерената) точка со што може да се одредат координатите на точките од површината. Предност на методот на структурното осветлување е можноста да се добијат голем број на точки со едно сликање на површината, меѓутоа недостатокот представува анализата за одредување на координатите на точките од површината која може да биде многу комплексна и бавна.

Методот на анализирање на слика е сличен со методот на структурно осветлување при одредувањето на координатите на скенираните точки. Меѓутоа овој метод не се базира на проектирање на шаблони и наместо нив се користат стерео парови за да се обезбедат доволно информации за утврдување на висината и позицијата на координатите. Честопати овој метод се нарекува пасивен метод на прибирање на податоци бидејќи не користи дополнителна, односно вештачка светлина, за разликата од активниот метод кој при прибирањето на податоци користи дополнителна (вештачка) светлина. Недостаток на овој метод, а воедно и на сите пасивни методи на прибирање на податоци представува поврзувањето на паровите на слики со референтните точки. Токму поради ова се практикува користењето на активните методи на прибирање на податоци.

Кај *акустичните методи* за прибирање на податоци се користи звукот кој се одбива од површината. Овој метод работи на истиот принцип како методот со светлосен зрак, мерејќи го патот што го изминува звукот. Имено, изворот на звук произведува звучен бран кој се одбива од површината, и при

тоа растојанието од изворот до површината се определува во зависност од брзината со која патува звукот. Најголеми недостатоци кај акустичните методи се:

- акустичната интерференција или шумот,
- одредувањето на фокусната точка на површината.

Кај *магнетните методи* за прибирање на податоци од површините се користи магнетното поле. Тие се базираат на мерење на јачината на одбиеното магнетното поле од површината. Јачината на магнетното поле се мери со помош на магнетни сонди кои се користат да ја детектираат локацијата и ориентацијата на магнетната игла во самото поле.

Контактни методи на прибирање на податоци

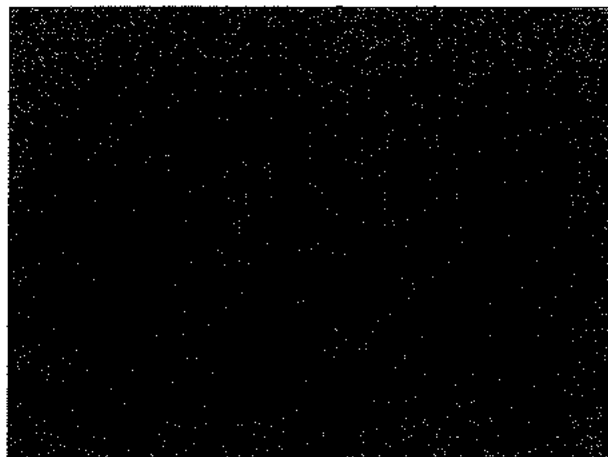
Најкарактеристичните начини за прибирање на податоци кај контактните методи се прикажани на сликата 2.13.



Слика 2.13. Контактни методи на прибирање на податоци

Двете методи работат на истиот принцип, каде со помош на сонда поставена на механичка рака се допира површината на разгледуваниот предмет. Секогаш кога сондата ќе ја допре површината, со помош на сензорите во зглобовите на раката се одредуваат релативните координати.

Ограничување при прибирањето на податоци со овој метод е во максималниот мерен волумен на мерната машина. Општиот изглед на една координатна мерна машина е прикажан на сликата 2.14.



Слика 2.14. Општ изглед на координатна мерна машина

Контактните методи на прибирање на податоци ги имаат следнива предности:

- тие се извонредно точни,
- имаат висока повторливост (и затоа се користи во индустријата за изведување на точни мерења).

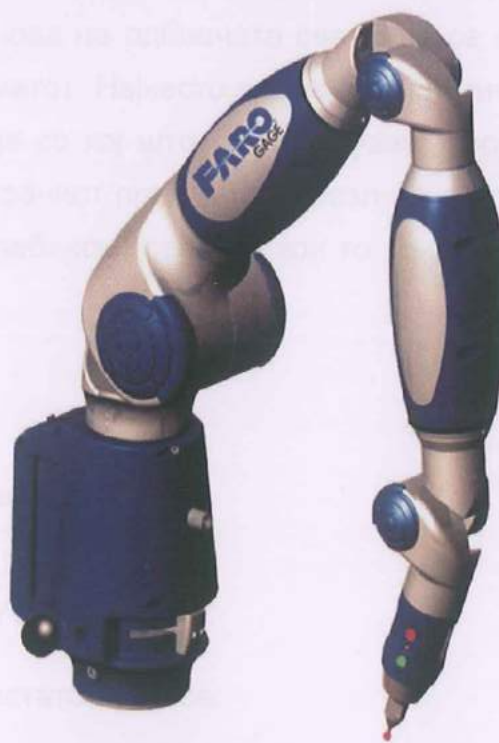
Најголеми недостатоци на контактните методи се:

- високата цена на опремата и
- малата брзина на прибирање на податоци.

Координатна мерна машина и роботска рака се прикажани на сликите 2.15. и 2.16. И кај двата метода мерната сонда се движи и прибира податоци од работното парче во моментот кога ќе стапи во контакт со него. Меѓутоа поради покрутата конструкција и начинот на движење на мерната сонда методот на прибирање на податоци со помош на координатна мерна машина е многу поточен отколку при прибирање на податоци со роботска рака.



Слика 2.15. Координатна мерна машина



Слика 2.16. Роботска рака

Од горенаведеното следи дека, сите мерни методи мора да стапат во интеракција со површината на предметот притоа користејќи некои од следниве феномени:

- светлина,
- звук,
- магнетизам,
- физички контакт.

Брзината на прибирање на податоци зависи од брзината со која се случува феноменот, како и од способноста на детекција на сензорот од уредот. Потребниот број на анализи што треба да се извршат за добивање на доволен број на податоци за анализираната површина е во зависност од избраниот метод.

Метод на оптичка триангулација

Кај оптичките методи за прибирање на податоци се насочува светлина на објектот и врз основа на одбиената светлина се определува обликот на површината на предметот. Најчесто применуван оптички метод е методот на оптичка триангулација со кој што се одредуваат координатите на точки од површината на скенираниот предмет. За разлика од предходно споменатите методи, оптичките длабински сензори кои го користат методот на оптичка триангулација се:

- многу точни,
- брзи,
- релативно ефтини,
- безбедни,
- едноставни за употреба.

Најголеми недостатоци им се:

- неможноста за скенирање на внатрешноста на предметот,
- неможноста за скенирање надвор од видното поле.

Тоа значи дека за 3Д скенирање на целиот предмет потребно е да се направат повеќе длабински слики од соодветно избрани перспективи.

Длабински сензори

Ниската цена, едноставноста за употреба и безбедноста на длабинските сензори со оптичка триангулација овозможиле нивна голема примена при скенирање на површината на предметот. Овие сензори се нарекуваат длабински бидејќи овозможуваат одредување на 3Д координати на секоја скенирана точка. Сликите кои се добиваат со помош на длабинскиот сензор се нарекуваат длабински слики.

Длабинска слика

Длабинска слика е резултатот добиен од скенирање на површината на објектот со помош на длабински сензор. Слична е на 2Д слика, со таа разлика што во длабинската слика се содржани податоци за 3Д координатите на секоја точка. Со секое скенирање се добива по една длабинска слика. Бројот на длабински слики потребни за опишување на површината на објектот зависи од сложеноста, односно од комплексноста на скенираниот предмет. Откако ќе се добијат сите длабински слики потребни за опишување на предметот треба да се одреди нивната меѓусебна положба и со нивното спојување ќе се добие целосен опис на скенираната површина. Поврзувањето на длабинските слики се изведува или во однос на одредени референтни точки или пак со преклопување на истите податоците содржани на двете слики. Мемориската големина на сликата зависи од бројот на податоците што таа ги содржи.

3. ЦЕЛ НА ТРУДОТ

Проблемот на поврзување на телескоп коронките со мобилната протетичка конструкција мора да биде во склад со барањата, врската да биде постојана во физичко-механичка смисла, а во биолошка смисла да ги задоволува профилактичките барања. Тоа ќе овозможи да нема оштетување на потпорното ткиво на забот носач на овој тип на врзен систем на протетичката конструкција. Поаѓајќи од овој проблем, а да се даде одреден придонес во неговото решавање, произлезе и целта на ова истражување. Основната цел е да се испита напонско-деформационата состојба на конус коронките, на забниот носач и на апроксималните продолжетоци на конус коронката кои се поврзани со суптоталната телескоп скелетирана протеза во долна вилица со преостанати два канина, а под дејство на различни случаи на нивно оптоварување. За реализација на оваа цел треба да се направат следните анализи:

- Да се определи напонско-деформационата состојба на внатрешните конус коронки со агол од 6° и на надворешните конус коронки со апроксимални продолжетоци во склоп на суптотална телескоп скелетирана протеза на долна вилица со преостанати два канина.
- Да се определи напонско-деформационата состојба на апроксималните продолжетоци на надворешните конус коронки, поврзани со лемење за метал скелетот на суптоталната телескоп скелетирана протеза на долна вилица со преостанати два канина.

4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

Во овој труд се врши определување на напонско - деформационата состојба на конус коронките со агол од 6° со стандарни апроксимални продолжетоци како и определување на напонско деформационата состојба на нивната врска за метал скелетот од суптоталната скелетирана протеза на долна вилица со преостанати два канина.

За реализација на ова истражување се користи KAVO студио модел на долна вилица со преостанати два канина. Извршена е препарација на канините за изработка на конусни телескоп коронки. По препарацијата е земен отпечаток со алгинат, со стандардна лажица со заби. Отпечатокот е излеан од тврд гипс. На добиениот модел се изработени внатрешни конус коронки со агол од 6° и надворешни конус коронки со прави стандардни апроксимални продолжетоци. Во интероклузалниот простор помеѓу двете коронки оставен е зазор (простор) од 0.1 mm. Контактот помеѓу надворешната површина на внатрешната коронка и внатрешната површина на надворешната коронка се остварува по целата површина.

Внатрешните и надворешните конус коронки се изработени од germanium Cse (NiCrMo).

Дебелината на металот на двете коронки изнесува 0.5 mm.

Димензиите на внатрешната конус коронка се:

висина\ ширина\ дебелина: 8.0 mm \ 6.0 mm \ 7.5 mm.

Димензиите на надворешната коронка се:

висина\ ширина\ дебелина: 9.0 mm \ 7.0 mm \ 8.5 mm.

Внатрешната коронка е подолга за 1 mm од надворешната коронка, односно има степеник од 1 mm на кој налегнува надворешната коронка.

На надворешната конус коронка, со помош на паралелометар, се поставени апроксималните продолжетоци со димензии: должина 4 mm, ширина 1 mm и дебелина 1 mm. Надворешната коронка е целосно фасетирана.

Дадените вредности за големината на елементите од испитуваниот модел, не се идентични и имаат минимални отстапувања во вредностите за левата и десната страна на испитуваниот модел.

Телескоп коронките во принцип се изработуваат со помош на фрез техника по пат на фрезување - глодање. Секогаш се фрезува внатрешната телескоп коронка која се цементира на забот носач. Фрезувањето се обавува во еден избран правец на внесување на подвижната протетичка конструкција. Фрезувањето започнува при моделирање на внатрешната коронка во специјален восок, со помош на ноже кое е фиксирано на вертикалниот столб на паралелометарот. После излевањето на внатрешната коронка во метал, таа се враќа на моделот и со помош на фрез машина се фрезува. Со тоа се корегираат непрецизностите настанати при моделирање во восок, при вложување и леање. Директно врз внатрешната коронка се моделира во восок надворешната коронка и се излева. Кај конусната внатрешна коронка, конусниот облик се добива со помош на ноже и фреза со потребниот конусен агол ($4^\circ - 8^\circ$), а во нашето испитување со агол од 6° .

Потоа е изработен металниот скелет од суптоталната протеза, кој по пат на лемење се спојува со апроксималните продолжетоци од надворешните коронки. Металниот скелет е изработен од Remanium (CoCrMo). На крај е изработен акрилат на визил скелет.

За потребите на ова испитување (за поефикасно и за поголема видливост на дистрибуцијата на силите и напонско деформационата состојба на конструкциите) се користат моделите на нефасетирана надворешна коронка и металскелетот од суптоталната протеза.

За нумеричката анализа на овој тродимензионален математички модел, беа потребни податоци за вредноста на Youngov модул (N/m^2) и Poissonov коефициент на забите, мекото ткиво, коската и на материјалот од кои беа изработени протетичките надокнади. Вредностите беа земени од прегледот на литературата.

Во овоа студија користени се следните вредности на модулот на еластичност и поасоновитиот коефициент за испитуваните материјали замени од прегледот на литературата. Овие вредности се дадени во табела 4.1.

Табела 4.1. Вредности на Јунгов модул и Поасонов коефициент за поедини елементи од 3Д моделот.

Ред. Бр.	Име на елементот	Јунгов модул (МПа)	Поасонов коефициент
1	Заб	13700	0.30
2	Алвеоларна коска	13700	0.30
3	Надворешна коронка	170000	0.19
4	Внатрешна коронка	170000	0.19
5	Гингива	19,6	0.49
6	Метален скелет	230000	0.30

Вредностите на модулот на еластичност и поасоновитиот коефициент за елементите на забот (емајл и дентин), земена е една заедничка вредност за забот. Вредностите на јунговиот модул и поасоновитиот коефициент на кортикалната и спонгиозната коска земена е една заедничка вредност за алвеоларната коска. Јунговиот модул на еластичност и поасоновитиот коефициент за металите од кои се изработени коронките (NiCrMo) и металниот скелет на протезата (NiCo), земени се како една заедничка вредност на металниот скелет, поради малите отстапувања на нивните вредности. Вредноста на јунговиот модул и поасоновитиот коефициент за лемот, кој се користи при ласерското заварување на апроксималните продолжетоци со метал скелетот не е земен како податок, бидејќи не влијае значајно и не ги менува вредностите на металот.

Во нашиот труд за анализа на моделот користени се симулирани цвакални сили, кои се вертикални и површински сили кои делуваат на површина а не во точка. Вредноста на силите на оптоварување на анализираниот модел се земени од докторската дисертација на проф. Велески¹², добиени со помош на електро – гнатодинамометриски испитувања. Се користат силите на цвакопритисок кај:

- природно забало, сили на долни канини и сили на долни први молари, како и различни сили за лева и десна страна,
- сили кај суптотални потпрени протези, различни вредности за лев и десен долен канин и лев и десен долен прв молар,
- сили кај класични суптотални протези, различни вредности за лев и десен долен канин и лев и десен долен прв молар,
- сили кои делуваат само на долни канини, со еднакви вредности,
- сили кои делуваат само на долни први молари, со еднакви вредности,
- сили кои делуваат само на едната страна, на долен десен канин и долен десен прв молар, со различни вредности.

Вредностите на силите на оптоварување прикажани се табеларно, табела 5.1. во поглавјето резултати.

Нумеричката анализа на математичкиот модел е извршена со примена на МКЕ.

Методот на конечни елементи (МКЕ) претставува нумерички метод и спаѓа во групата на т.н. „дискретни“ методи за анализа. Резултатот од примената на „аналитичките“ методи е решение во облик на функции кои што ја дефинираат состојбата на бараните величини (поместувања, деформации, напрегања, сили е сл.). Со примена на МКЕ, решението се добива вид на вредности на состојбата на бараните величини во однапред избрани точки од системот. МКЕ е заснован на физичка дискретизација, односно поделба на системот на елементи со конечни големини – конечни елементи (КЕ).

За анализа на 3Д моделот на протетичката надокнада, што е предмет на овој труд е користен програмот ALGOR.

На лабораториски изработениот модел се изврши скенирање и изработка на 3Д модел.



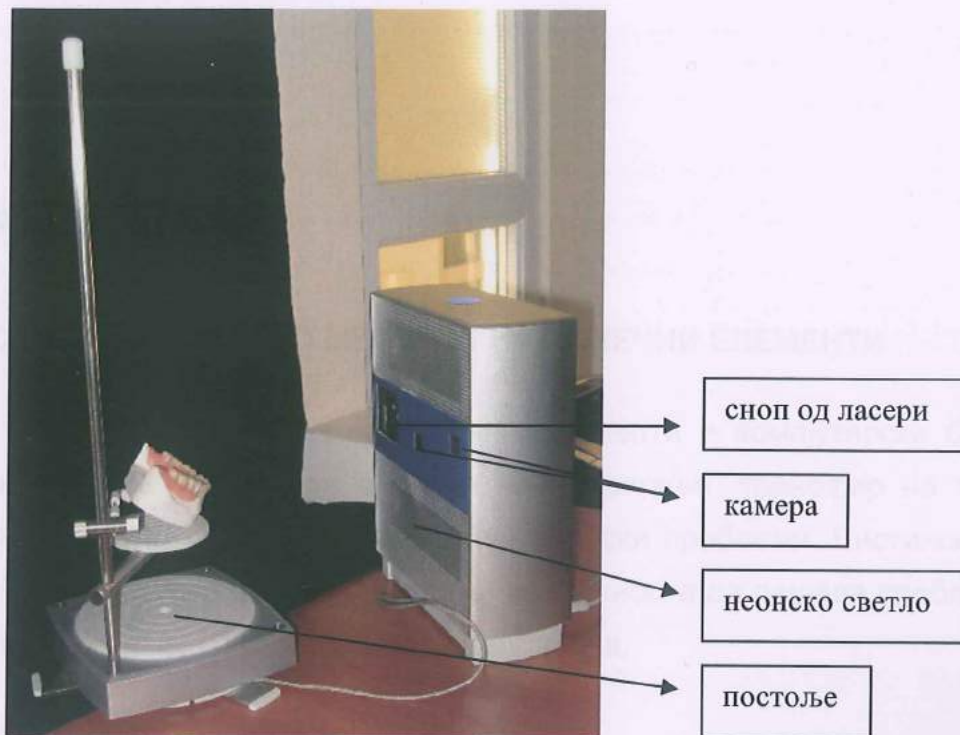
Во овој труд се користеше скенерот NextEngine модел 2020i наменет за скенирање на објекти со различна големина. Дијапазонот на полето на скенирање зависи од геометријата и големината на делот. Точноста на скенирање е 0,017mm. Скенирањето со NextEngine се базира на сосема нова електро-оптичка архитектура која овозможува скенирање на објекти вклучувајќи ја нивната боја и текстура. Оптичката синхронизација овозможува реално спојување на бојата и геометријата.

Слика 2.1. 3Д Скенер

Составни делови на NextEngine:

- две неонски светла (за осветлување на објектот кој се скенира),
- две камери: една за мали или минијатурни објекти (со димензии 5x5x5mm) и една за големи објекти (со димензии 400x400x400mm) ,
- сноп од ласери (за фаќање на топологијата на објектот),

Целиот систем (куќиште) е поврзан со компјутерска единица од една страна и постоље од друга страна. Постољето се користи за автоматско позиционирање на објектот во координатниот систем и за ротација на објектот за 360 степени. Преносот на информации од 3Д скенерот до компјутерската единица е овозможено преку УСБ кабел.



Слика 2.2. 3Д скенер и постоље

Времертаењето на еден скен зависи од сложеноста и големината на објектот што се скенира. Конкретно за целиот систем (коронки, заби, метален дел...) потребни беа 8 работни дена.

Откако беше генериран 3Д моделот, се премина кон стрес анализа со методот на конечни елементи (МКЕ).

5. РЕЗУЛТАТИ

СТРЕС АНАЛИЗА СО МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ

Анализата со метод на конечни елементи е компјутерски базирана техника која се користи за анализа на напрегање, трансфер на топлина, проток на флуид и други типови на инженерски проблеми. Вистинската моќ на методот со конечни елементи лежи во можноста да решава проблеми кои не се прикажуваат со стандардна формулација.

Предностите при неговото користење се:

- Можност за лесна анализа на делови со неправилна форма
- Можност за лесна анализа на делови изработени од различни типови на материјали
- Можност за поставување на неправилни оптоварувања на анализираниот дел
- Овозможува резултати од оптоварувањето и деформирањето низ целиот дел
- Можност за лесна промена на моделот, со што се вршат испитувања на алтернативни дизајни

Основните чекори на процесот на анализата со конечни елементи се:

- а) Дискретизација на делот со дефинирање на гранични јазли(x , y , z координати) и елементи (поврзаност)
- б) Дефинирање на својствата на материјалите: модул на еластичноста, поасонов коефициент, густина и т.н.
- в) Специфицирање на потпорите, воедно дефинирани како гранични услови (позиција каде што делот е прицврстен)
- г) Специфицирање на оптоварувањата (сили, моменти, притисоци и сл.)

Во нашите испитувања се користи софтверскиот пакет ALGOR верзија 19 кој се состои од следните интегрирани модули:

- Superdraw (модул за генерирање на анализираниот проблем)
- CAD solid modeling (модул за припрема и генерирање на конечните елементи, и врските на составните елементи)
- FEA (MKE) editor (модул за дефинирање на својствата на материјалите, оптоварувањата и потпорите, и извршување на целосната анализа)

Филозофијата на ALGOR е да се конвертира CAD (2Д/3Д) моделот во модел од конечни елементи во кои се содржани геометриски податоци (јазли и елементи) и дефинирани нивните врски; по што следи дефинирање на својствата на материјалите, оптоварувањата и потпорите, и извршување на целосната анализа со добивање на потребните резултати.

Техника на моделирање

Користењето на исправна техника на моделирање е од високо значење, за да се осигураме дека анализата со методот на конечни елементи ќе произведе точни резултати.

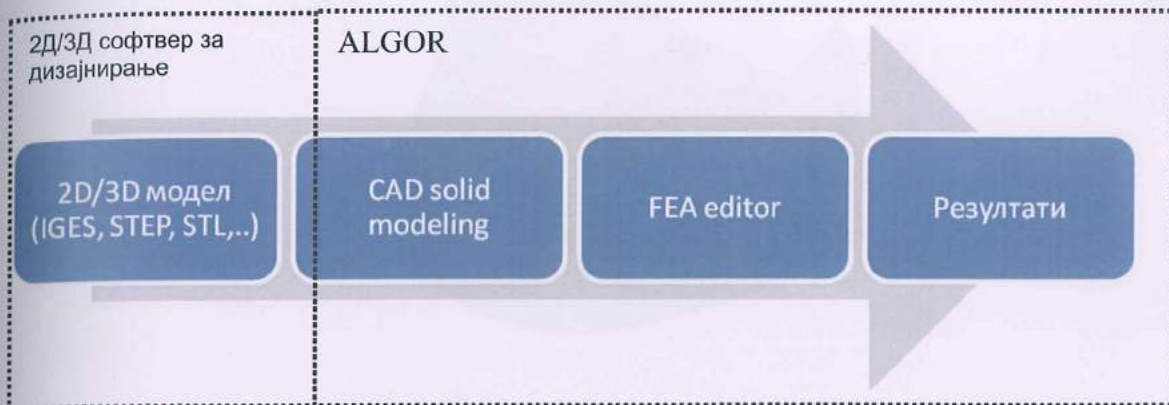
Во глобала, поситни конечните елементи допринесуваат за попрецизни резултати во однос на реалниот физички модел. Но не смее да се оди до претерано уситнување бидејќи тоа допринесува за зголемување на компјутерското време за анализа, а воедно приближувањето до точниот резултат е незабележително.

Типот на конечниот елемент што се користи при анализата исто така е од исклучително значење за добивање на точни, попрецизни резултати. ALGOR софтверскиот пакет се користи за анализа на 2Д и 3Д модели со генерирање на конечни елементи за истите.

Бидејќи нашиот испитуван модел е неправилен 3Д модел, мрежата од конечни елементи се генерираше со "Midplane" генераторот кој произведе мрежа од плочи како конечни елементи за секој дел од моделот.

Примена на МКЕ (FEA) анализа на протезата со метален скелет

Процесот на анализата на протезата со метален скелет е прикажан на следниот блок дијаграм:



Слика 5.1. Процес на анализа на моделот

Анализираниот моделот е составен од 9 елементи кои меѓусебно се наоѓаат во взаемна врска:

				
Десен канин	Метален скелет	Лева надворешна коронка	Десна надворешна коронка	Гингива
				
Лев канин	Алвеоларна коска	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка	3Д модел

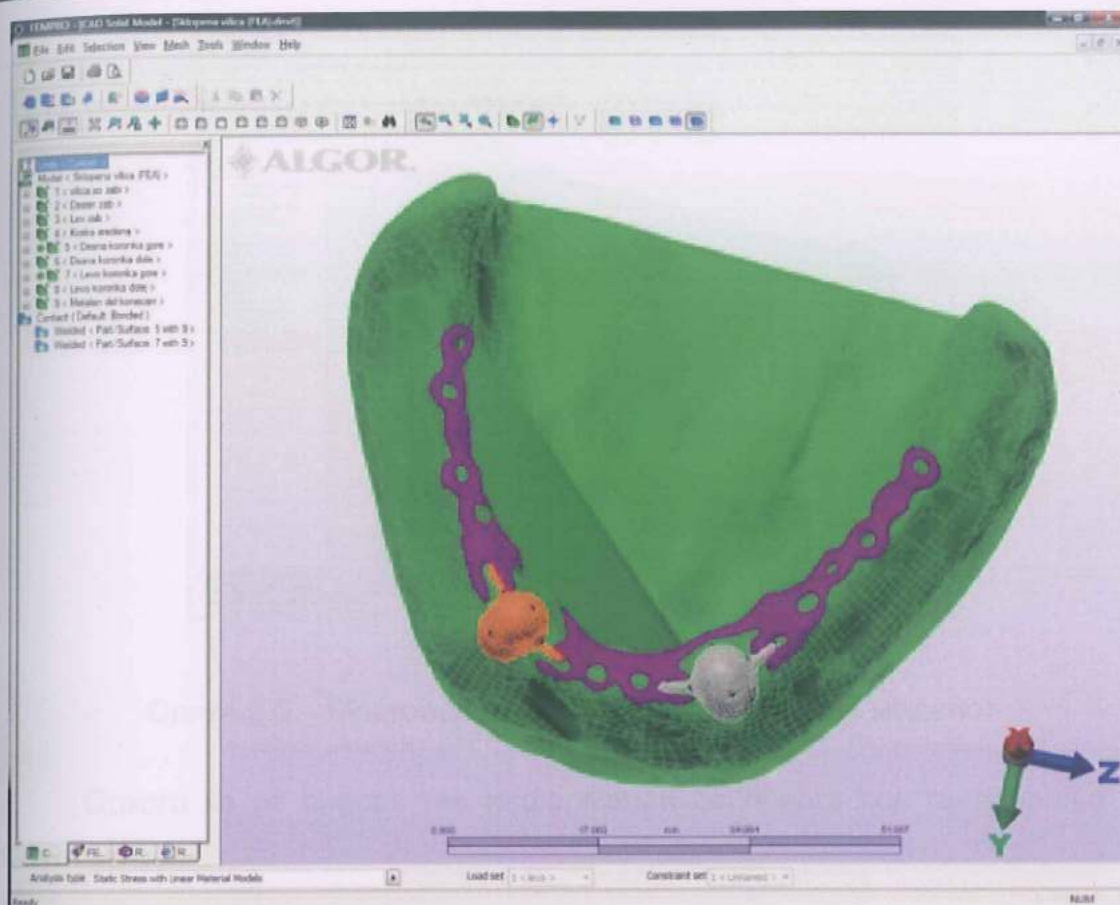
Слика 5.2. Составни елементи на моделот

CAD моделот беше припремен во посебен софтвер за моделирање и зачуван со излезен формат IGES.



Слика 5.3. 3Д модел

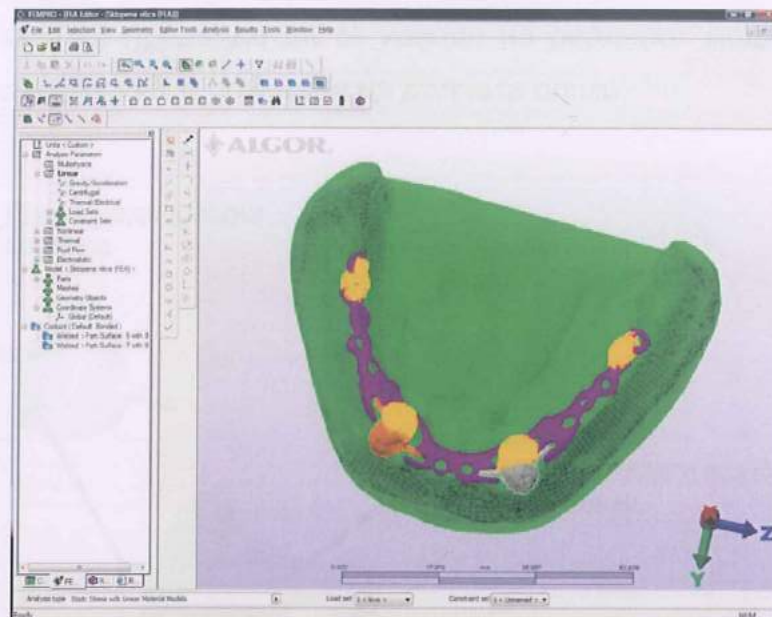
Следниот чекор беше негово прикажување во “CAD solid modeling “ модулот во ALGOR каде што се дефинира процесот на генерирање на конечни елементи (meshing) и врските помеѓу составните елементи (заварени, врзани, слободни, ...). Мрежата од конечни елементи се генерираше со “Midplane” генераторот кој произведе мрежа од плочи како конечни елементи за секој дел од моделот; а се дефинираа заварени врски во допирните точки помеѓу горните коронки и металниот дел, додека сите други се третираа како меѓусебно поврзани врски.



Слика 5.4. “CAD solid modeling “

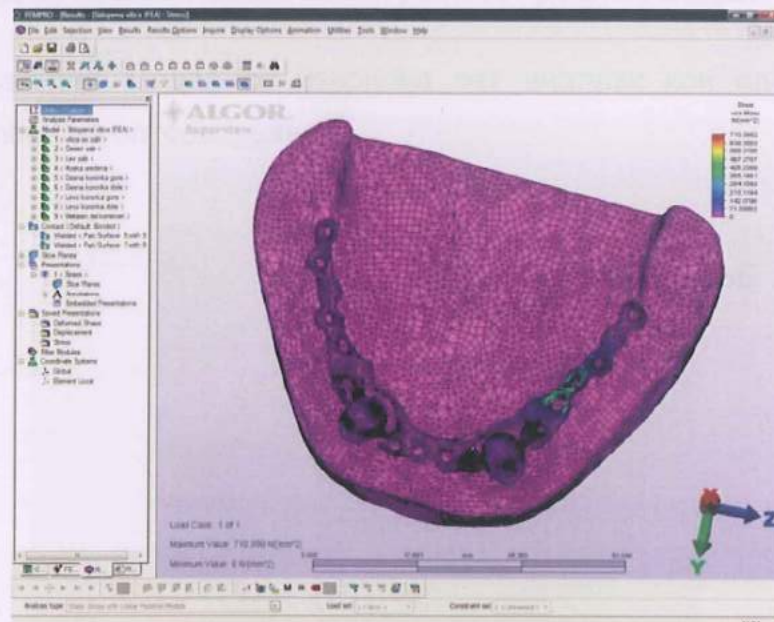
По завршувањето на предходниот чекор се продолжува кон “МКЕ editor” каде што се задаваат својствата на материјалите, оптоварувањата и потпорите (забен носач, гингива, алвеоларна коска).

Слика 5.4. Генерирање на објектот



Слика 5.5. Местоположба на оптоварување на моделот

Одкога ќе се внесат тие информации се преоѓа кон генерирање на резултатите.



Слика 5.6. Генерирање на резултати

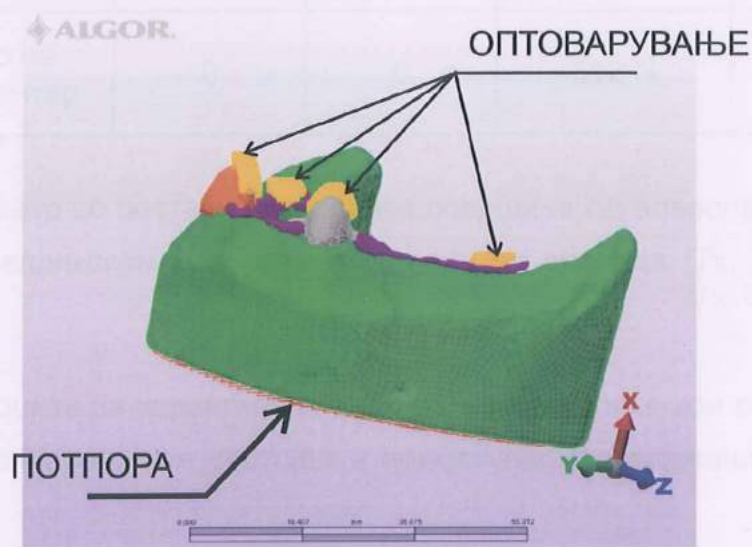
Анализата се предвиде да се изведе на реалниот модел (добиеен со обратен инженеринг) кој е прикажан на долната слика.



Слика 5.7. Реален модел со стандарден апроксимален продолжеток

Резултати од МКЕ анализата за иситуваниот реален модел

На реалниот модел се извршија пет анализи кои опфатија седум различни типови на оптоварувања



Слика 5.8. Оптоварување на реален модел

Оптоварувањата кои се применија на моделот се прикажани во табела 5.1.:

Табела 5.1. Седум случаи на оптоварување на 3Д моделот

Оптоварувања	Лев канин	Десен канин	Џвакален центар - лево	Џвакален центар - десно
Сили кај природно забало	322.4 N	328 N	502 N	512 N
Сили кај суптотални потпрени протези	295.6 N	302.6 N	178.2 N	186.2 N
Сили кај класични суптотални протези	210.4 N	215 N	116.3 N	117.5 N
Подеднакви сили на двете страни	328 N	328 N	512 N	512 N
Сили само на десната страна	0	328 N	0	512 N
Сили само на канините	328 N	328 N	0	0
Сили само на џвакален центар	0	0	512 N	512 N

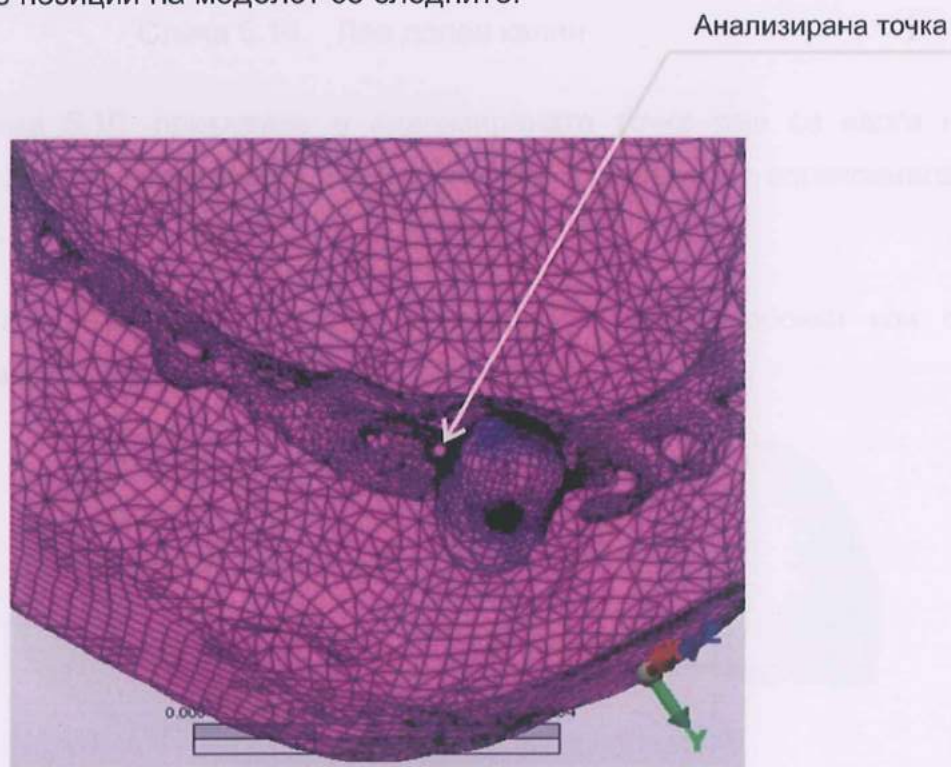
Потпората се постави на долната површина од алвеоларната коска со ограничување/фиксирње на сите 6 степени на слобода ($T_x, T_y, T_z, R_x, R_y, R_z$).

Податоците за карактеристиките на материјалите кои се користени во анализата на напонските состојби и поместувања прикажани се во Табела 5.2.

Табела 5.2. Вредности на Јунгов модул и Поасонов коефициент за поедини елементи од 3Д моделот

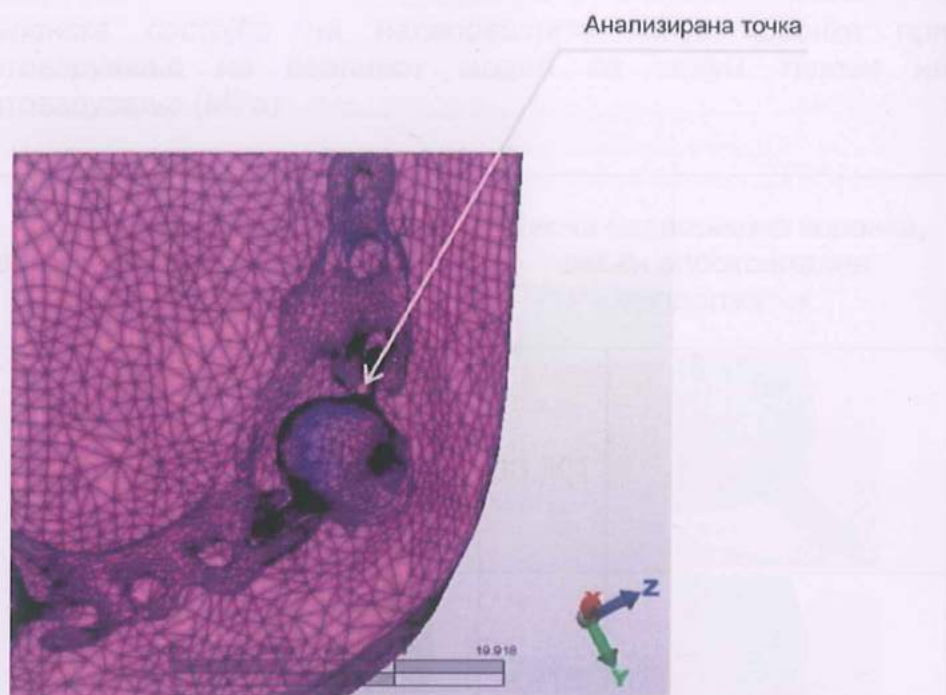
Реден број	Име на елементот	Јунгов модул на еластичноста (МПа)	Поасонов коефициент
1	Заб	13700	0.30
2	Алвеоларна коска	13700	0.30
3	Надворешна коронка	170000	0.19
4	Внатрешна коронка	170000	0.19
5	Гингива	19,6	0.49
6	Метален скелет	230000	0.30

Испитуваните позиции на моделот се следните:



Слика 5.9. Десен долен канин

На слика 5.9. прикажана е анализираната точка која се наоѓа на преминот на десната надворешна конус коронка во дисталниот апроксимален продолжеток.



Слика 5.10. Лев долен канин

На слика 5.10. прикажана е анализираната точка која се наоѓа на преминот на левата надворешна конус коронка во дисталниот апроксимален продолжеток.

Во анализата се вклучени и внатрешните конус коронки кои се прикажани на долната слика.

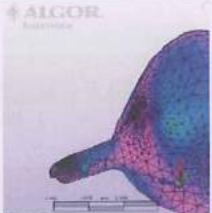
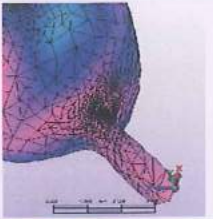
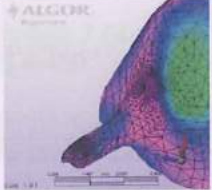
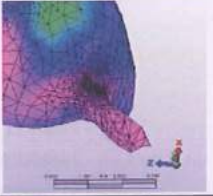

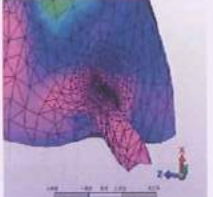
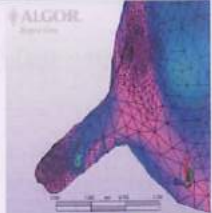
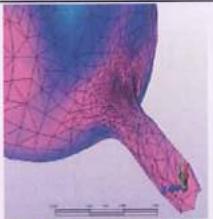
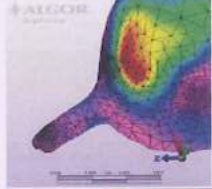
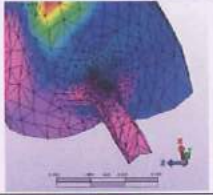

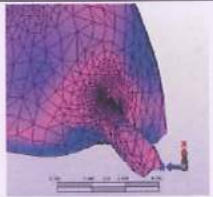

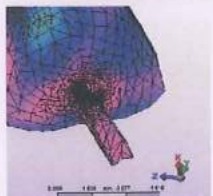


Слика 5.11. Десна и лева внатрешна коронка

Реален модел

По извршените анализи добиени се следните резултати:

Табела 5.3. Напонска состојба на надворешните конус коронки при оптоварување на реалниот модел со седум типови на оптоварувања (MPa)


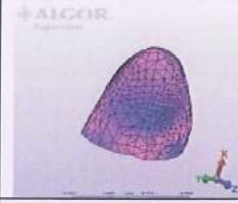
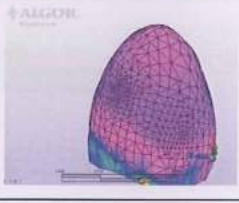
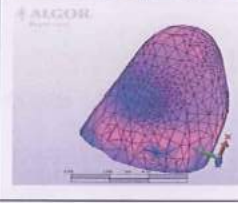

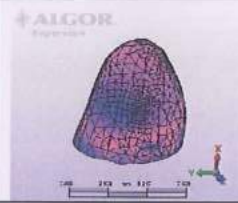

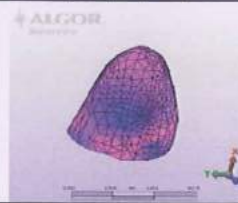

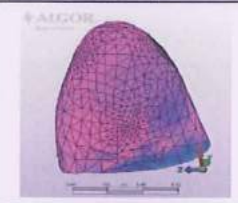



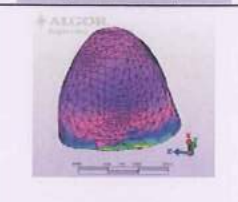
Оптоварување	Лева надворешна коронка, лев апроксимален продолжеток		Десна надворешна коронка, десен апроксимален продолжеток	
Сили кај природно забало	13,863		13,801	
Сили кај суптотални потпрени протези	6,864		8,915	
Сили кај класични суптотални протези	4,669		6,21	
Подеднакви сили од двете страни	14,115		13,933	
Сили само на канините	4,43		7,544	
Сили само на цвакален центар	11,887		7,263	
Сили само на десната страна	1,138		7,82	

На табела 5.3. прикажани се вредностите на напоните на левата и десната надворешни конус коронки и нивните апроксимални продолжетоци за сите седум типови на оптоварување.

Графикон 5.1. Графички приказ на напонските состојби за надворешните конус коронки



Табела 5.4. Напонска состојба на внатрешните конус коронки при оптоварување на реалниот модел со седум типови на оптоварувања (MPa)

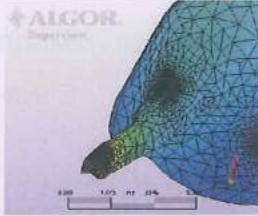
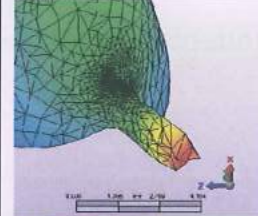

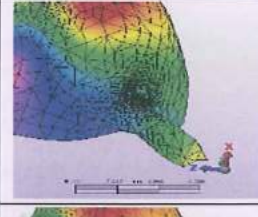
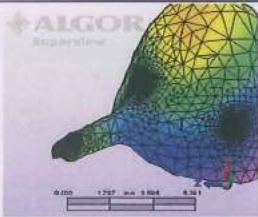
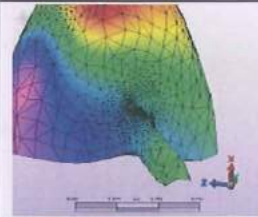
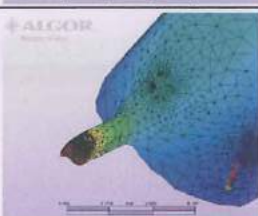
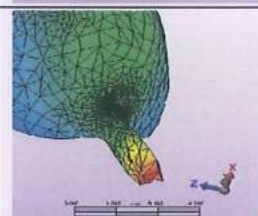
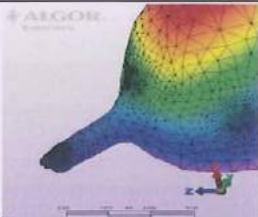
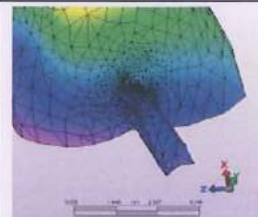
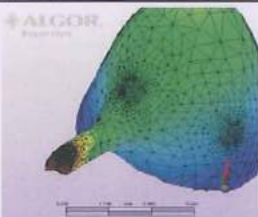
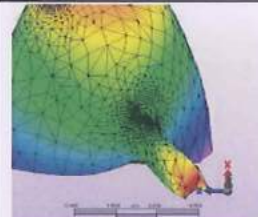

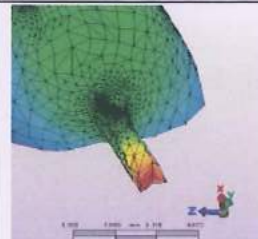
Оптоварување	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Сили кај природно забало	187.268 	58.331 
Сили кај суптотални потпрени протези	72.472 	29.414 
Сили кај класични суптотални протези	47.748 	21.096 
Подеднакви сили од двете страни	190.697 	58.468 
Сили само на канините	62.019 	40.525 
Сили само на цвакален центар	180.251 	51.596 
Сили само на десната страна	15.668 	51.960 

На табела 5.4. прикажани се вредностите на напоните на левата и десната внатрешни конус коронки за сите седум типови на оптоварување.

Графикон 5.2. Графички приказ на напонските состојби за внатрешните конус коронки



Табела 5.5. Деформациона состојба на надворешните конус коронки при оптоварување на реалниот модел со седум типови на оптоварувања (мм)

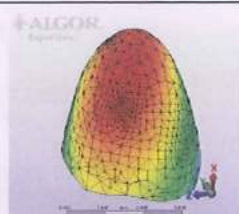
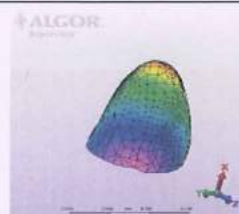

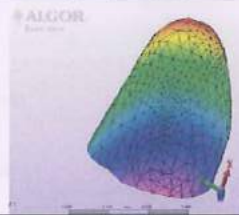
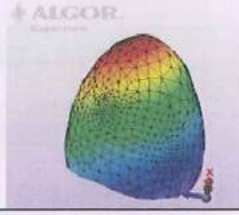
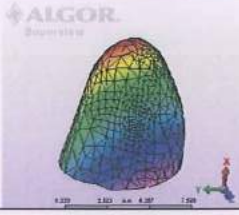
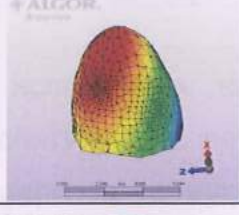
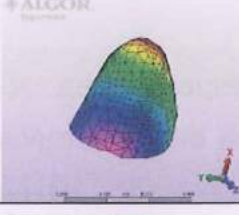
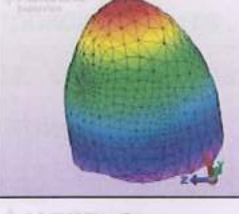
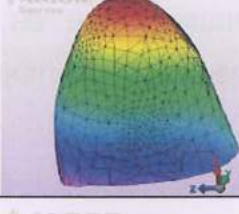
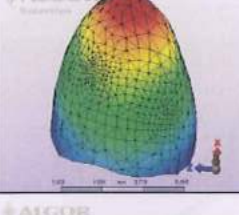
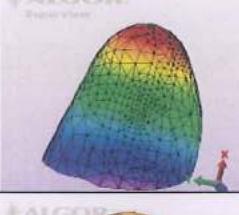
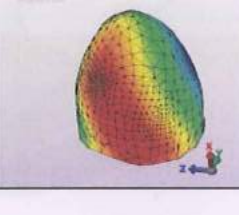
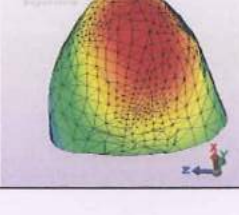
Оптоварување	Лева надворешна коронка, лев апроксимален продолжеток		Десена надворешна коронка, десен апроксимален продолжеток	
Сили кај природно забало	0,017		0,0082	
Сили кај суптотални потпрени протези	0,0086		0,00457	
Сили кај класични суптотални протези	0,0061		0,0032	
Подеднакви сили од двете страни	0,0174		0,0082	
Сили само на канините	0,0116		0,0059	
Сили само на цвакален центар	0,0213		0,00988	
Сили само на десната страна	0,00155		0,00846	

На табела 5.5. прикажани се вредностите на деформациите на левата и десната надворешни конус коронки и нивните апроксимални продолжетоци за сите седум типови на оптоварување.

Графикон 5.3. Графички приказ на ^{ДЕФОРМАЦИОНИТЕ}напонските состојби за надворешните конус коронки



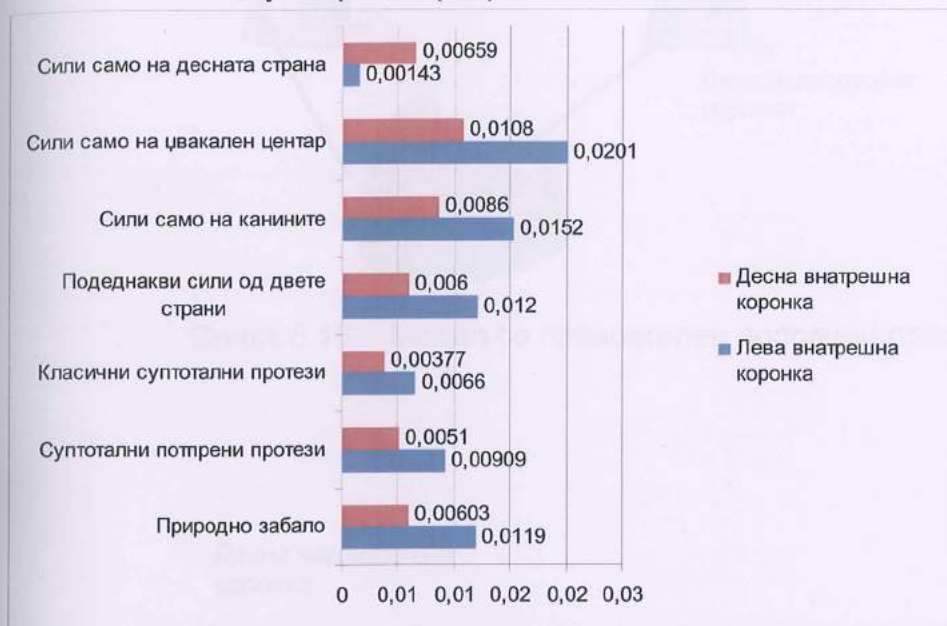
Табела 5.6. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки при оптоварување на реалниот модел со седум типови на оптоварувања (мм)

Оптоварување	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Сили кај природно забало	0.0119 	0.00603 
Сили кај суптотални потпрени протези	0.00909 	0.0051 
Сили кај класични суптотални протези	0.0066 	0.00377 
Подеднакви сили од двете страни	0.012 	0.006 
Сили само на канините	0.0152 	0.0086 
Сили само на цвакален центар	0.0201 	0.0108 
Сили само на десната страна	0.00143 	0.00659 

Слика 3.12. Модел со друкан конусен протезис

На табела 5.6. прикажани се вредностите на деформациите на левата и десната внатрешни конус коронки за сите седум типови на оптоварување.

Графикон 5.4. Графички приказ на деформационите состојби за внатрешните конус коронки (мм)

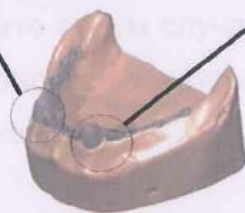


Во понатамошните испитувања на напонската и деформациона состојба, а водејќи се од испитувањата во докторската дисертација на Ivica Stančić, направена е нумеричка симулација со поинакви облици на попречните пресеци на апроксималните продолжетоци на надворешните конус коронки. Одбрани се кружен, правоаголен и триаголен попречен пресек, дадени на следните три слики:

Десна надворешна коронка

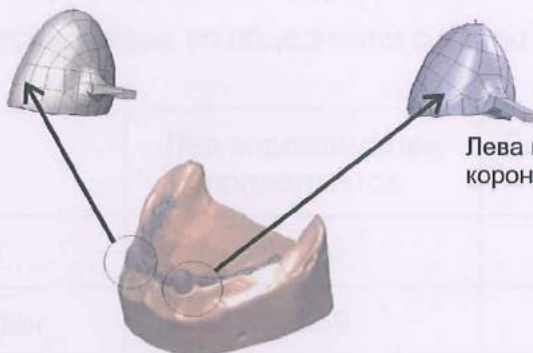


Лева надворешна коронка



Слика 5.12. Модел со кружен попречен пресек

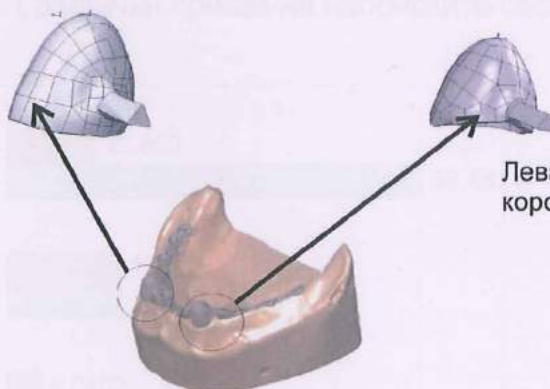
Десна надворешна
коронка



Лева надворешна
коронка

Слика 5.13. Модел со правоаголен попречен пресек

Десна надворешна
коронка



Лева надворешна
коронка

Слика 5.14. Модел со триаголен попречен пресек

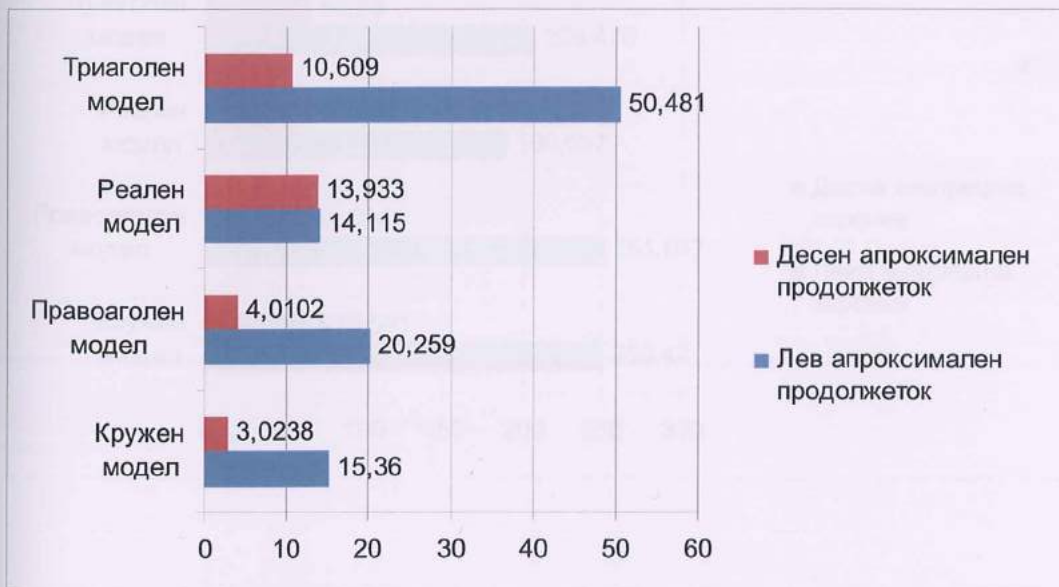
Во продолжение се дадени табели и дијаграми за напонската и деформациона состојба на претходно наведените три модели, како и на реалниот модел за сите седум случаи на оптоварувања. Местоположбата и интензитетот на оптоварување, како и ослонувањето на моделот е задржано идентично за сите овие модели.

Оптоварување на моделите со подеднакви сили од двете страни

Табела 5.7. Напонска состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со подеднакви сили од двете страни (МПа).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	15.36	3.0238
Правоаголен	20.259	4.0102
Реален	14.115	13.933
Триаголен	50.481	10.609

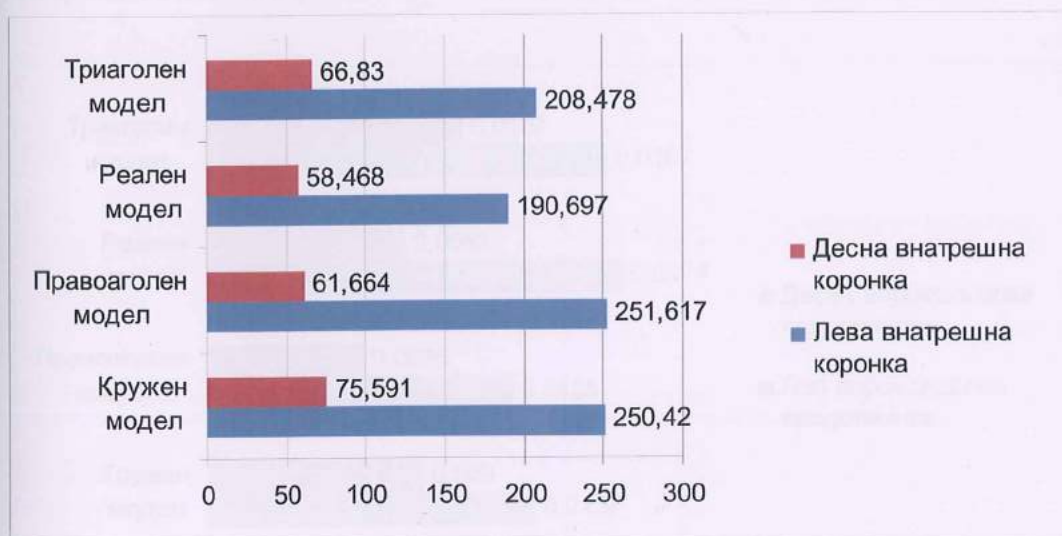
Графикон 5.5 Графички приказ на напонските состојби земени од табела 5.7.



Табела 5.8. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со подеднакви сили од двете страни (МПа).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	250.42	75.591
Правоаголен	251.617	61.664
Реален	190.697	58.468
Триаголен	208.478	66.83

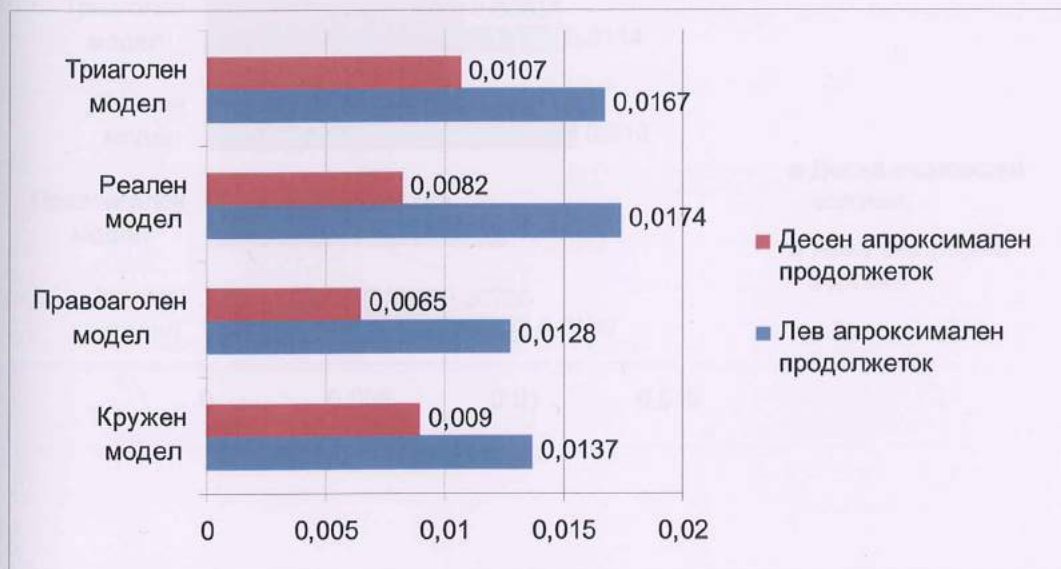
Графикон 5.6. Графички приказ на напонските состојби



Табела 5.9. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со подеднакви сили од двете страни (мм).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	0,0137	0.0090
Правоаголен	0.0128	0.0065
Реален	0.0174	0.0082
Триаголен	0.0167	0.0107

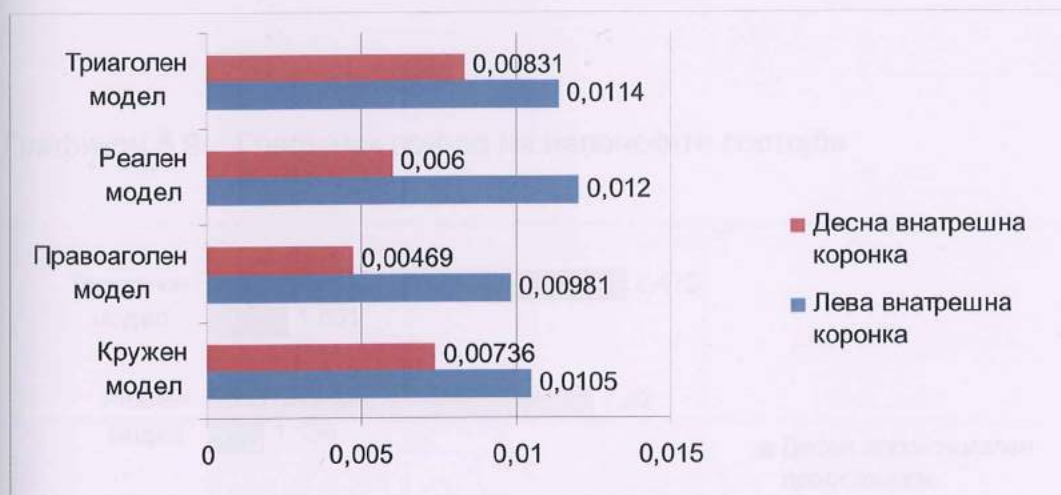
Графикон 5.7. Графички приказ на деформационите состојби



Табела 5.10. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со подеднакви сили од двете страни (мм).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	0.0105	0.00736
Правоаголен	0.00981	0.00469
Реален	0.0120	0.0060
Триаголен	0.0114	0.00831

Графикон 5.8. Графички приказ на деформационите состојби

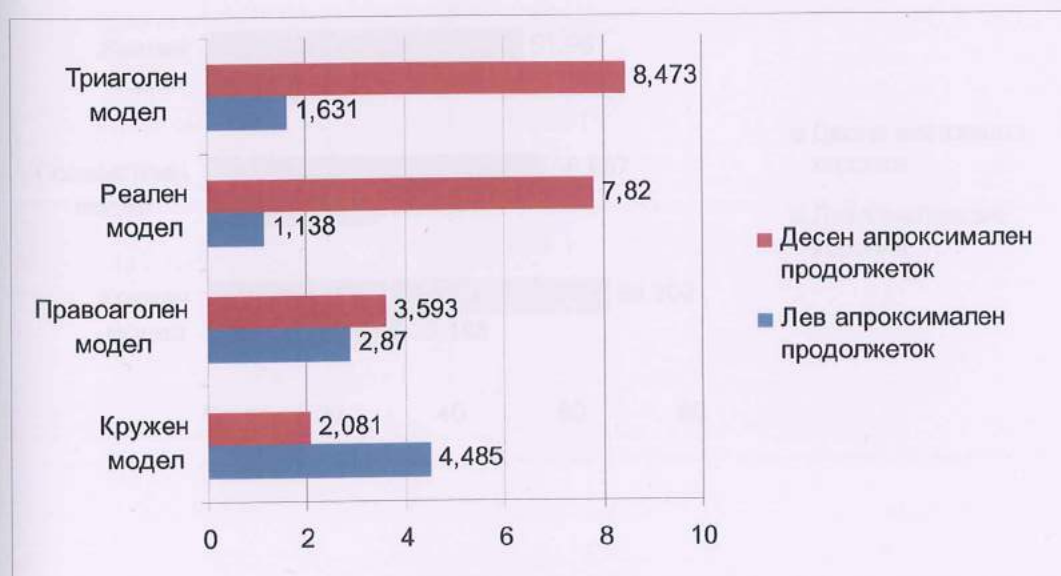


Оптоварување на моделите со сили од десна страна

Табела 5.11. Напонска состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили само од десната страна (МРа).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	4.485	2.081
Правоаголен	2.87	3.593
Реален	1.138	7.82
Триаголен	1.631	8.473

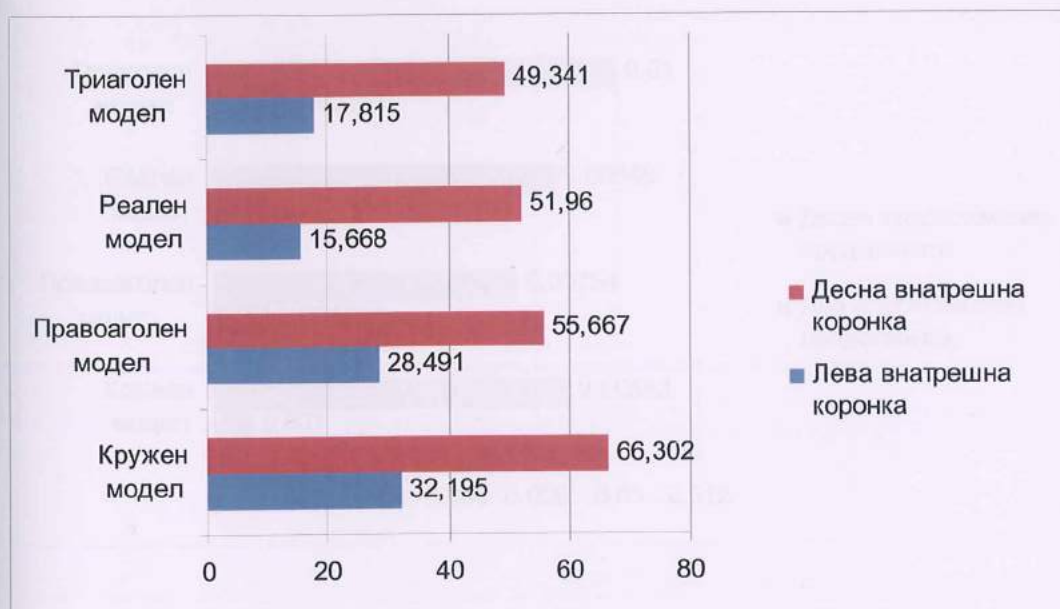
Графикон 5.9. Графички приказ на напонските состојби



Табела 5.12. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили само од десната страна (МПа).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	32.195	66.302
Правоаголен	28.491	55.667
Реален	15.668	51.96
Триаголен	17.815	49.341

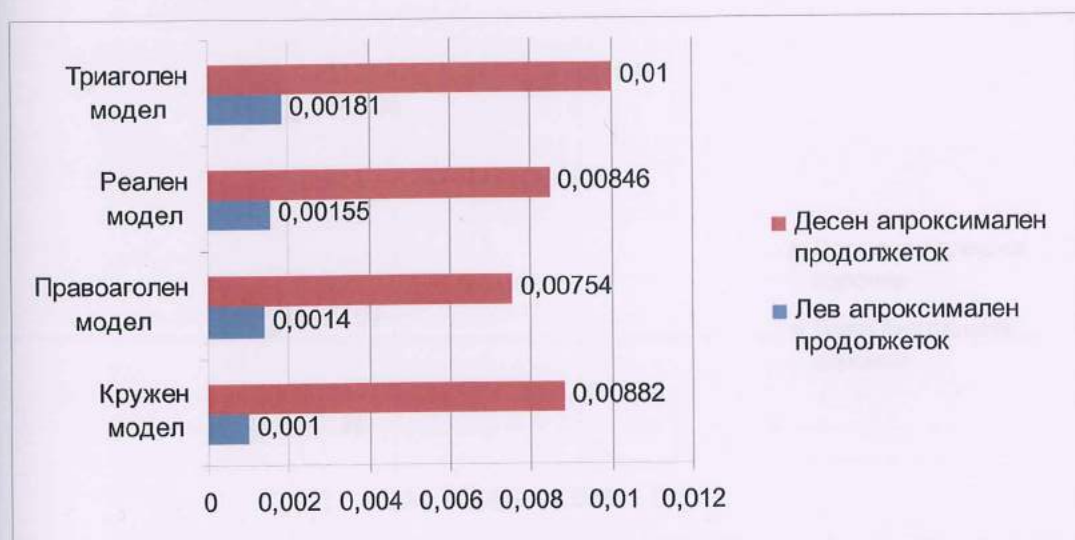
Графикон 5.10. Графички приказ на напонските состојби



Табела 5.13. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили од десна страна (мм).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	0.00100	0.00882
Правоаголен	0.00140	0.00754
Реален	0.00155	0.00846
Триаголен	0.00181	0.01000

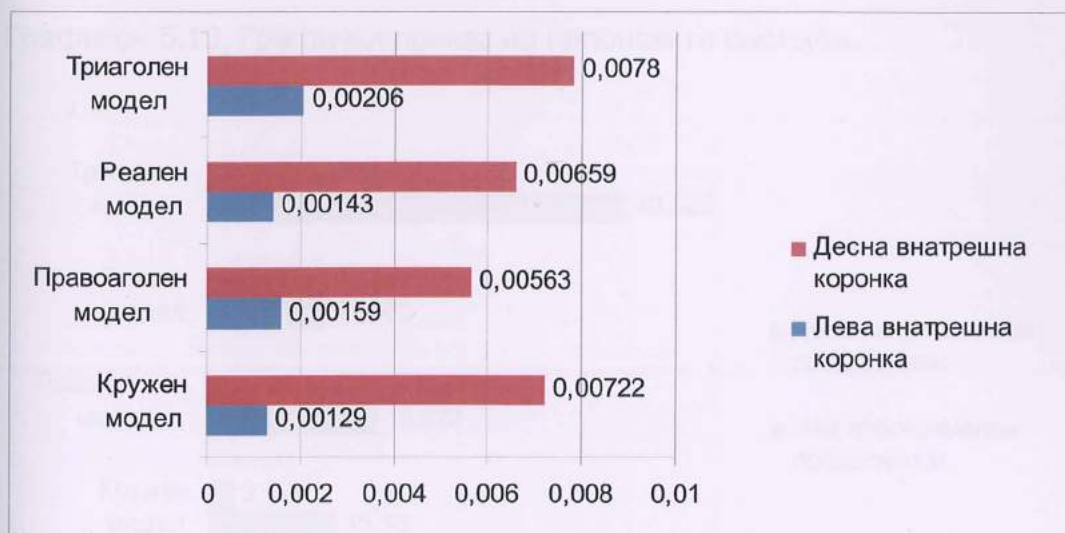
5.11. Графички приказ на напонските состојби



Табела 5.14. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили од десна страна (мм).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	0.00129	0.00722
Правоаголен	0.00159	0.00563
Реален	0.00143	0.00659
Триаголен	0.00206	0.0078

5.12. Графички приказ на деформационите состојби.

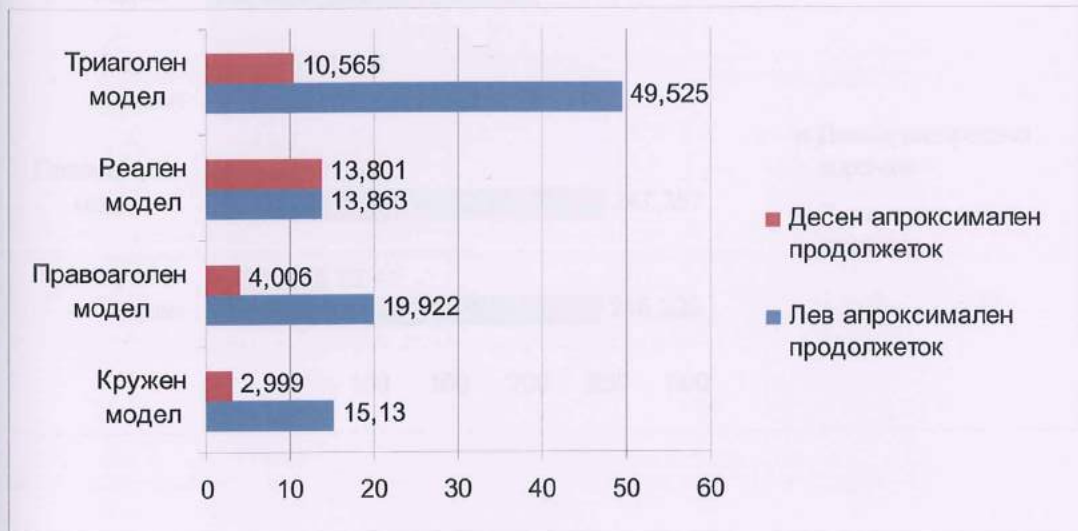


Оптоварување на моделите со сили кај природно забало

Табела 5.15. Напонска состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили кај природно забало (МРа).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	15.13	2.999
Правоаголен	19.922	4.006
Реален	13.863	13.801
Триаголен	49.525	10.565

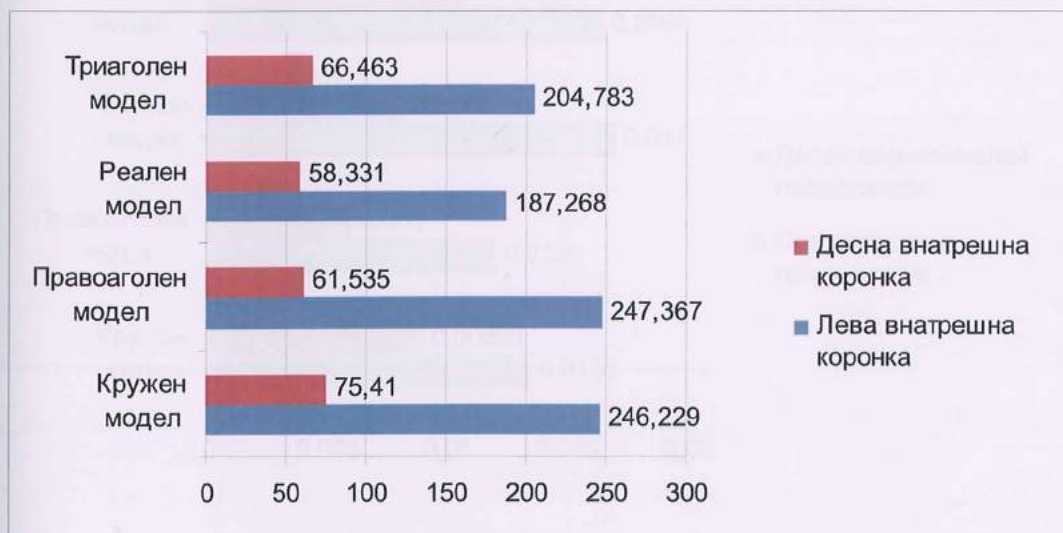
Графикон 5.13. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.16. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили кај природно забало (MPa).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	246.229	75.41
Правоаголен	247.367	61.535
Реален	187.268	58.331
Триаголен	204.783	66.463

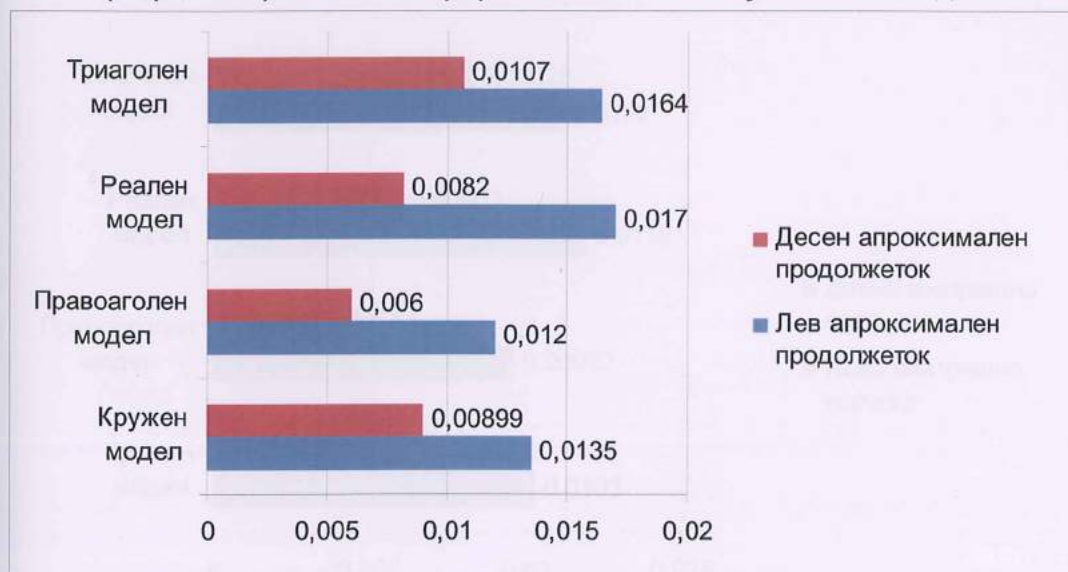
Графикон 5.14. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.17. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили кај природно забало (мм).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	0.0135	0.00899
Правоаголен	0.012	0.006
Реален	0.017	0.0082
Триаголен	0.0164	0.0107

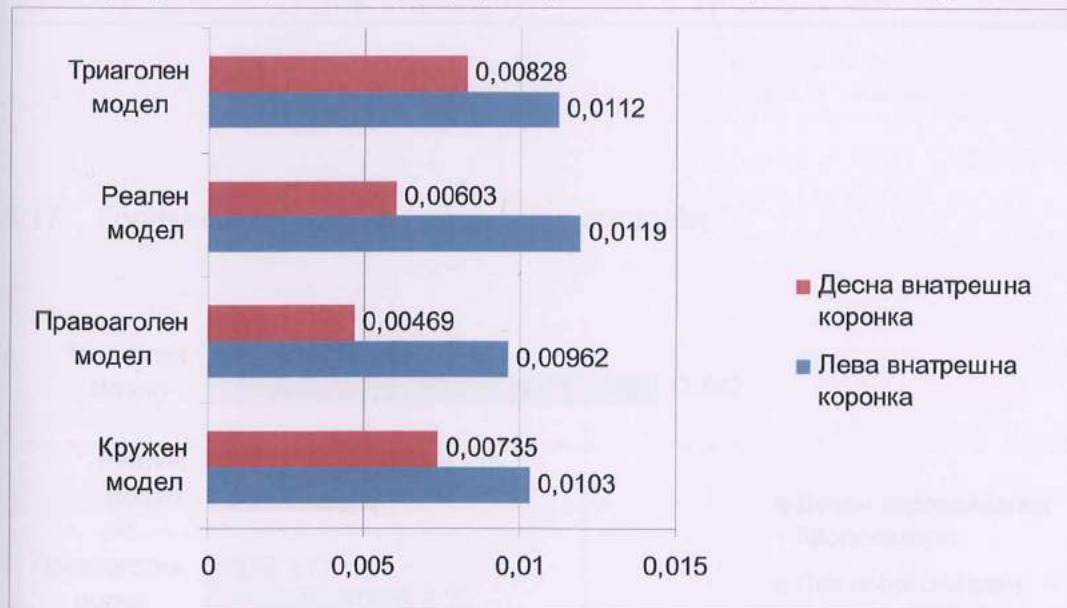
5.15. Графички приказ на деформационата состојба земени од табела 5.17.



Табела 5.18. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили кај природно забало (мм).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	0.0103	0.00735
Правоаголен	0.00962	0.00469
Реален	0.0119	0.00603
Триаголен	0.0112	0.00828

5.16. Графички приказ на деформационите состојби земени од табела 5.18.

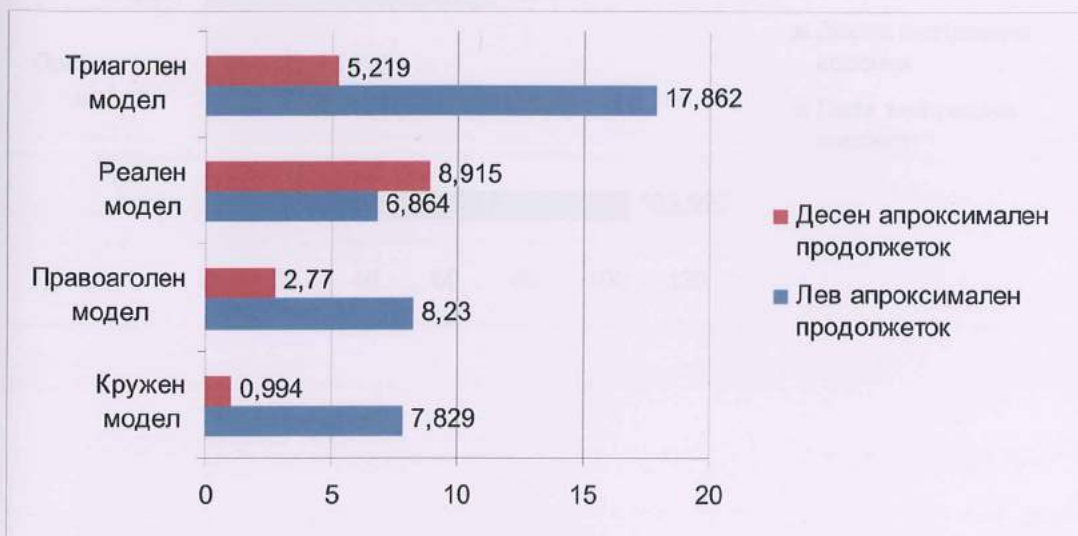


Оптоварување на моделите со сили кои се јавуваат кај суптотални потпчени протези

Табела 5.19. Напонска состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили кај суптотални потпчени протези (MPa).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	7.829	0.994
Правоаголен	8.23	2.77
Реален	6.864	8.915
Триаголен	17.862	5.219

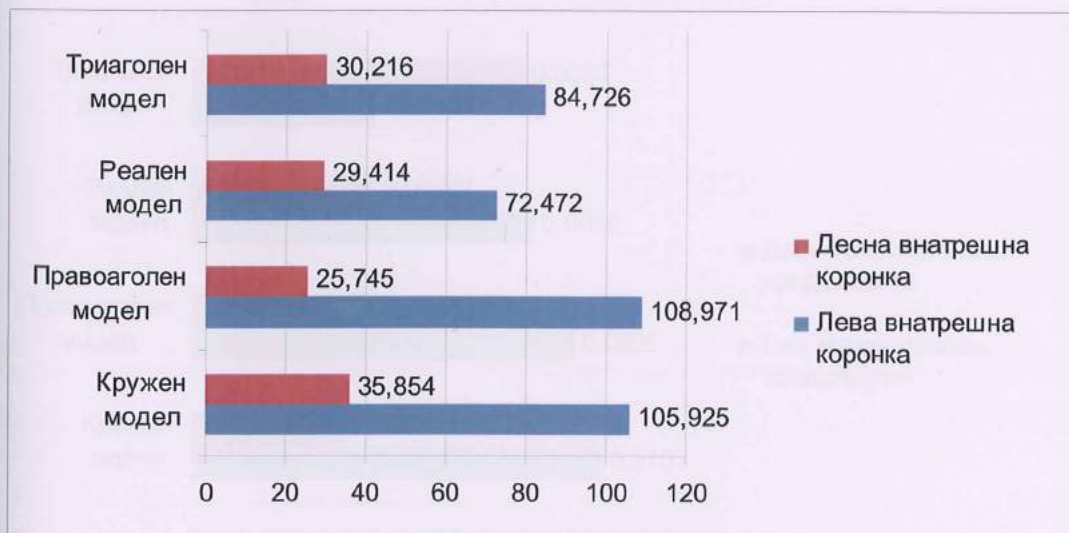
5.17. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.20. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили кај суптотални потпрени протези (МПа).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	105.925	35.854
Правоаголен	108.971	25.745
Реален	72.472	29.414
Триаголен	84.726	30.216

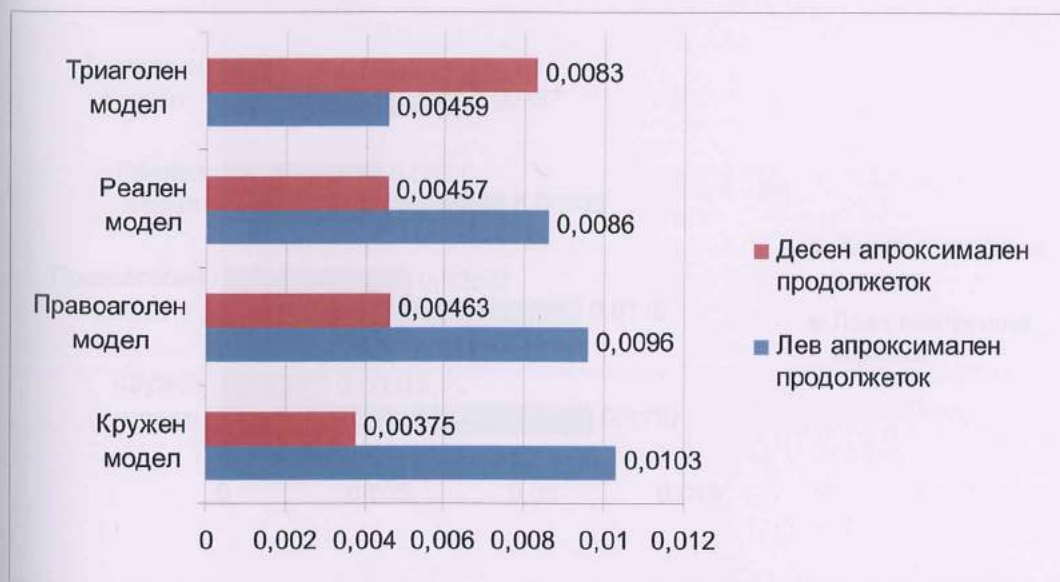
Графикон 5.18. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.21. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили од кај суптотални потпрени протези (мм).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	0.0103	0.0103
Правоаголен	0.0096	0.0096
Реален	0.0086	0.0086
Триаголен	0.00459	0.00459

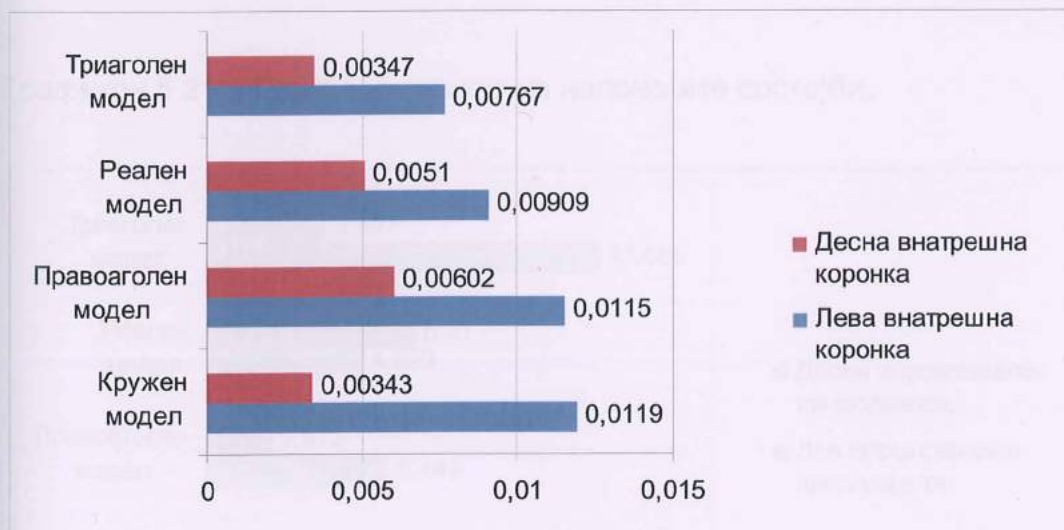
5.18. Графички приказ на деформационите состојби.



Табела 5.22. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили кај суптотални потпрени протези (мм).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	0.0119	0.00343
Правоаголен	0.0115	0.00602
Реален	0.00909	0.0051
Триаголен	0.00767	0.00347

5.19. Графички приказ на деформационите состојби.

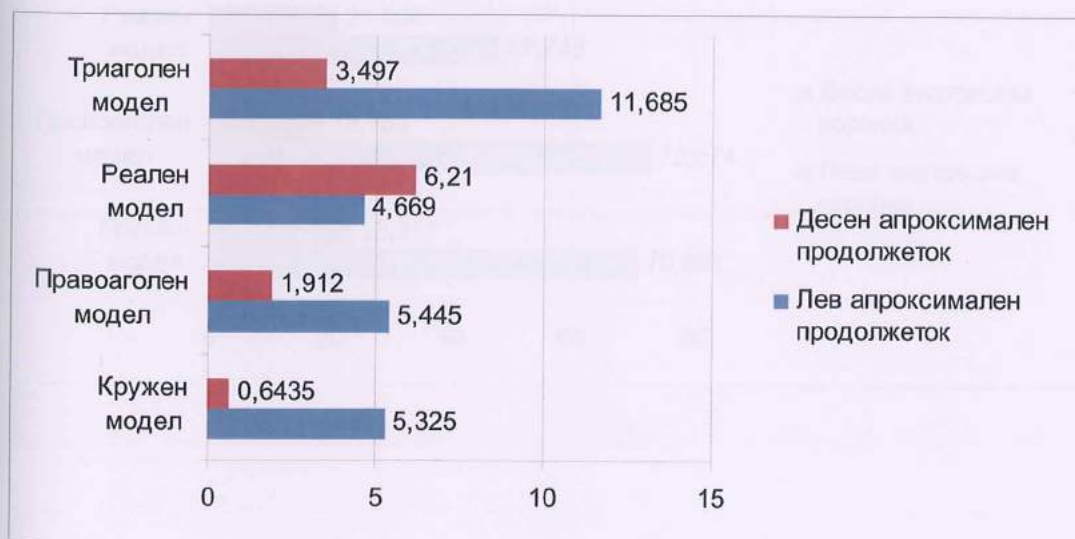


Оптоварување на моделите со сили кои се јавуваат кај класични суптотални протези

Табела 5.23. Напонска состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили кај класични суптотални протези (МПа).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	5.325	0.6435
Правоаголен	5.445	1.912
Реален	4.669	6.21
Триаголен	11.685	3.497

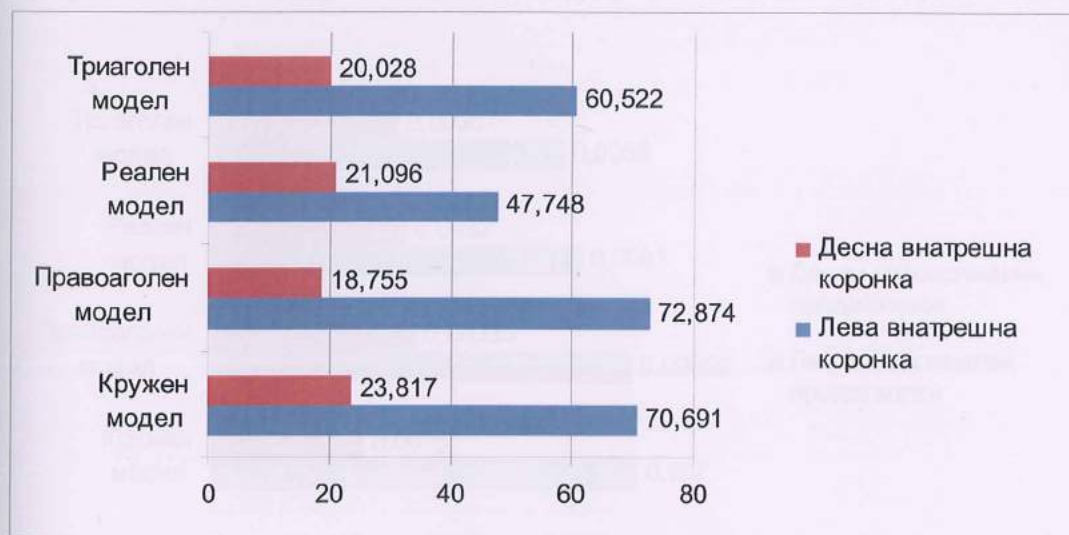
Графикон 5.21. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.24. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили кај класични суптотални протези (МПа).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	70.691	23.817
Правоаголен	72.874	18.755
Реален	47.748	21.096
Триаголен	60.522	20.028

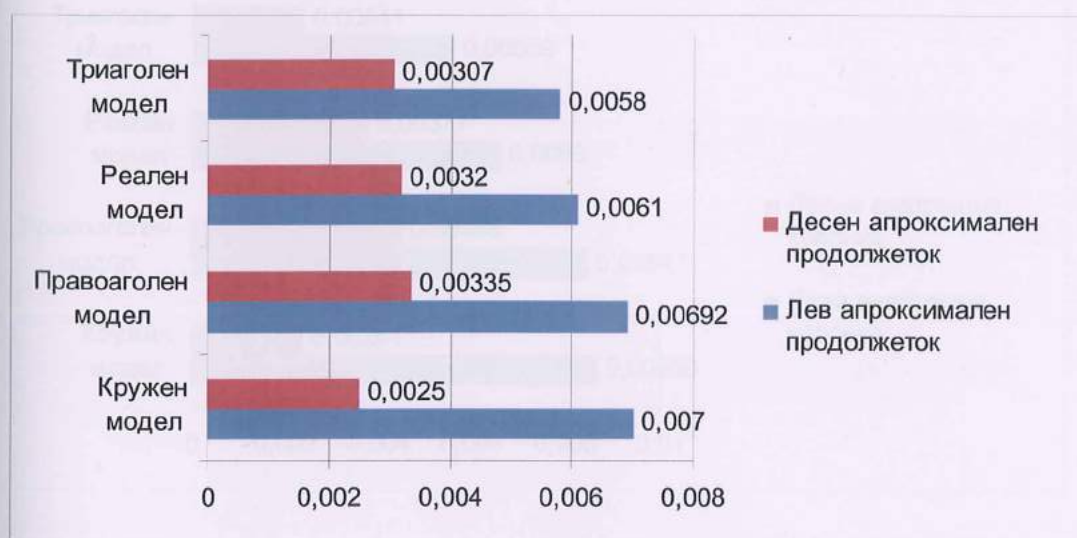
Графикон 5.22. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.25. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили кај класични суптотални протези (мм).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	0.007	0.0025
Правоаголен	0.00692	0.00335
Реален	0.0061	0.0032
Триаголен	0.0058	0.00307

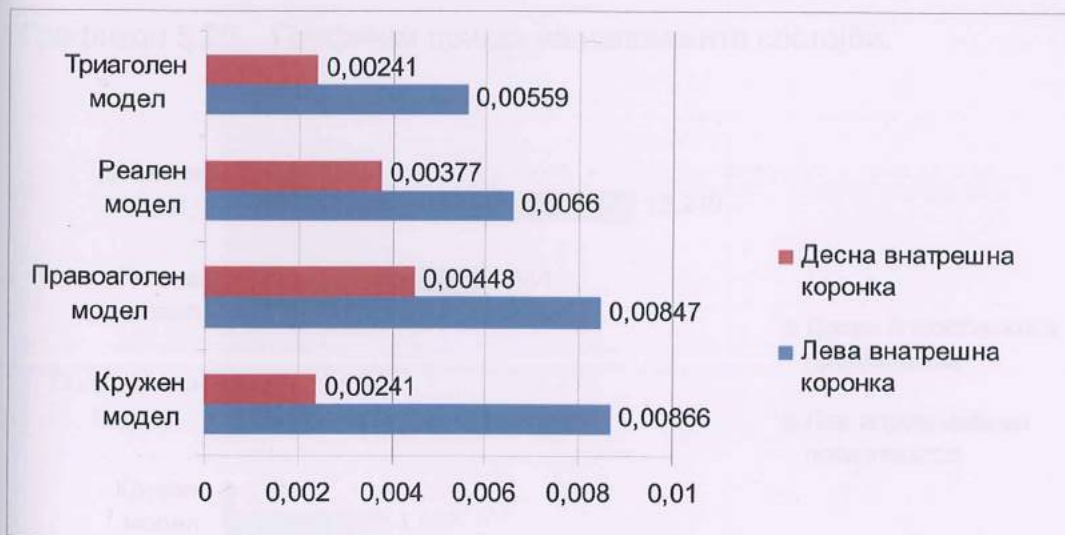
Графикон 5.23. Графички приказ на деформационите состојби.



Табела 5.26. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили кај класични суптотални протези (мм).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	0.00866	0.00241
Правоаголен	0.00847	0.00448
Реален	0.0066	0.00377
Триаголен	0.00559	0.00241

Графикон 5.24. Графички приказ на деформационите состојби.



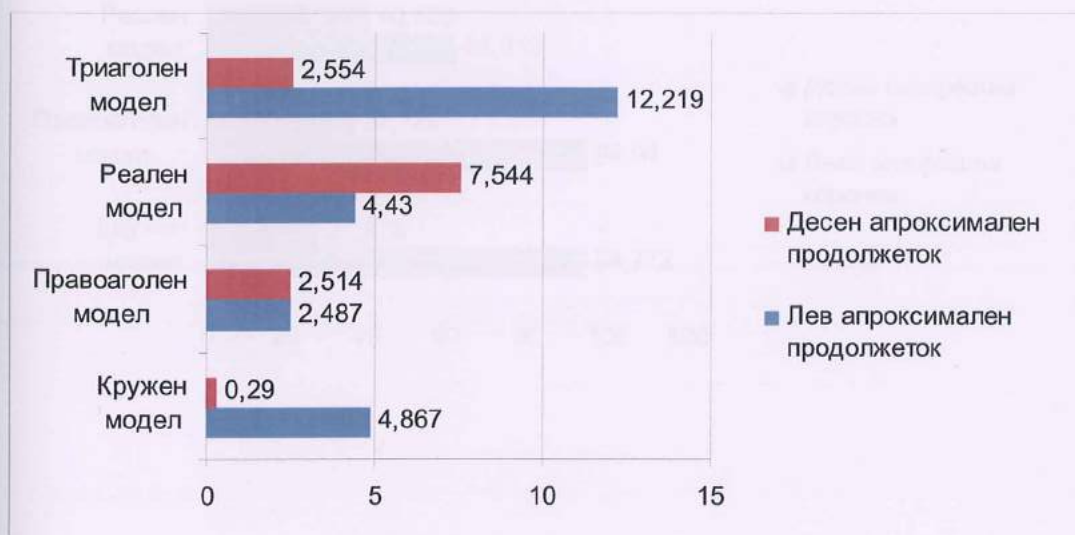
Оптоварување на моделите со сили на канините

Табела 5.27. Напонска состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили на канините (MPa).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	4.867	0.29
Правоаголен	2.487	2.514
Реален	4.43	7.544
Триаголен	12.219	2.554

Графикон 5.25. Графички приказ на напонските состојби.

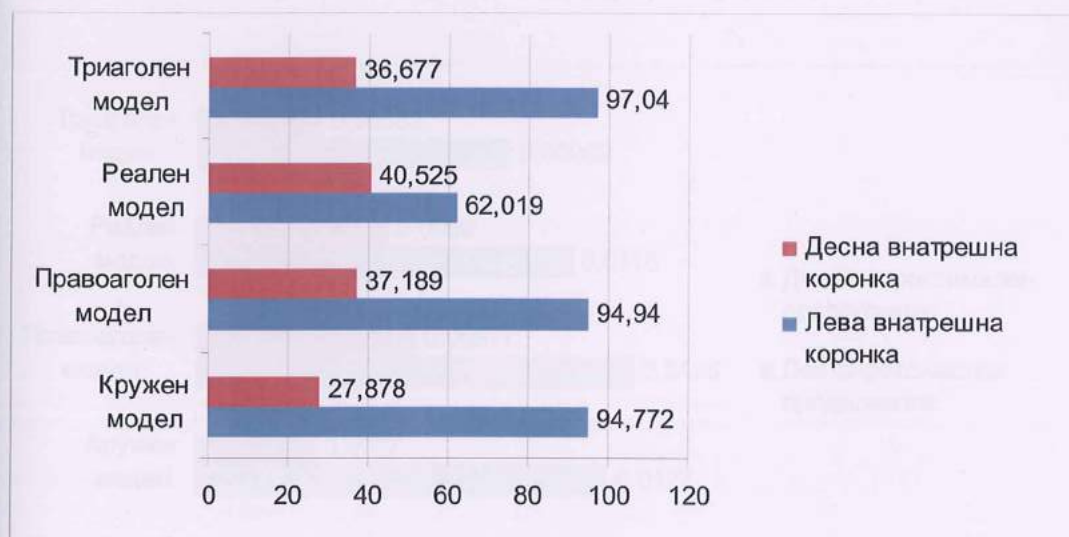
Графикон 5.25. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.28. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили на канините (МПа).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	94.772	27.878
Правоаголен	94.94	37.189
Реален	62.019	40.525
Триаголен	97.04	36.677

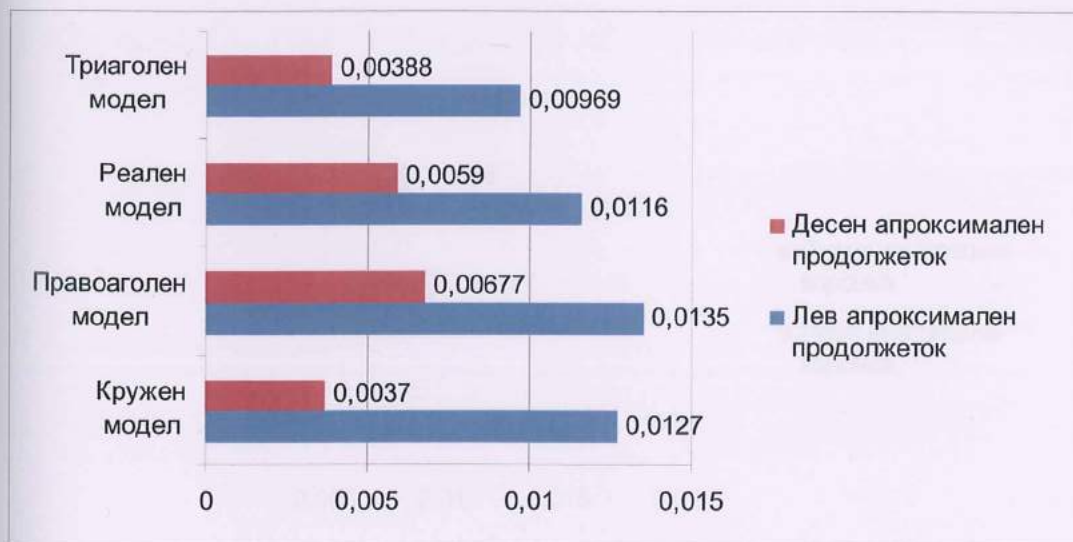
Графикон 5.26. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.29. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили на канините (мм).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	0.0127	0.0037
Правоаголен	0.0135	0.00677
Реален	0.0116	0.0059
Триаголен	0.00969	0.00388

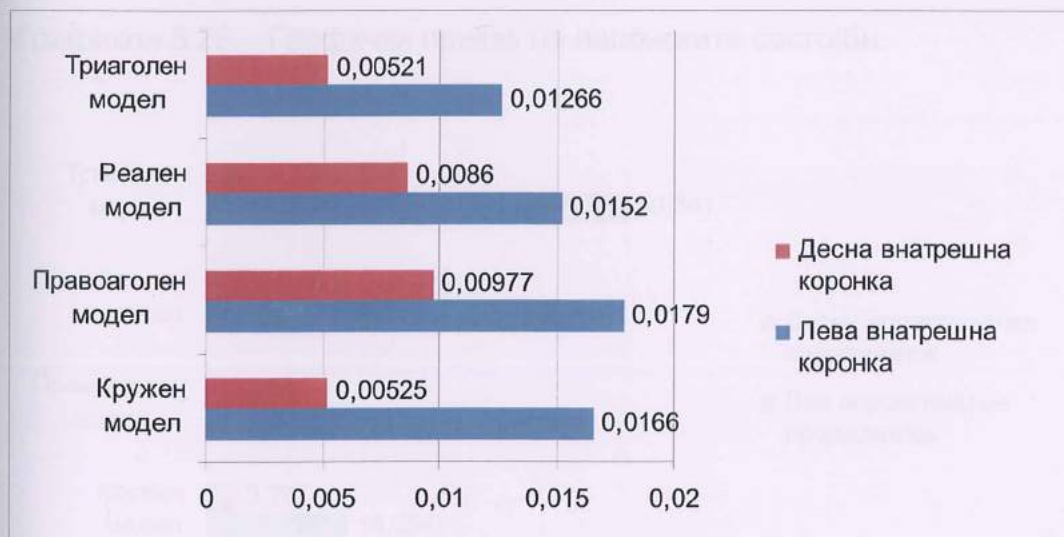
Графикон 5.27. Графички приказ на деформационите состојби.



Табела 5.30. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили на канините (мм).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	0.0166	0.00525
Правоаголен	0.0179	0.00977
Реален	0.0152	0.0086
Триаголен	0.01266	0.00521

Графикон 5.28. Графички приказ на деформационите состојби.

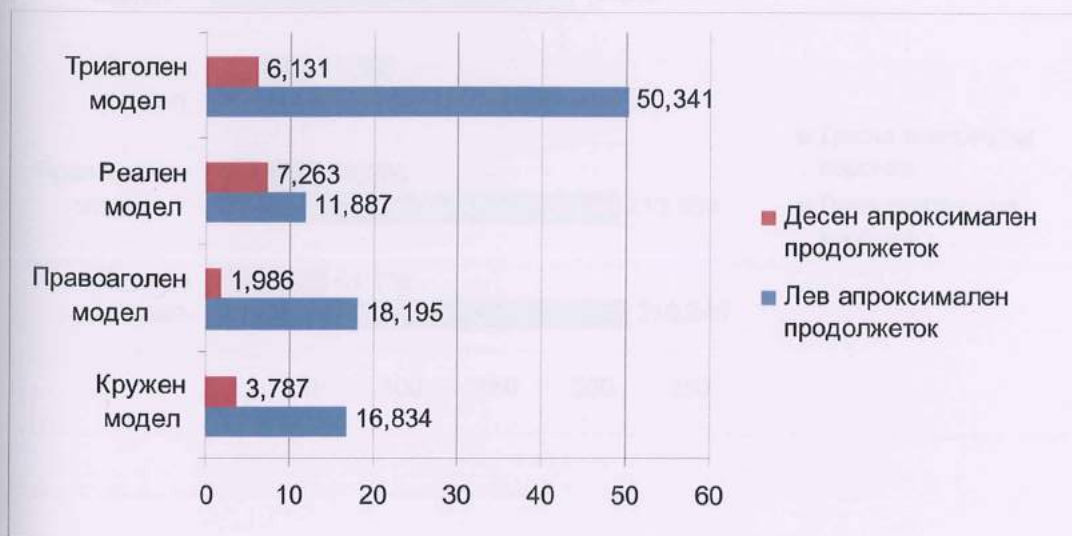


Оптоварување на моделите со сили на цвакален центар

Табела 5.31. Напонска состојба на премиот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили на цвакален центар (МРа).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	16.834	3.787
Правоаголен	18.195	1.986
Реален	11.887	7.263
Триаголен	50.341	6.131

Графикон 5.29. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.32. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили на цвакален центар (МПа).

Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	219.245	61.236
Правоаголен	213.984	58.296
Реален	180.251	51.596
Триаголен	189.88	56.037

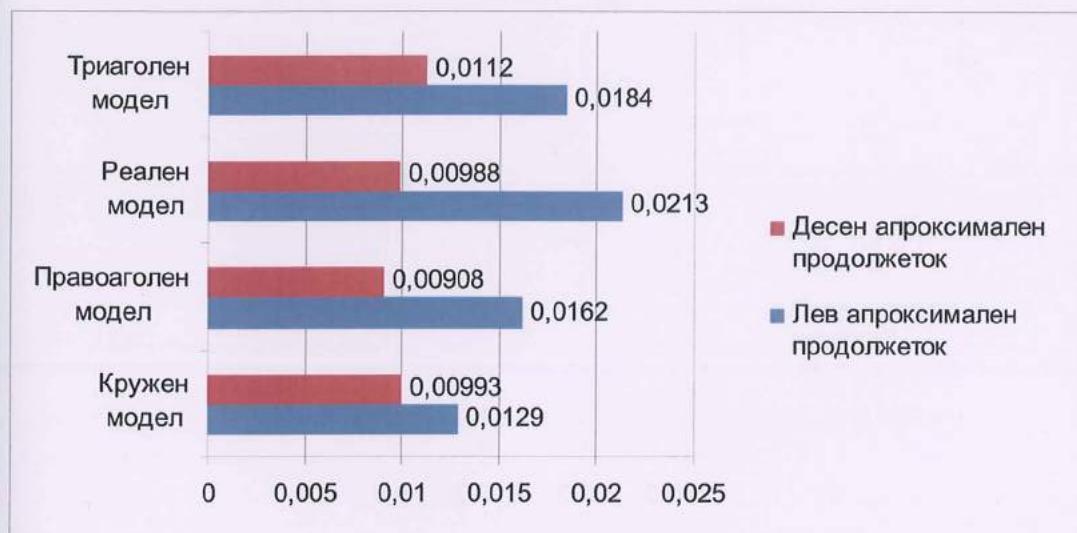
Графикон 5.30. Графички приказ на напонските состојби.



Табела 5.33. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за сите четири модели при оптоварување со сили на цвакален центар (мм).

Модел	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Кружен	0.0129	0.00993
Правоаголен	0.0162	0.00908
Реален	0.0213	0.00988
Триаголен	0.0184	0.0112

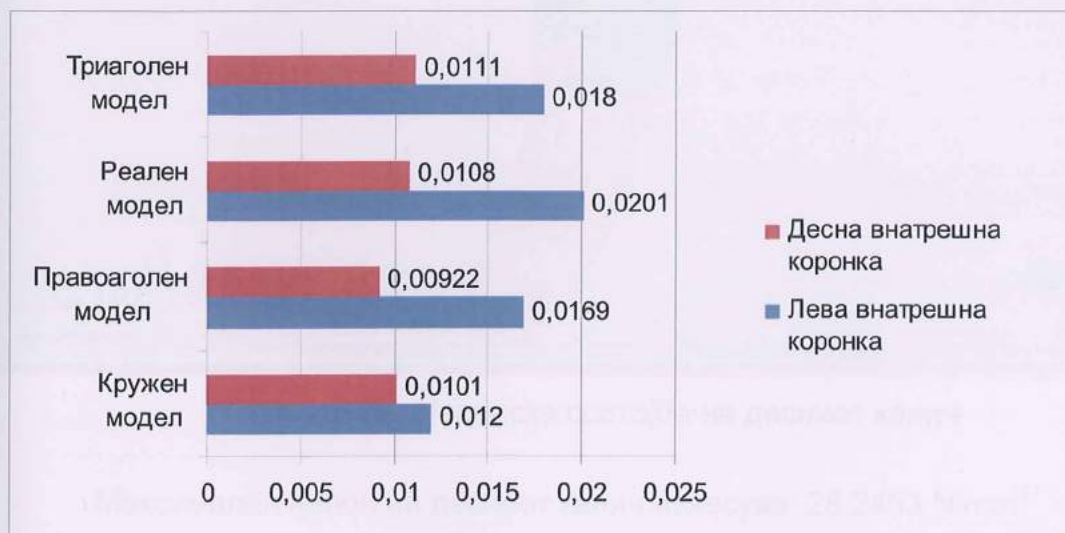
Графикон 5.31. Графички приказ на деформационите состојби.



Табела 5.34. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за сите четири модели при оптоварување со сили на цвакален центар (мм).

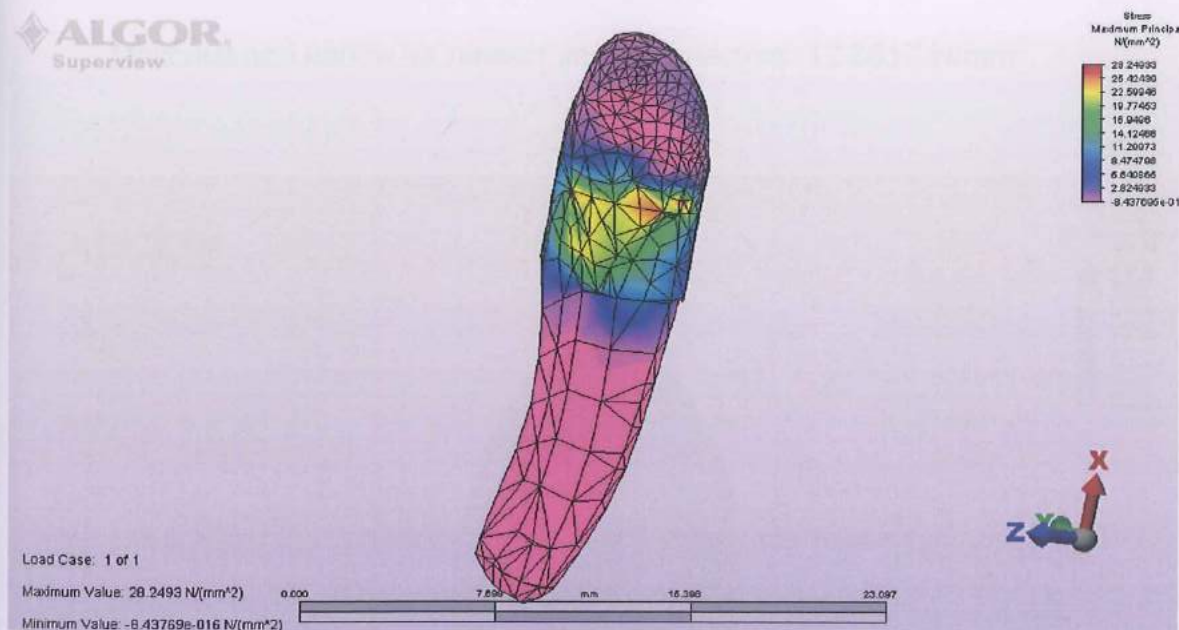
Модел	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Кружен	0.012	0.0101
Правоаголен	0.0169	0.00922
Реален	0.0201	0.0108
Триаголен	0.018	0.0111

Графикон 5.32. Графички приказ на деформационите состојби.



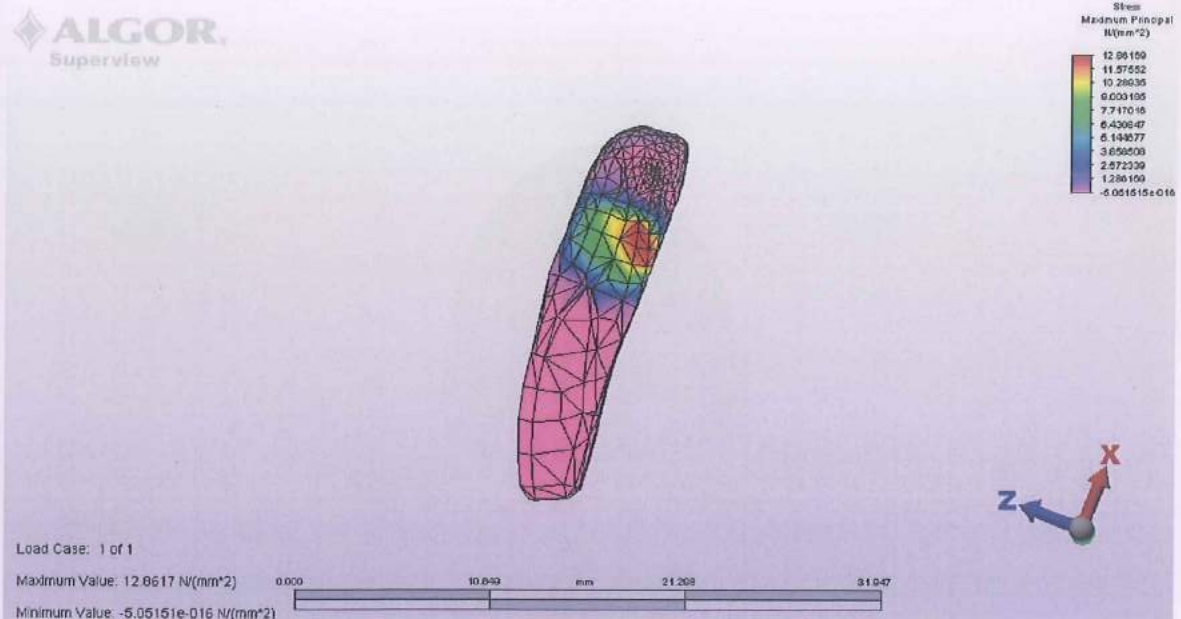
Визуелен приказ на напонската состојба на поединечните елементи од моделот при оптоварување со подеднакви сили од двете страни

Екстремниот случај на оптоварување со максимални подеднакви сили од двете страни го разгледаваме и поединечно на секој елемент од моделот, при што се добија следните резултати:



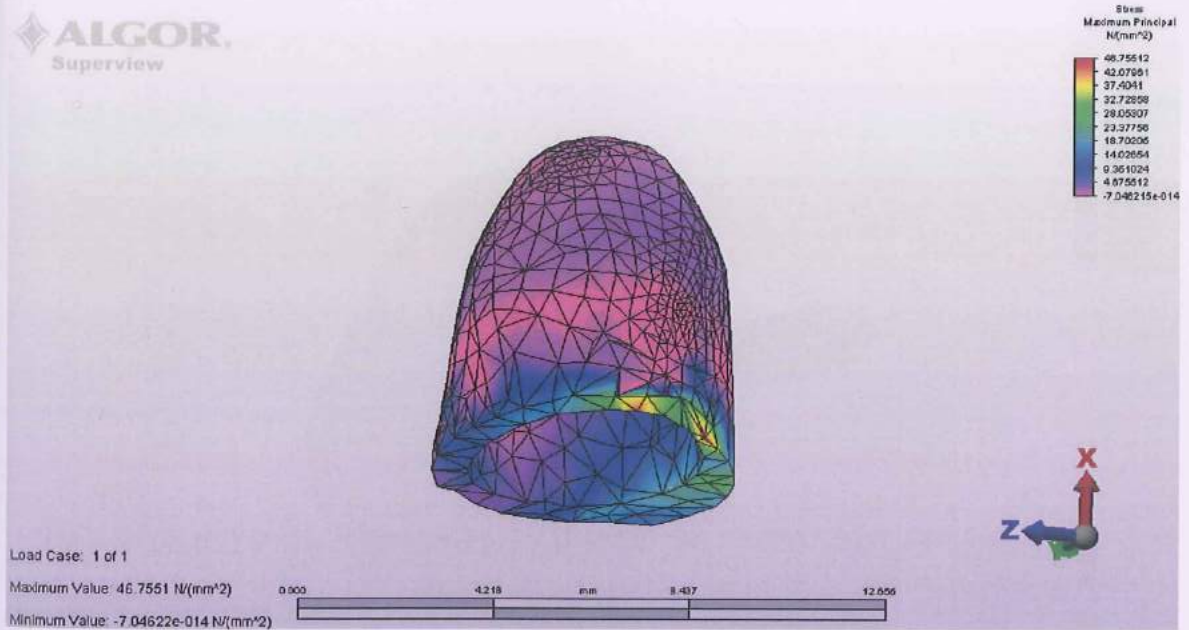
Слика 5.15. Напонска состојба на десниот канин

Максимален напон на десниот канин изнесува: 28.2493 N/mm^2



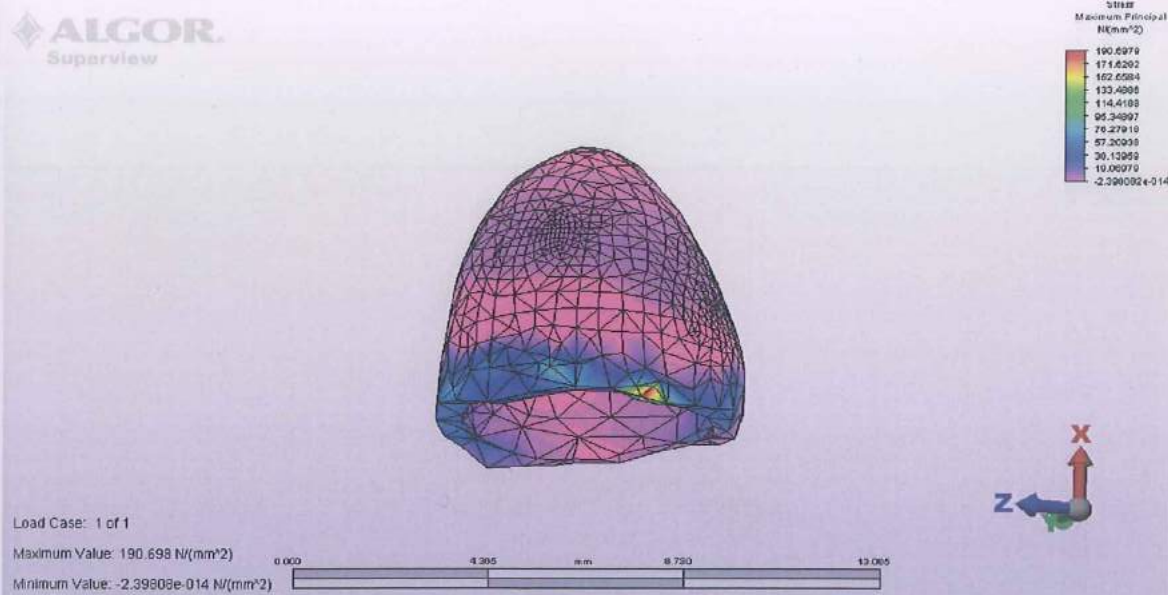
Слика 5.16. Напонска состојба на левиот канин

Максимален напон на левиот канин изнесува: 12.8617 N/mm^2



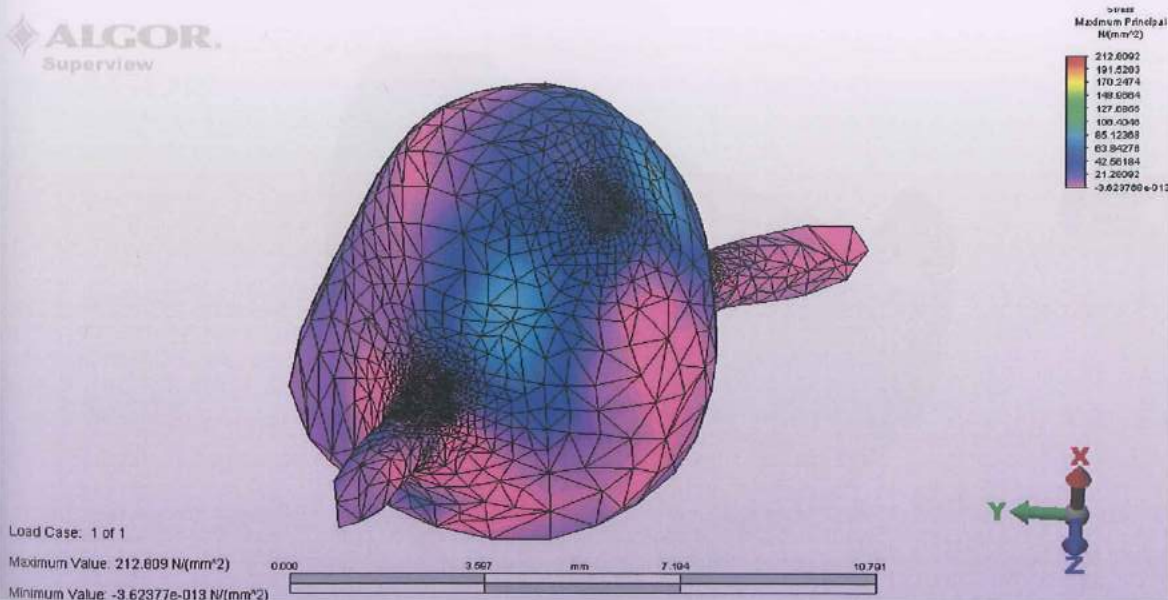
Слика 5.17. Напонска состојба на десната внатрешна коронка

Максимален напон на десната внатрешна коронка изнесува: 46.7551 N/mm^2 , што е помал од границата на течење на материјалот од кој е изработена: реманиум CSe = 580 N/mm^2



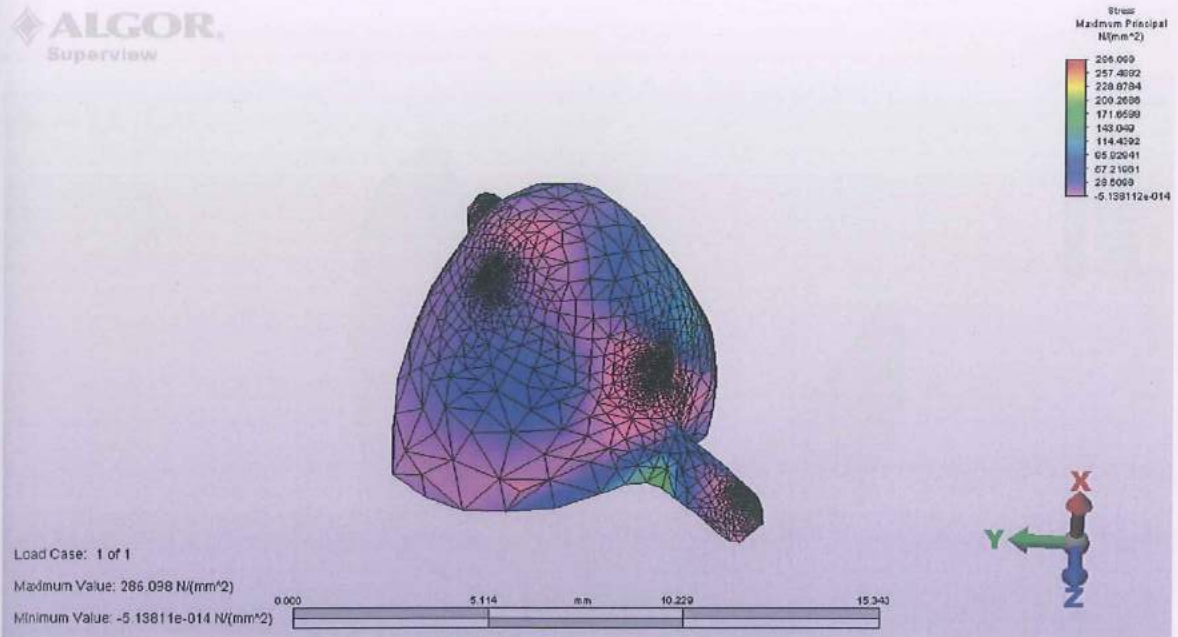
Слика 5.18. Напонска состојба на левата внатрешна коронка

Максимален напон на левата внатрешна коронка изнесува: 190.698 N/mm², што е помал од границата на течење на материјалот од кој е изработена: реманиум CSe = 580 N/mm²



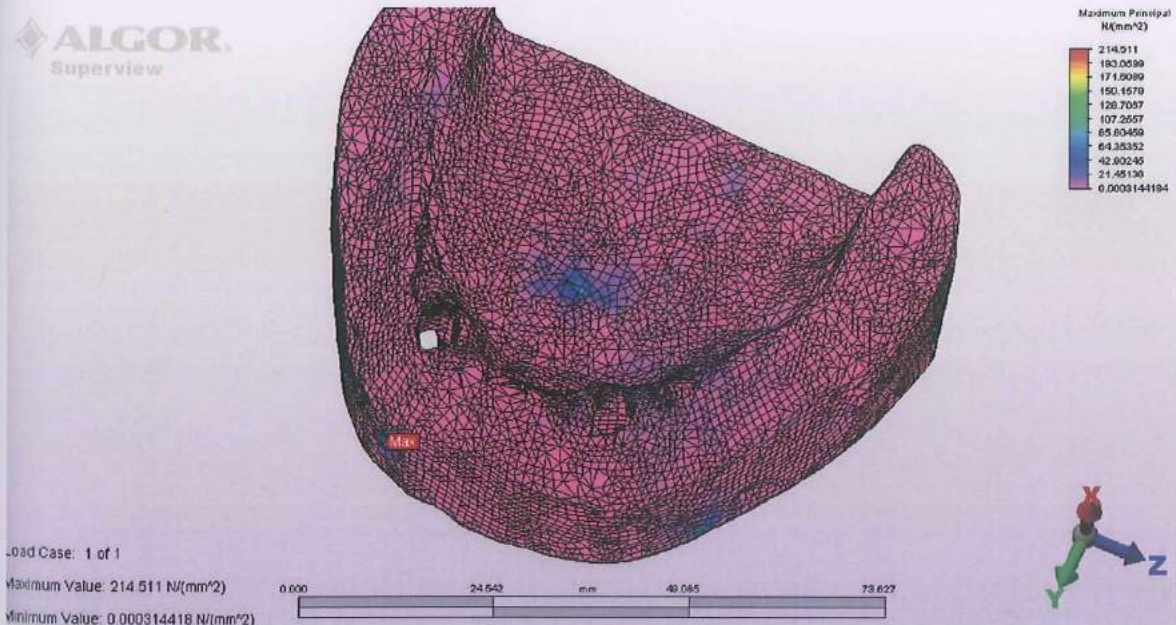
Слика 5.19. Напонска состојба на десната надворешна коронка

Максимален напон на десната надворешна коронка изнесува: 212.809 N/mm², што е помал од границата на течење на материјалот од кој е изработена: реманиум CSe = 580 N/mm²



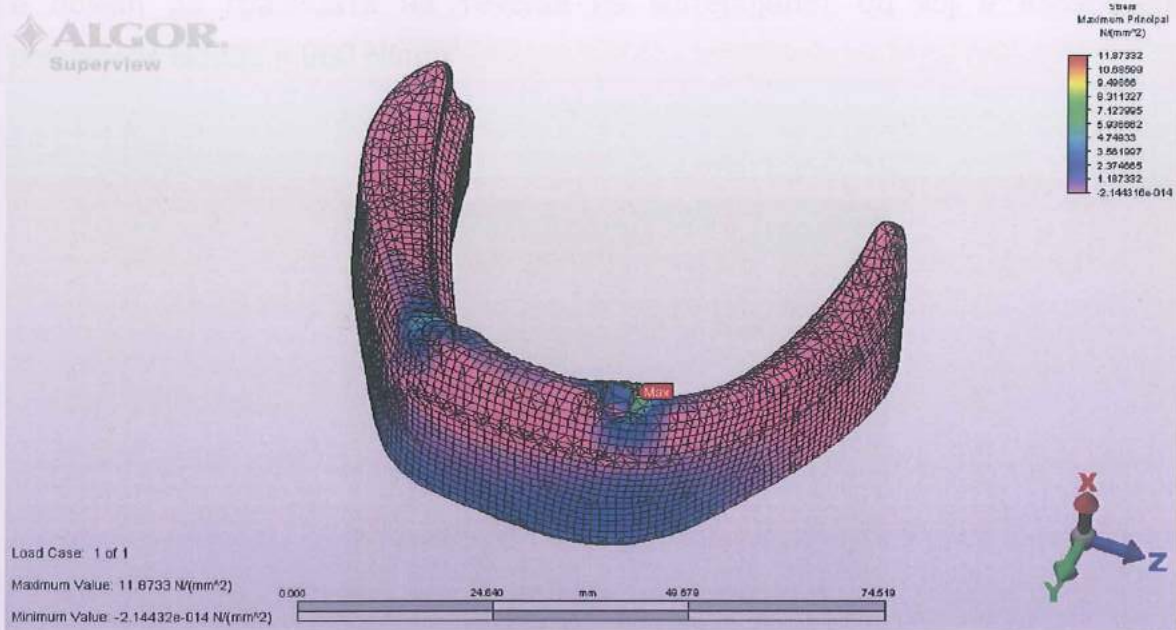
Слика 5.20. Напонска состојба на левата надворешна коронка

Максимален напон на левата надворешна коронка изнесува: 286,098 N/mm², што е помал од границата на течење на материјалот од кој е изработена: реманиум CSe = 580 N/mm²



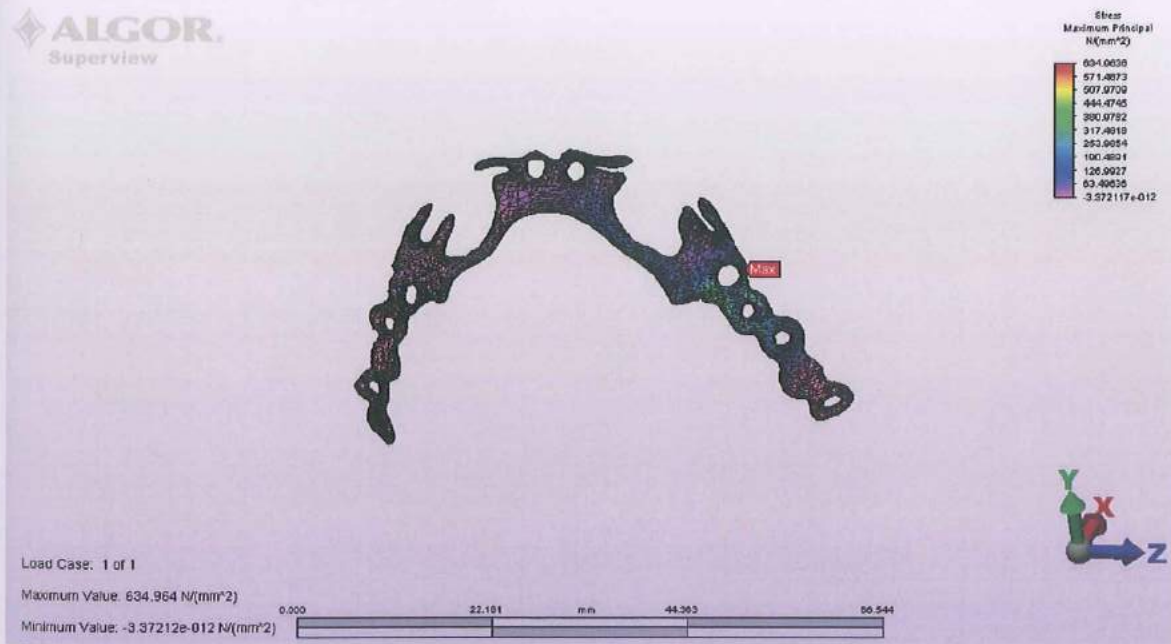
Слика 5.21. Напонска состојба на гингивата

Максимален напон на гингивата изнесува: 214.511 N/mm²



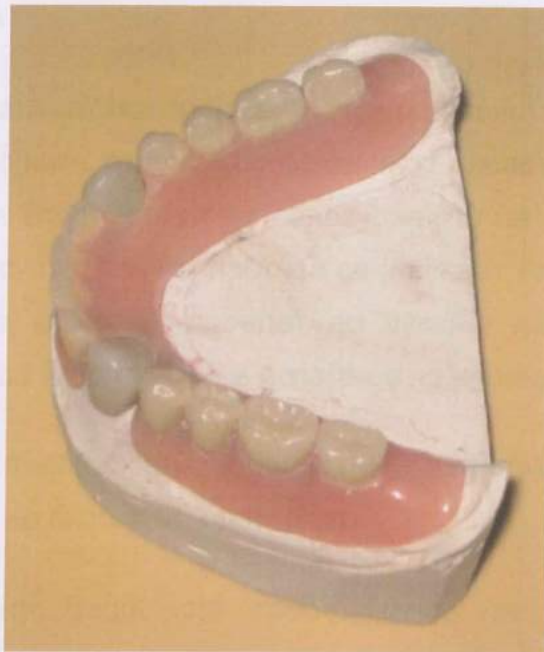
Слика 5.22. Напонска состојба на алвеоларната коска

Максимален напон на алвеоларната коска изнесува: $11.8733 N/mm^2$



Слика 5.23. Напонска состојба на металниот скелет

Максимален напон на металниот скелет изнесува: 634.964 N/mm^2 , што е помал од границата на течење на материјалот од кој е изработен: реманиум G800+ = 960 N/mm^2



Слика 5.24. Приказ на изработена суптотална телескоп протеза

6. ДИСКУСИЈА

Во секојдневната стоматолошка пракса се користат различни облици на поврзување на двојните коронки со металниот скелет на парцијалните и суптоталните протези. Во пределот на поврзувањето на двојната коронка со металниот скелет на суптоталната протеза се јавуваат големи концентрации на напоните кои што може да доведат до пукање на врската, при што посредно може да дојде и до пукање и испаѓање на коронката.

Во овој труд е анализирана напонската и деформациона состојба на сите составни делови на склопот на протезата.

Планирањето на било која конструкција, па и стоматолошката надградба, бара познавање на напонската и деформациона состојба во различни услови на оптеретување. Секако дека сликата на напонската и деформационата состојба во средина каква што е усната празнина со своите биолошки карактеристики и функционални и парафункционални сили, естетски барања и ограничени просторни можности, има голем број на специфичности. Сепак, без разлика на сите тие специфичности, биолошката структура на стоматогениот систем под дејство на силите на цваќање претставува идентичен систем на физички законитости како и кај други, поедноставни конструктивни системи.

Ако од една страна, при планирањето на конструкциите се водиме првенствено од условот на крутоста, во овој случај би требало да добиеме деформациона состојба еднаква на нула деформации и со тоа во усната празнина би добиле една предимензионирана конструкција.

Од друга страна, ако сакаме да критериумот за планирање на конструкцијата биде поврзан со грациозноста на конструкцијата поставена во устата на пациентот, тогаш ќе се добие иста форма на конструкцијата како и

во првиот случај, меѓутоа попречните пресеци ќе бидат со значително помали димензии. Во тој случај, критериумот за крутоста нема да биде задоволен, а напоните ќе ги надминуваат соодветните физичко механички карактеристики на материјалите од кои е изграден системот.

Според тоа, треба да се најде едно компромисно решение кое ќе ги балансира биолошките критериуми, крутоста и деформабилноста. Овој факт го прави проблемот исклучително комплексен.

Геометрискиот облик на конструкцијата е тродимензионален. Кога на база на пресметувања ќе се дојде до соодветна геометрија, апроксималните продолжетоци ќе бидат со различна димензија кај пациенти со различни големини на забите иако геометрискиот облик ќе биде ист.

Видовите на оптоварувања кои што се среќаваат во устата се карактеризираат со нивното статичко дејство, динамичко дејство, променливо, правилно и неправилно оптоварување. Најголемите сили кои што може да бидат произведени од мускулниот систем се дефинираат како потенцијални сили и се разликуваат од индивидуа до индивидуа.

Математичкиот модел со примена на методот на конечни елементи може да се разликува во степенот на физичката апроксимација на реалниот модел. Наједноставна апроксимација секако е со линиски елементи, кои што претставуваат многу груба идеализација на реалниот модел, а со тоа и на реалното однесување, напонска и деформациона состојба, па затоа ретко, скоро и никогаш не се користени.

Нешто порелана апроксимација се добива со користење на дводимензионални конечни елементи. Ваквите модели даваат доста квалитетна слика на напонската и деформационата состојба, и во периодот на почетниот развој на компјутерската техника и развој на МКЕ се користени.

Тродимензионалните елементи или дводимензионалните елементи добиени со дегенерирање на нивните „базични“ тродимензионални елементи пружаат можности за најсоодветна апроксимација на реалниот модел. Добиената напонска и деформациона состојба е одраз на реалното

однесување на целиот систем, а воедно се добиваат и напоните и деформациите во секој поединечен дел од системот (метален, коскен, гингива и сл.). Овој начин на апроксимација на реалниот систем е применет и во магистерскиот труд.

Материјалите на секој дел од системот се дефинирани преку нивните еластомеханички карактеристики. Еластичните својства подразбираат дека материјалот ќе се деформира под дејство на одредено оптоварување, но веднаш по престанување на дејството на оптоварувањето, тој се враќа во првобитната, рамнотежна состојба. Во колку се оптоварувањата многу големи, во материјалите се јавуваат напони и деформации кои што ги надминуваат граничните вредности, а со тоа во материјалот се јавуваат трајни деформации кои што остануваат и после престанување на дејството на оптоварувањата. Целта на анализата на системот е да се дојде до такви димензии и облици на секој дел, да не се случи појава на овие трајни деформации.

Еластомеханичките карактеристики на материјалите се дефинирани преку модулот на еластичност (E), Поасоновиот коефициент (ν), модулот на лизгање (G) и волуменската тежина (γ). Мерната единица за модулот на еластичност (најважната карактеристика на материјалите), а во исто време и напоните, е МПа, што претставува N/mm^2 . За секој материјал е определена, односно усвоена од литературата и граничната носивост во истата мерна единица. Ова овозможува да се добие претстава за еластичното однесување на материјалите, односно колку е системот далеку, односно блиску до појавата на трајни деформации.

Во анализата на напонската состојба се користени главните напони (σ_{max} и σ_{min}). Овие напони како векторски големини се во најнеповолниот правец, а во зависност од состојбата на оптоварувањето, како и геометријата на одреден дел од системот. Во литературата се среќава и користење на VonMises напоните, но во тој случај е потребно да се дефинираат други вредности на граничните вредности на напоните на материјалите.

Во претходното поглавје 5 (резултати) дадена е табеларно, сликовито и преку графици напонската и деформационата состојба во поедините делови од системот. Од добиените резултати за напонската состојба на апроксималните продолжетоци на надворешните конус коронки, максималните напони се регистрирани на преминот оддносно врската на надворешната конус коронка и дисталниот апроксимален продолжеток. Со ова се докажува местото на најголемата концентрација на напони оддносно напони на затегнување, што е причина за најчестите фрактури на апроксималните продолжетоци или пукнатини на фасетата на надворешната конус коронка, после одреден период на користење на овие протетички надокнади. Напоните се повисоки при оптоварување со поголеми сили, како што се силите кај природно забало и максималните подеднакви сили од двете страни. Разликите во максималните напони при оптоварување со сили кај суптотални потпрени протези и сили кај класични суптотални протези не се големи бидејќи и разликата на силите не е голема. При дејство на сили само на канините и само во цвакалниот центар, максималните напони се нешто повисоки во случаевите при дејство на силите во цвакален центар. Кога оптоварувањето е зададено асиметрично, со сили само од десната страна, на канини и цвакален центар, евидентно е поголем максималниот напон во десниот апроксимален продолжеток. Деформационите состојби на апроксималните продолжетоци се во сооднос со напонските вредности за сите седум случаи на оптоварувања.

Овие вредности може да се споредат со максималните напони добиени во анализите на Ivica Stančić³⁰. Вредноста на максималниот напон на надворешната коронка изнесува 24.9 MPa и е локализиран на врската на апроксималниот продолжеток со надворешната коронка. Максималната деформација изнесува 0.07 mm. Вредностите се добиени за оптоварување со интензитет на сила од 400 N. Овие вредности на максималните напони се во границите на вредностите на максималните напони изнесени во нашата студија.

Во нашата анализа добиени се и напоните на внатрешните коронки. Максималните напони се регистрираат по должината на цервикалната ивица на коронките. Нивните вредности изнесуваат од 21.096 MPa при

најмалите сили на оптоварување, кај класични суптотални протези, до најголемите вредност на максималниот напон од 190.697 МПа при оптоварување со сили кај природно забало или со подеднакви сили во фронтот и бочната регија. Овие напони се пониски од вредностите на течењето на материјалот. Овде може генерално да се спомене дека сите добиени напони се помали од граничните вредности. Ова покажува дека димензиите на анализираниот систем и неговите делови се добро одбрани и обезбедуваат долготрајно користење за намената за која се замислени. Но сепак концентрацијата на критични напони кои доведуваат до фрактури после одреден временски период, се наоѓаат во зоната на врската на апроксималниот продолжеток од надворешната конус коронка со металниот скелет.

Трите облици на апроксимални продолжетоци со кружен, правоаголен и триаголен попречен пресек, направени со нумеричка симулација, беа исто така оптоварени со сите седум типа на сили и споредени со резултатите за напонско-деформациона состојба на реалниот модел. Вредностите на максималните напони и деформационите состојби за сите три симулирани модели беа повисоки при дејство на повисоки сили на оптоварување, исто како и при анализите на реалниот модел. Дадени се и вредностите на напоните и деформациите на нивните соодветни внатрешни коронки. Некои од овие симулирани модели на апроксимални продолжетоци покажаа пониски вредности на дистрибуцијата на напони од вредностите на напонската состојба на реалниот модел. Бидејќи ова се нумеричко симулирани облици, а не реални, не можеме да одбереме еден модел на апроксимален продолжеток, кој би го предложило за негово користење. Но, со создавање на реални модели на овие нумерички симулирани апроксимални продолжетоци и нивна анализа со методот на конечни елементи (МКЕ), може да се добијат веродостојни податоци за напонско деформациона состојба на истите.

Со анализата на испитуваниот модел со МКЕ, добиени се и максималните напони на забите-носачи на конус коронките, односно канините. Максималните напони се регистрирани во цервикалната третина на забната коронка и на преминот во коренскиот дел од забот. Споредено со

податоците од литературата^{15,50,54}, местоположбата на овие напони е очекувана. Во нашето испитување вредностите на максималниот напон на десниот забен носач изнесува 28.25 МПа, а на левиот забен носач изнесува 12.86 МПа. Разликата на вредностите на максималните напони на десниот и левиот забен носач се последица од несиметричноста и нееднаквоста на величините на елементите од 3Д моделот од левата и десна страна. Компарирајќи ги резултатите од литературата според Qiong Li⁵⁴, за максиларниот втор молар под дејство на вертикална сила од 170 N, максималниот напон изнесува 17.3 МПа, а според Chang изнесува 24.0 МПа. Во студијата на Milewski²³, максималниот напон на инцизивите при оптоварување со сила од 200 N изнесува 15 МПа, максималниот напон на канините изнесува 7 МПа при оптоварување со сила од 110 N, максималниот напон на моларите изнесува 16 МПа при оптоварување со сила од 70 N. Вредностите на максималните напони на забните носачи, во нашата студија се во рамките на оптималните вредности за забите, споредено со податоците од литературата. Овие податоци укажуваат на оправданоста за изработка на оваа протетичка конструкција и на нејзината високо профилактичка вредност.

Оправданоста на испитуваната протетичка конструкција се докажува и со вредностите на напоните регистрирани на гингивата и алвеоларната коска кои се во границите на нормалните вредности. Максималниот напон на коската е во пределот на алвеолите на забните носачи и изнесува 11.02 МПа. Максималниот напон на гингивата е регистриран во пределот на границата на припојната гингива и изнесува 214.6 МПа. Според резултатите на Ivica Stančić³¹, максималниот напон во алвеолата на забниот носач изнесува 9.08 МПа што е доста блиску со вредностите добиени во нашите анализи. M. Opa⁴¹ регистрира максимални напони во лабијалната и цервикална третина на алвеолата со вредности од 13.47 МПа до 16.94 МПа, а Lu³⁹ регистрира напони од 7.20 МПа во случаи со покривни протези.

Вредностите на максималните напони на притисок на надворешните и внатрешните конус коронки се во рамките на дозволени граници за течење на материјалот од кои се изработени. Максималниот напон на визил скелетот е регистриран во пределот на првиот и вториот премолар и изнесува 634.9 МПа што е во границата за течење на материјалот од кој е изработен,

Remanium G800+ и изнесува 980 МПа. Од вредностите на добиените напонски оддносно деформациони големини може да се констатира дека тие вредности се помали од граничните вредности за соодветниот материјал.

Потребно е да се забележи дека скоро секаде се појавуваат вредности на напоните и деформациите кои даваат слика на несиметрично однесување. Иако, навидум имаме симетрија во деловите, сепак од аспект на математички модел со примена на МКЕ, и малите несиметричности се големи. Во ова испитување се користи модел кој претставува модел на живо ткиво, кое во своите составни делови не е идеално по големина (практично е невозможно забните носачи да бидат идеално испрепарирани по големина). Овие несиметричности особено се големи во делот на коронките и апроксималните продолжетоци. Металниот скелет по својата големина и форма не е идеално симетричен. Исто така, и мрежата на конечни елементи не е апсолутно симетрична заради тоа што математичкиот модел е добиен со автоматско генерирање на обликот на конечните елементи, а друг начин е и невозможен, при што аналитичарот не е во состојба да ја контролира оваа несиметричност. Сето ова доведува до појавата на одредени разлики во вредностите на напоните и деформациите на левиот и десниот дел од системот.

За верификација на оваа констатација, а воедно и потврда на исправноста на применетиот метод, направен е условно кажано „симетричен“ – хипотетички модел (резултатите се дадени во Додатокот), во кој што единствено не можеше да се влијае на автоматското генерирање на мрежата на конечни елементи. Разликата во симетричноста на добиените резултати е евидентна од прикажаните табели, слики и графикони дека е незначителна, што е потврда дека добиените резултати во сите анализирани, реални случаи се веродостојни и е одраз на вистинската состојба во системот кој што е добиен со скенирање на употребениот физички модел.

7. ЗАКЛУЧОК

Проблемите од типот на врската на надворешната телескоп корона со метал скелетот од суптоталната протеза, квалитетот и трајноста на врската во физичко-механичка смисла, се значаен проблем во решавањето на случаите на суптотална беззабост.

Основен заклучок во овој Магистерски труд е дека стандардните облици на апроксимални продолжетоци на конус коронките поврзани со металниот скелет од суптоталната протеза покажуваат слабости во физичко-механичка смисла, но сепак нивните напонско-деформациони состојби се под граничните вредности за материјалите од кои се изработени.

Најважните заклучоци за поставените цели се:

- За да се пресмета состојбата на напоните и деформациите во еден сложен систем на елементи составени од различни материјали (метал, порцелан, гингива, коска и сл.) потребно е да се користи апроксимација која најсоодветно ја отсликува реалната состојба. Методот на конечни елементи (МКЕ), во спрега со софистицираната опрема која овозможува скенирање на реалните модели на ваквите системи и добивање на реален математички модел, е вистинската алатка во рацете на специјалистот – протетичар и математичарот, односно инженерот, за постигнување на оваа цел. Добиените напони и деформации ќе бидат најверодостојни на она што се случува во усната шуплина.
- При оптоварување на 3Д моделот на надворешните конус коронки со апроксимални продолжетоци кои се поврзани по пат на лемење со металниот скелет од суптоталната протеза, најголемите вредности на максималниот напон се регистрирани на преминот на надворешната

конус коронка во дисталниот апроксимален продолжеток. Тоа го докажува критичното место за можна појава на лом и одвојување на апроксималниот продолжеток од надворешната коронка. Оваа концентрација на високи вредности на напонот на затегнување е и причина за ломот (пукање) на фасетите на овие места на надворешната конус коронка во тек на користењето на протетичката надокнада. Со овој високо софистициран метод на анализа на реален модел со примена на МКЕ, се добија вредностите на максималните напони кои се сепак под граничните вредности на применетите материјали, што укажува на фактот дека промените на протетичката надокнада не би настанале веднаш. Но по одредено време на користење на протетичката надокнада, најчесто промените се јавуваат во овие анализирани зони.

- Максималните напони на притисок и деформациони состојби на самата надворешна коронка како резултат на силите на притисок беа регистрирани на инцизалната третина од коронките, но кои не резултираат со промени во самата коронка и се во одредените граници на течење на материјалот од кои се направени. Овие напони на притисок не доведуваат до пукнатини на испитуваниот материјал, туку може да предизвикаат само локално нагмечување на истиот.
- Максималните напони на внатрешните коронки се регистрирани по должината на цервикалниот раб на коронките, но исто така во рамките на веќе познатите граници на течење на материјалот од кои се тие изработени. Со примена на материјали со повисоки физичко-механички вредности, би се добиле пониски вредности на напоните и деформациите, со што би се продолжил периодот на користење на протетичката надокнада.
- Анализирајќи ги надворешните конус коронки и нивните апроксимални продолжетоци, добиени се и вредностите на напоните на самите забни носачи на конструкцијата. Максималните напони кои се концентрирани во цервикалната третина од забите, се наоѓаат во оптималните вредности од напоните кои забите можат да ги поднесат. Овие

резултати укажуваат на оправданоста за изработка на оваа протетичка конструкција како и на нејзината високо профилактичка вредност. Придонес кон овие заклучоци даваат и добиените вредности на концентрацијата на напоните во гингивата и алвеоларната коска, што укажуваат на биолошката оправданост на овие протетички конструкции.

- Со нумеричко симулираните модели на апроксималните продолжетоци со различни попречни пресеци, се докажа влијанието на обликот на апроксималниот продолжеток (кружен, правоаголен и тријаголен) на вредностите на напонската и деформационата состојба на испитуваниот модел. Некои од овие облици на апроксимални продолжетоци покажаа пониски вредности на напонот и деформациите, а притоа да не се промени нивната профилактичка вредност. Може да се заклучи дека со промена на попречниот пресек на апроксималните продолжетоци може да се изработат поиздржливи (отпорни) конструкции во физичко-механичка смисла, а при тоа да не дојде до намалување на нивната профилактичка вредност. Но ние не можеме да предложиме еден од овие испитувани модели, бидејќи тоа се нумеричко симулирани модели. Со изработката на реални модели на овие нумеричко симулирани модели на апроксимални продолжетоци и нивна понатамошна анализа со МКЕ, можат да се добијат задоволително точни резултати, кои би ни овозможиле да се користи некои друг апроксимален продолжеток со повисоки вредности во физичко-механичка смисла и повисоки профилактички вредности.
- Анализата со методот на конечни елементи дава можност и за многу нумерички симулации поврзани со различните можни форми на елементите на системот на мобилните протези. Ваквите симулации даваат насоки за предвидување на однесувањето на различните форми, кои секако треба да се потврдат со дополнителни детални истражувања. Ова може да биде предмет на понатамошни истражувања во областа која што е блиска до проблемите анализирани во овој труд. Методот на конечни елементи (МКЕ), денес е толку многу усовершен, што се користи во сите полиња на науката и

техниката како замена за физичко-експериментални испитувања на реални модели. Со оглед на сложеноста, времетраењето и високата цена на реално-физичките модели и нивното испитување, МКЕ станува основна алатка во структуралната анализа, а исто така за решавање на проблемите во стоматологијата.

8. ЛИТЕРАТУРА

1. A. Pegoretti, L. Fambri, G. Zappini, M. Bianchetti. Finiti element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post.
Biomaterials 23 (2002) 2667 – 2682
Department of Materials Engineering, University of Trenty, Italy.
2. Алексовски, Г.: Идеален плочест елемент базиран на теоријата на Mindlin-Reisner (со Е. Думова), Симпозиум СДГКЈ-89, Дубровник, 1989.
3. Алексовски, Г.: Методот на хомогенизација во анализата на конструкциите, Докторска дисертација, Градежен факултет – Скопје, 2006.
4. Assuncao, W.G.; Tabata, L.F.; Barao, A.R.; Rocha, E.P
Comparison of stress distribution between complete denture and implant – retained overdenture – 2D FEA
Journal of Oral Rehabilitation, 35(10): 766 – 744 October 2008.
5. Bathe, K.J.: Finite element procedures in engineering analysis, Prentice-Hall, New Jersey, 1982.
6. Behneke A., Behneke N.
A5 – year longitudinal study of the clinical effectiveness of ITI solid – screw implants in the treatment of mandibular edentulism.
Int. J.Oral. Maxillofac Implants (2002) 17: 799 – 810.

7. Beschmidt Sm, chitmongkolsuk S, Prull R.
Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report. *Compend Contin Educ Dent.* 2001 Nov; 22(11): 927-32,934 passim; quiz 942.
8. Boccaccio, L. Lamberti, C. Pappalettere.
Analisi Biomeccanica della distrazione osteogenetica mandibolare sinfisaria. XXXV Convegno Nazionale – 13 – 16 Settembre 2006, Associazione Italiana per l'ANALISI DELLE Sollecitazioni (AIAS).
9. Branislav Babić
Klinička protetika Parcijalna proteza. Dečje novine Gornji Milanovac, 1990 g.
10. Coca i, Lotrmann U., Poggeler R.
Long – term experience with telescopically retained overdentures (double crown technique)
Eur. J. Prosthodont Restor. Dent. (2000) 8: 33 – 37.
11. Daizo OKADA, Hiroyki MIURA, Chikako SUZUKI, Wataru KOMADA, Chiharu SHIN, Masahiro YAMAMATO and David MASUOKA.
Stress Distribution in Roots Restored with Different Types of Post System with Composite Resin.
Dental Materials Journal (2008); 27(4): 605 – 611.
12. Драгољуб Велески
Еволуција на вредноста на жвакопритисокот и реакцијата на потпорните ткива кај суптотални протези.
докторска дисертација - Скопје, 1988 г.
13. Dragoslav Stamenković, Ivica Stančić
Retencija parcijalne proteze sa dvostrukim krunama
Serbian Dental J. 2004, 51 str.30-37.

14. Dragoslav Stamenković, Miodrag Nastić
Stomatološka protetika – Parcijalne proteze, Zavod za ud|benike i nastavna sredstva. Beograd, 2000.
15. Dragutin Marić, Miodrag Kosovčević
Stomatološka protetika, Parcijalna proteza, IV izdanje. Naučna knjiga Beograd, 1982 g.
16. E. Hofman, M. Behz, G. Handel Frequency and costs of tehcnical failures of clasp-and double crown-retained removable partial dentures. Clinical Oral Investigations July 2002: 104-108.
17. Ефтим Мирчев
Стоматопротетички материјали-неметали и метали, У.П “Кирил и Методиј”, Скопје 1982 г.
18. Ефтим Мирчев
Претклиника на фиксната стоматолошка протетика, НИП “Студентски збор”. Скопје 1997.
19. Eisenburger M., Gray G., Tschernitschek H.
Long – term results of telescopic crown retained dentures a retrospective study.
Eur. J . Prosthodont Restor Dent. (2000) 8: 87 – 91.
20. F.Beuer, M.Hoffmann, C.Jauernig, H.J.Schweiger and
W.Gerend, Ludwigs – Maksimilians – University, Munchen, Germany
Seg #6 – Prosthodontics Research
Thursday, 15 September 2005 RAI Congress.
21. FO Zhang, CY Yang, M.Xue
Stress analysis of conical telescope denture using on the prosthodontic treatment for basic teeth combined periodontal diseases.
Shanghai journal of stomatology, 01/04/199804/1998; 7(1): 4 – 6.

22. Gaurav Vasudeva MDS.
Finite element analysis: A Bon To Dental Research.
The Internet Journal of Dental Science 2009:
Volume 6 Number 2.
23. Grezegorz Milewski.
Numerical and experimental analysis of effort of human tooth hard tissues in terms of proper occlusal loadings.
Acta of Bioengineering and Biomechanics
Vol.7, No.1, 2005.
24. Gungor MA, Artunc C, Sonugelen M. Parameters affecting retentive force of conus crowns J. Oral Rehabil. 2004 Mar; 31(3): 271-7.
25. Gungor MA, Artunc C, Sonugelen, Toparli M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis. J. Oral Rehabil. 2002 Nov; 29(11): 1069-75.
26. Han D, Liu L, Li &, Li B. Labaratory study on abutment movement of the combined clasp, the extension clasp and the telescopic crown. Zhonghua Kou Qiang Li Xue Za Zhi. 2002 Sep; 37(5): 349-52.
27. He J., Cen Y., Mao X.
[A three – dimensional finite element stress analysis of implant – supported prosthesis and its supporting tissue in the edentulous mandible. Part 6. The influence of suprastructure in mandibular implant overdenture and its supporting tissue]. Hua X.; Kou Qiang Yi Xue Za Zhi (1997) 15: 67 – 69.
28. Hulten J, Tillstrom B, Nilner K. Long term clinical evaluation of conical crown retained dentures. Swed Dent J. 1993; 17(6):225-34.
29. Irons, B. and Ahmad, S.: Techniques of finite elements, John Wiley & Sons, New York, 1980.

30. Ivica Stančić
Specifičnosti veze dvostruke krune sa metalnim skeletom parcijalne proteze
doktorska disertacija Beograd, mart 2004 g.
31. Ivica Stančić
Teleskop proteze - veze krune i skeletal. Zadužbina Andrejević. Beograd
2005.
32. J.Korean Acad Prosthodont. 2008 Auk; 46 (4):381-395 Korean.
33. Jie Liu¹, Ikuya Watanabe², Yasuhiro Tanaka¹, Kunihiro Hisatsune¹, Mitsuru
Atsuta¹. Laser penetration into cast Fe-Pt magnetic alloy and Co-Cr alloy.
<http://www.soc.ac.jp/jmd/international/4th/abstract4-e.shtml>.
34. Катерина Марковска
Примена на 3Д дигитализација во воена стоматологија, Дипломска
работа, Машински Факултет Скопје, 2007 година.
35. Ковачевиќ, Д.: МКЕ моделирање у анализи конструкција, Грађевинска
књига, Београд, 2006.
36. L. Sandu; N.Faur, C.Bortun
Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential
claps.
The Journal of Prosthetic Dentistry, Volume 97, Issue 1. Pages 39 – 44.
37. Lee So, ChoiDG., Kwon KR., Woo YH.
A Study on the Stress Distribution of Tooth/Implant Connected with Conus
Telescope Denture Using 3 – Dimensional Finite Element Method.
38. Lenz P, Gilde H, Einschütz C. Elasticity of secondary cone crowns made of
fusing alloys. Dtsch Zahnarztl Z. 1980 Mar; 35(3):397-9.

39. Lu YL., Rong OG., Lou HD., Dong J., Xu J.
Stress distribution in alveolar bone around implants under implant supported overdenture with linear occlusion at lateral occlusion.
Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi
2008 Dec; 43 (12): 744 – 7.
40. M. Saito, Miura, K. Notani & T. Kawasaki. Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachments and telescopic crown - retained removable partial dentures
Journal of Oral Rehabilitation 30(5), 482-487.
41. M. Ona¹ and N. Wakabayashi^{1,2} Influence of Alveolar Support on Stress in Periodontal Structures.
J. Dent. Res 85 (12): 1087 – 1091, 2006.
42. Manoj Khanal, Ying Zheng, Zengtao Chen, Pearl Sullivan, Yaping Zheng.
Design and Finite Element Analysis of a New Custom Made Orthotropic Post Material for Dental Applications.
The Internet Journal of Dental Science 2008: Volume 6 Number 1.
43. Milan Jakšić
Konusni teleskop u mobilnoj stomatološkoj protetici. NIU "Vojska", "Vojna knjiga", IP "Magentaz. I", Beograd, 1995 g.
44. Milutin J. Kandić; Miodrag M. Nastić Vezni elementi parcijalne proteze, II dopunjenio izdanje, IP "Finansiski vodič", Beograd 1996.
45. Minagi S., Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T.
New telescopic crown design for removable partial dentures. J. Prosthet Dent. 1999 Jun; 81 (6): 684-8.
46. Miroslav Suvin, Djelomična proteza, Stomatološka protetika II – dio, VII izdanje. Školska knjiga -Zagreb 1988 g.

47. Nastić N, Istraživanje retencionih mogućnosti nekih industriskih veznih elemenata parcijalne proteza. Doktorska disertacija, Beograd 1983 god.
48. Ogata K, Ishii A, Shimizu K, Watanabe N.
Longitudinal study on occlusal force distribution in lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. J. Oral Rehabil, 1993 Jul; 20(4): 385-92.
49. Ogata K, Okunishi M, Miyake T. Longitudinal study on forces transmitted from denture base to retainers of lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system J. Oral Rehabil. 1993 Jan; 20(1): 69-77.
50. Ouaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C.
A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone.
J. Oral Implantol. 2008; 34(1): 1 – 6.
51. Pan S., Yin Y., Feng H.
Three – dimensional finite element analysis and comparison of stress distribution in overdentures supported with bar attachments and telescopic crowns.
Chin. J. Dent. Res. (1999) 2: 21 – 30.
52. Park JH, Kim SH, Han JS, Lee JB, Yang JH.
Effect of number of implants and cantilever design on stress distribution in tree – unit fixed partial dentures: A three – dimensional finite element analysis
J Korean Acad Prosthodont. 2008 Jun; 46(3): 280 – 297 English.
53. Prof. Dr. Cristina Maria Bortun, Lecturer, Dr Lilliana Sandy
Wax – pattern or metallic framework investigations trough stress and deformation analysis. Int. Poster J.Dent. Oral. Med. 2008, Vol 10 No 04, Poster 427.

54. Qiong Li.
An expert system for stress analysis of human teeth.
Dissertation; Nashville, Tennessee, May, 2009.
55. Р. Маркскорс, Частични протези с моделнолјата основа,
превод Ив. Тодоров. Медицина и физкултура, Софија 1989.
56. Sekulović M, Metod konačnih elemenata. Građevinska knjiga, Beograd 1984.
57. Senka Meštrović, Mladen Šlaj, Martina Mikšić
Raščlamba naprezanja i deformacije nastalih delovanjem ortodonske sile na
zub metodom konačnih elemenata 167-174.
Acta Stomatol. Croat. Vol 36. br.2 2002.
58. Tomislav Lj. Šušulić
Ispitivanje frikcija u teleskop sistemima
Doktorska disertacija, Beograd, 1986 g.
59. Valentim Adelino; Ricardo Barao; Wirley Goncalves Assuncao; Lucas
Fernando
Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of
implant retained overdentures. 2D FEA
Elsevier North – Holland, Inc. New York, NY, USA
Volume 92, Issue 2 (November 2008).
60. Zeljković V.; Maksimović S.; Zeljković M.
General finite element model for stress strength analysis stomatology
problems: Abutment teeth with telescopic system.
Congress, Numerical methods in engineering "96"
(Paris, 9 – 13 September 1996).
61. Zienkiewicz, O.C. and Taylor, R.L.: The finite element method, vol.2.,
McGraw-Hill, London, 4th edn., 1989.
62. Zecher Jack
Finite Element Analysis, (Tutorial Using ALGOR, version 14), 2003.

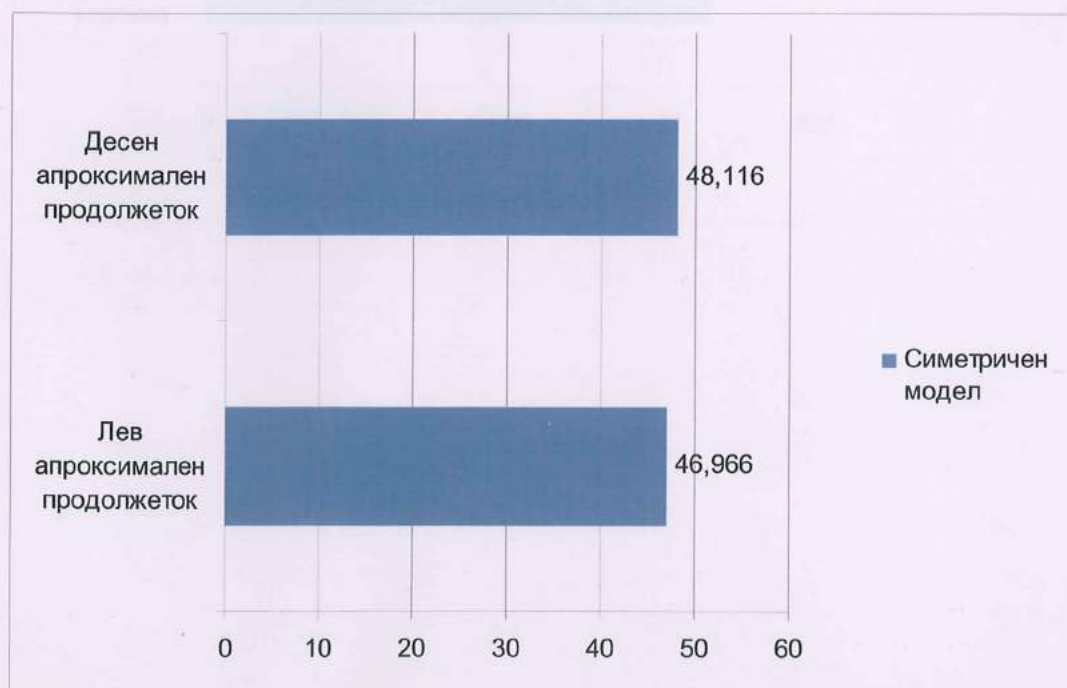
ДОДАТОК

ХИПОТЕТИЧКИ СИМЕТРИЧЕН МОДЕЛ

Табела Д.1. Напонска состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за хипотетичко-симетричниот модел при оптоварување со подеднакви сили од двете страни (МПа).

	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Симетричен модел	46.966	48.116

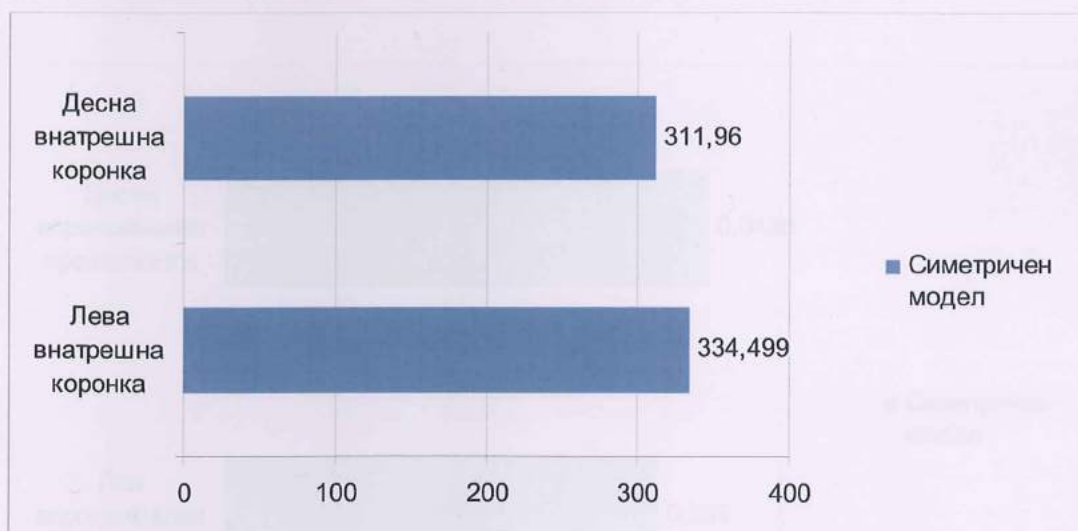
Графикон Д.1. Графички приказ на напонските состојби земени од табела Д.1.



Табела Д.2. Напонска состојба на внатрешните конус коронки за хипотетичко - симетричниот модел при оптоварување со сили подеднакви од двете страни (МПа).

	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Симетричен модел	334.499	311.96

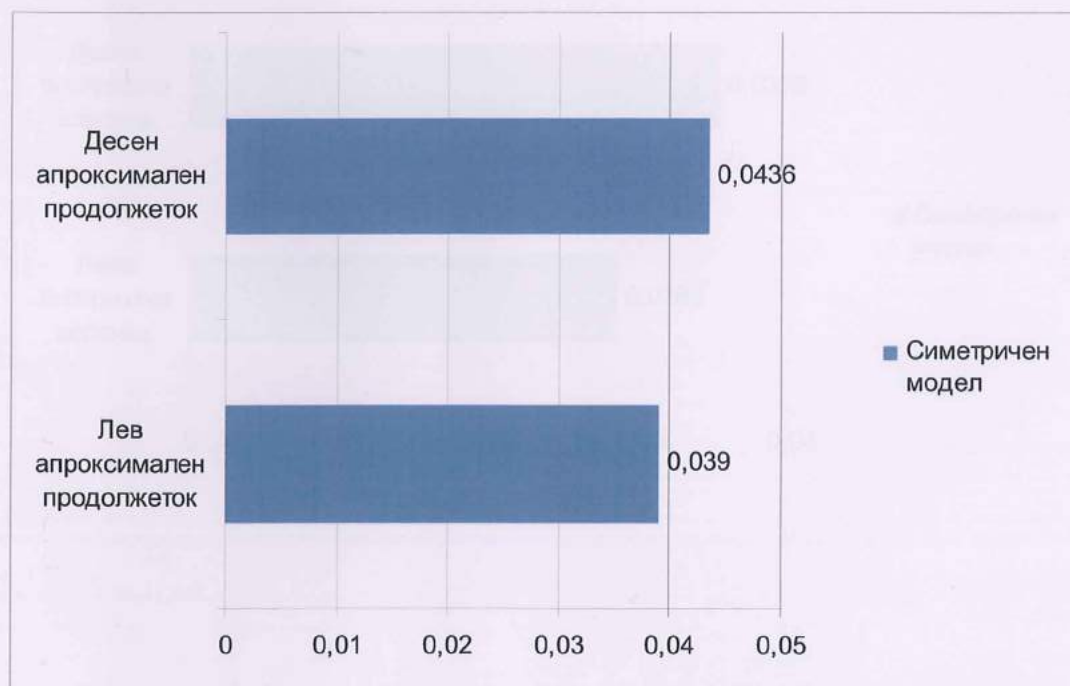
Графикон Д.2. Графички приказ на напонските состојби.



Табела Д.3. Деформациона состојба на преминот на надворешните конус коронки на апроксималните продолжетоци за хипотетичко-симетричниот модел при оптоварување со сили подеднакви од двете страни (мм).

	Лев апроксимален продолжеток	Десен апроксимален продолжеток
Симетричен модел	0.039	0.0436

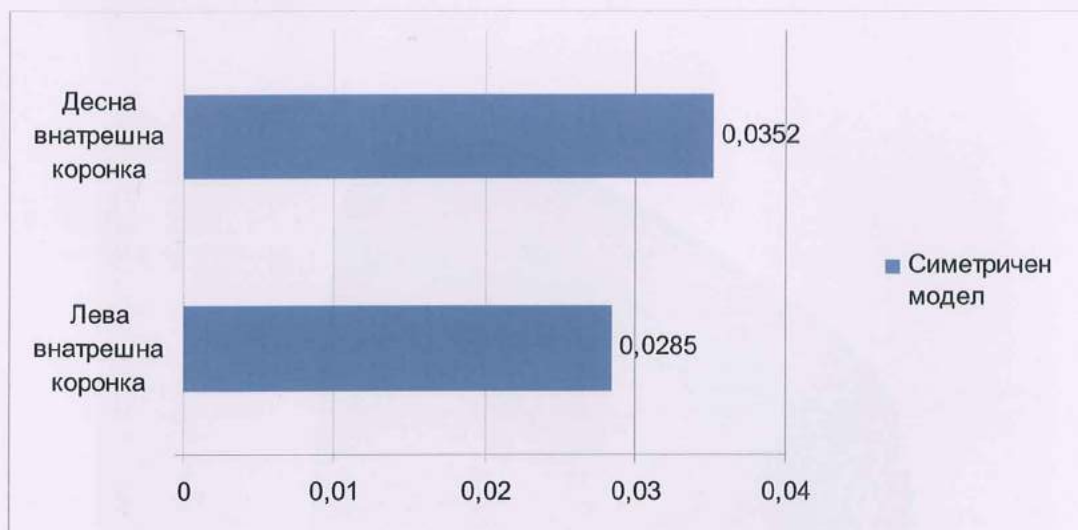
Графикон Д.3. Графички приказ на деформационите состојби.



Табела Д.4. Деформациона состојба на внатрешните конус коронки за хипотетичко-симетричниот модел при оптоварување со сили подеднакви од двете страни (мм).

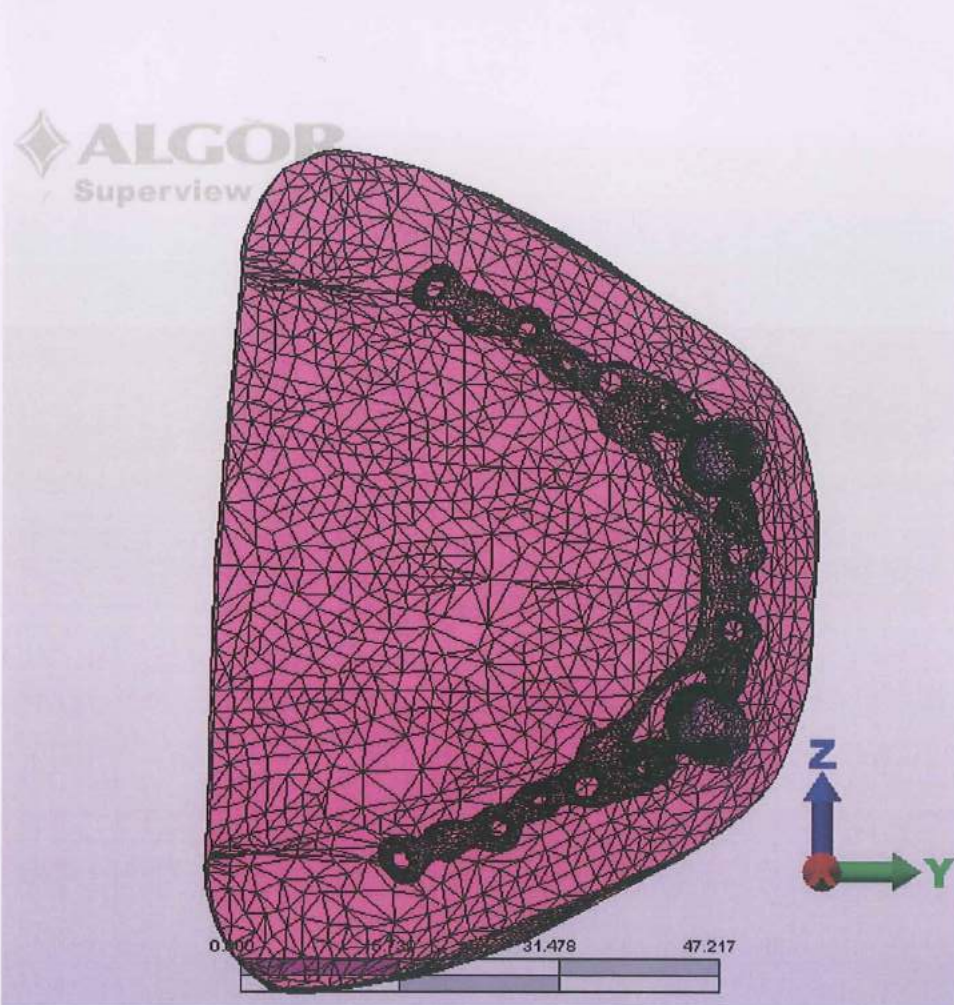
	Лева внатрешна коронка	Десна внатрешна коронка
Симетричен модел	0.0285	0.0352

Графикон Д.4. Графички приказ на деформационите состојби.





Слика Д.1. Симетричен модел-меш



Слика Д.2. Визуелен приказ на резултатите на симетричниот модел