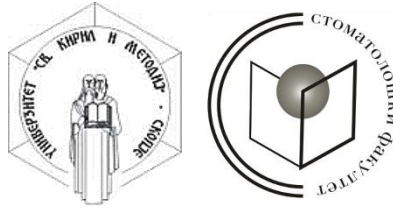


УНИВЕРЗИТЕТ „СВЕТИ КИРИЛ И МЕТОДИЈ“
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
Катедра по стоматолошка протетика



Др Мимоза Сулејмани

**ЕВАЛУАЦИЈА НА НАПРЕГАЊАТА И ДЕФОРМАЦИИТЕ КАЈ ИМПЛАНТ
ПОТПРЕНИ ПОКРОВНИ ПРОТЕЗИ СО МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ**

Докторски труд

Скопје, 2025 г.

Докторанд:

Мимоза Сулејмани

Тема:

ЕВАЛУАЦИЈА НА НАПРЕГАЊАТА И ДЕФОРМАЦИИТЕ КАЈ ИМПЛАНТ
ПОТПРЕНИ ПОКРОВНИ ПРОТЕЗИ СО МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ

Ментор:

проф. д-р

Стоматолошки факултет, УКИМ - Скопје

Комисија за одбрана:

проф. д-р

Стоматолошки факултет, УКИМ - Скопје

проф. д-р

Стоматолошки факултет, УКИМ - Скопје

проф. д-р

Стоматолошки факултет, УКИМ – Скопје

проф. д-р

Стоматолошки факултет, УКИМ – Скопје

проф. д-р

Научна област:

Стоматолошка протетика

БЛАГОДАРНОСТ

Голема благодарност до мојата менторка, проф. д-р Сања Панчевска, за несебичниот ангажман, разбирање и постојаните совети и консултации, како и за максималната поддршка и посветеност за реализација на оваа научна студија.

Голема благодарност до проф. д-р Ѓорги Кокаланов за несебичната помош, советите и консултациите, разбирањето и поддршката и за неговата постојана подготвеност и расположеност во секое време да одговори на моите барања околу научниот труд.

Бескрајна благодарност на моето семејство за разбирањето и поддршката која ми ја дадоа.

ИЗЈАВА

Јас Мимоза Сулејмани изјавувам дека докторскиот труд е оригинален труд што го имам изработено самостојно, дека уредно ги цитирам сите користени извори и литература и исто така електронската верзија на докторскиот труд е идентична со отпечатениот докторски труд

ЕВАЛУАЦИЈА НА НАПРЕГАЊАТА И ДЕФОРМАЦИИТЕ КАЈ ИМПЛАНТ ПОТПРЕНИ ПОКРОВНИ ПРОТЕЗИ СО МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ

АПСТРАКТ

Вовед

Со развојот на биокомпатибилните и биоактивните материјали, како и со феноменот на осеоинтеграција, беа понудени нови терапевтски модалитети во рехабилитацијата на тоталната беззубост преку употреба на забни импланти. Покровните протези над два импланта станаа третман на избор за мандибуларна тотална беззубост поради поволните резултати во подобрувањето на орофацијалната функција, релативно разумните трошоци и задоволството на пациентите. Покровните протези над импланти обично се ретинираат со атечменти што овозможува подобра ретенција и стабилизација на протезата. Различни ретенциски системи – атечменти се користат кај покровните протези над импланти. Атечментите се ригидни или резилентни конектори кои ги апсорбираат и пренасочуваат оклузалните сили од протезата на периимплантното ткиво во аксијална насока, како и ги дистрибуираат силите на смолкнување.

Цел

Целта на оваа студија е да се евалуира напрегањето/деформациите кај покровната протеза потпрена на импланти, како и да се процени влијанието на ретенцискиот систем врз преносот на оптоварувањето на имплантите, коската околу имплантите и постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен.

Материјал и метод

Во согласност со поставената цел, експерименталното истражување беше спроведено од софтверот за нумерички симулации. Користејќи го методот на конечни елементи, формирани се тродимензионални модели на беззубна долна вилица. За создавање на моделите беше користена СВСТ-снимка на беззубната мандибула. Испитувањата беа спроведени на три модели на мандибуларна тотално беззубна вилица, кај кои во интерфораминалниот простор беа позиционирани два импланти со тесен дијаметар (3,3 x 10 mm). Кај секој од моделите беа поставени различни ретенциски системи (топка, локатор и пречка) и акрилатна мобилна протеза. Моделите беа тестирани под оптоварување со аксијални сили до 150 N и коса сила до 50 N под агол од 30⁰ унилатерлно и билатерално, на ниво на првиот молар. Овие модели беа анализирани со помош на софтверот за конечни елементи (SOFIFTIK софтверскиот пакет), користејќи анализа на von Mises-напрегање.

Резултати

Резултатите добиени од оваа студија укажуваат на различен модел на распределба на напрегањето/деформацијата, во зависност од применетиот систем за ретенција. Кај моделите со топка и локатор-атечмент, највисоки вредности на von Mises-напрегања се регистрирани на имплантите, додека кај моделот со пречка-атечмент, напрегањата на имплантите се помали. При аксијалното оптоварување, највисоки напрегања се забележуваат на вратниот дел на телото на имплантот, како и на абатментите на сите три модели. При косо оптоварување се појавува тенденција за дисторзија и зголемено напрегање на латералните површини на имплантите во сите модели. Во однос на периимплантната коска, највисоки вредности на напрегање/деформации беа забележани на моделите со локатор и топка атечмен. Напрегањето и деформацијата на периимплантната коска се во рамките на физиолошкиот опсег на кортикалната коска и се појавуваат околу вратниот дел на имплантите при аксијални оптоварувања и околу латералните површини на имплантите при косо оптоварување. Највисоките вредности на напрегање/деформации во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се забележуваат на кортикалната коска во ретромоларниот регион, кај моделот со локатор атечмент. При аксијално билатерално оптоварување, поместувањата на протезата се минимални вертикални. Најголеми поместувања се забележуваат кај моделот со локатор, при што коската под основата на покривната протеза, односно на постериорниот дел на РАГ покажа повисоки вредности на напрегање/деформација кај 3D-моделите со локатор како систем за ретенција, при билатерално аксијално оптоварување од 150 N. При унилатерално аксијално и косо оптоварување, протезата се ротира околу линијата на имплантите, со поголемо поместување кај моделот со пречка-атечмент, но, сепак, со ниски вредности на напрегање/деформацијата на коската. Иако поместувањето на протезата е поголемо кај моделот со пречка при унилатерно оптоварување, распределбата на оптоварувањето е порамномерно на коската на постериорниот дел на РАГ и не предизвикува трајна деформација на коската под базата на протезата. Поголемо напрегање/деформации на имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на РАГ беше евидентирано кај моделот со локатор. Кај сите испитани структури најмало напрегање/деформации се појавуваше кај моделот со пречка- атечмент.

Заклучоци

Според резултатите од ова истражување, можеме да заклучиме дека видот на ретенцискиот систем влијае на распределбата на оклузалното оптоварување на имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на РАГ, поместувањето на протезата и деформацијата на коската. Резултатите потврдуваат дека влијанието на ретенцискиот систем зависи од неговата геометрија, димензиите на имплантите, интензитетот и насоката на силите, како и од карактеристиките на контактната површина.

Пречка-атечментот обезбедува порамномерна дистрибуција на силите на оптоварување во споредба со локатор- и топка-атечментите кај испитаните модели. Овие резултати би можеле да имаат значајна улога во клиничката практика, особено при изборот на систем за ретенција при планирање на имплант-протетички третман со покровна протеза над два тесни и кратки импланти импланти, за рехабилитација на тотална беззобост на долната вилица.

Клучни зборови: импланти, покровна протеза, биомеханика, атечменти, напрегање, метод на конечни елементи.

EVALUATION OF STRESSES AND DEFORMATIONS IN IMPLANT-RESISTANT OVERDENTURES USING THE FINIT ELEMENT METHOD

ABSTRACT

Introduction

With the development of biocompatible and bioactive materials, as well as the phenomenon of osseointegration, new therapeutic modalities have been offered in the rehabilitation of total edentulism through the use of dental implants. Two implants overdentures have become the treatment of choice for mandibular total edentulism due to their favorable results, improved orofacial function, relatively reasonable costs, and patient satisfaction. Implants overdentures are usually retained with attachments, which allows for better retention and stabilization of the prosthesis. Various retention systems-attachments are used in implants overdentures. Abutments are rigid or resilient connectors that absorb and redirect occlusal forces from the prosthesis to the peri-implant tissue in the axial direction, as well as distribute shear forces.

Objective

The aim of this study is to evaluate the stress/strain in an implant-supported overdenture, and to assess the influence of the retention system on the occlusal load transfer to the implants, the peri-implant bone, and the posterior region of the residual alveolar ridge.

Material and method

In accordance with objectives of this study, an experimental research was conducted using numerical simulation software. Using the finite element method, 3D models of the edentulous mandible were formed. CBCT scan of the edentulous mandible was used to create the models. The tests were conducted on three models of a mandibular totally edentulous jaw, on which two narrow diameter implants (3.3x10mm) were positioned in the interforaminal space. In each of the models, different retention systems (ball, locator, bar) and an acrylic removable prosthesis were placed. The models were tested under loading with axial forces up to 150N and oblique force up to 50N at an angle of 30⁰ unilaterally and bilaterally at the level of the first molar. These models were analyzed by finite element software (SOFIFTIK software package) using Von Mises stress analysis.

Results

The results obtained from this study indicate a different pattern of stress/strain distribution, depending on the retention system used. In the ball and locator attachment models, the highest von Mises stress values were recorded on the implants, while in the bar attachment model, the implant stresses were lower. Under axial loading, the highest stresses are observed at the neck of the implant body, as well as at the abutments of all three models. Under oblique loading, a

tendency for distortion and increased stress appears on the lateral surfaces of the implants in all models. Regarding the peri-implant bone, the highest stress/strain values were observed in the locator and ball attachment models. The stress and strain of the peri-implant bone are within the physiological range of cortical bone and occur around the implant necks under axial loads and around the lateral surfaces of the implants under oblique loads. The highest values of stress/strain in the posterior part of the residual alveolar ridge are observed in the cortical bone in the retromolar region, in the model with a locator attachment. Under axial bilateral loading, the displacements of the prosthesis are minimally vertical. The largest displacements are observed in the model with a locator, with the bone under the base of the overdenture, i.e. the posterior part of the RAG, showing higher values of stress/strain in the 3D models with a locator as a retention system, under a bilateral axial load of 150 N. Under unilateral axial and oblique loading, the prosthesis rotates around the implant line, with greater displacement in the model with a bar-attachment, but still with low values of stress/strain of the bone. Although the displacement of the prosthesis is greater in the model with a bar under unilateral loading, the load distribution is more uniform on the bone of the posterior part of the RAG and does not cause permanent deformation of the bone under the base of the prosthesis. Greater stress/deformation of the implants, peri-implant bone and the posterior part of the RAG was recorded in the model with a locator. Of all the structures examined, the least stress/deformation occurred in the model with a bar-attachment.

Conclusions

According to the results of this study, we can conclude that the type of retention system affects the occlusal load distribution in the implants, peri-implant bone and the posterior part of the RAR, the displacement of the prosthesis and the deformation of the bone. The results confirm that the influence of the retention system depends on its geometry, the dimensions of the implants, the intensity and direction of the forces, as well as on the characteristics of the contact surface. Bar attachment provides more even distribution of the loading forces compared to the locator and ball attachments in the examined models. These results could have a significant role in clinical practice, for the selection of a retention system when planning an implant-prosthetic treatment with two narrow and short implants overdenture, for the rehabilitation of total edentulism of the lower jaw.

Keywords: implants, overdenture, biomechanics, attachments, stress, finite element method.

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД.....	14
2. ПРЕГЛЕД НА ДОСТИГНУВАЊАТА ВО ДАДЕНАТА НАУЧНА ОБЛАСТ ПОВРЗАНИ СО ПРЕДМЕТОТ НА ИСТРАЖУВАЊЕ.....	19
2.1. Покровна протеза потпрена на импланти.....	19
2.2. Дентални импланти и концепт на осеоинтеграција.....	22
2.3. Ретенциски елементи за покровната протеза.....	27
2.4. Биомеханика на покровната протеза над импланти.....	31
2.5. Метод на конечни елементи.....	33
2.6. Примена на МКЕ во имплант-протетичката стоматологија.....	35
3. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ.....	39
3.1. Цели на трудот.....	39
4. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА.....	41
4.1. Процес на методот на конечни елементи.....	41
4.1.1. Фаза на предобработка.....	41
4.1.2. Фаза на решавање.....	41
4.1.3. Фаза на постобработка.....	41
4.2. Анализа со МКЕ на покровна протеза ретинирана со импланти.....	42
4.2.1. Дефинирање на геометријата на моделот.....	42
4.2.2. Дефинирање на материјалните карактеристики на моделот.....	44
4.2.3. Креирање на моделот.....	44
4.2.4. Гранични услови и ограничувања на моделот.....	48
4.2.5. Услови на оптоварување.....	48
4.2.6. Интерфејсот коска-имплант.....	49
4.2.7. Валидација на моделот.....	50
5. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ.....	51
5.1. Дистрибуција на оклузалните сили кај моделот 1.....	51

5.1.1. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај моделот со локатор-атечмент.....	51
5.1.1.1. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 80 N кај моделот со локатор-атечмент.....	52
5.1.1.2. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 80 N кај моделот со локатор-атечмент.....	53
5.1.1.3. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 150 N кај моделот со локатор-атечмент.....	55
5.1.1.4. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 150 N кај моделот со локатор-атечмент.....	56
5.1.1.5. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 10 N кај моделот со локатор-атечмент.....	57
5.1.1.6. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 10 N кај моделот со локатор-атечмент.....	59
5.1.1.7. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 50 N кај моделот со локатор-атечмент.....	60
5.1.1.8. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 50 N кај моделот со локатор-атечмент.....	61
5.2. Дистрибуција на оклузалните сили кај моделот 2.....	63
5.2.1 Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај моделот со топка-атечмент.....	63
5.2.1.1. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 80 N кај моделот со топка-атечмент.....	63
5.2.1.2. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 80 N кај моделот со топка-атечмент.....	64
5.2.1.3. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 150 N кај моделот со топка-атечмент.....	66
5.2.1.4. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 150 N кај моделот со топка-атечмент.....	67
5.2.1.5. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 10 N кај моделот со топка-атечмент.....	69
5.2.1.6. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 10 N кај моделот со локатор-атечмент.....	70
5.2.1.7. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 50 N кај моделот со топка-атечмент.....	72
5.2.1.8. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 50 N кај моделот со топка-атечмент.....	73

5.3	Дистрибуција на оклузалните сили на моделот 3.....	75
5.3.1	Вредности по von Mises-напрегање за вертикални и коси сили кај моделот со пречка-атечмент.....	75
5.3.1.1.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 80 N кај моделот со пречка-атечмент.....	75
5.3.1.2.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 80 N кај моделот со пречка-атечмент.....	76
5.3.1.3.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 150 N кај моделот со пречка-атечмент.....	78
5.3.1.4.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 150 N кај моделот со пречка-атечмент.....	79
5.3.1.5.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 10 N кај моделот со пречка-атечмент.....	81
5.3.1.6.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 10 N кај моделот со пречка-атечмент.....	82
5.3.1.7.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 50 N кај моделот со пречка-атечмент.....	84
5.3.1.8.	Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 50 N кај моделот со пречка-атечмент.....	85
5.4.	Компаративна алализа за вредностите на напрегање кај моделите.....	87
5.5.	Поместување и деформации кај моделите.....	93
5.5.1.	Поместување и деформации кај модел 1.....	94
5.5.2.	Поместување и деформации кај модел 2.....	96
5.5.3.	Поместување и деформации кај модел 3.....	98
5.6.	Компарација на резултатите на поместување и деформација (mm) кај трите модели.....	100
6.	ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕ И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ.....	103
6.1.	Дистрибуција на напрегањето на имплантите.....	107
6.2.	Дистрибуција на напрегањето на пери-имплантната коска.....	108
6.3.	Дистрибуција на напрегањето во постериорниот дел на РАГ.....	110
6.4.	Поместување и деформациите кај моделите.....	111

7. ЗАКЛУЧОК.....	114
8. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА ИЛИ РЕФЕРЕНЦИ.....	116
9. СПИСОК НА ОБЈАВЕНИ ТРУДОВИ.....	128
10. АВТОРЕЗИМЕ НА ДОКТОРСКАТА ДИСЕРТАЦИЈА.....	129
11. DOCTORAL DISERTATION SYNOPSIS.....	147

СПИСОК НА СКРАТЕНИЦИ

ПоП	Покровна протеза
ПоППИ	Покровна протеза потпрена на импланти
ИППоП	Имплант потпрена покровна протеза
ПИ	Периимплантна коска
РАГ	Резидуалниот алвеоларен гребен
МКЕ	Методот на конечни елементи
Т	Тело на имплант
А	Абатмент
КК	Кортикална коска
СК	Спонгиозна коска
А.Б	аксиални билатерални
А.У	аксиални унилатерални
К.Б	Коси билатерални
К.У	Коси унилатерални

1. ВОВЕД

Естетско-функционалната рехабилитација на оралната празнина претставува индикација за имплант-протетичка терапија кај пациентите со тотална беззабост.

Примарна цел на терапевтот при целосната рехабилитација на стоматогнатниот систем е воспоставување и одржување на правилна функција и естетика на орофацијалниот систем, при што деналните импланти играат клучна улога во замената на изгубените заби и воспоставувањето на оклузалната рамнотежа.

Тоталната беззабост е состојба која е проследена со морфолошки, функционални и естетски нарушувања на орофацијалниот систем. Оваа состојба доведува до нарушување на мастикаторната функција, говорот, естетиката, а со тоа и на квалитетот на животот. Повеќе од еден век, конвенционалната тотална акрилатна мобилна протеза претставува стандардна и класична опција за третман на пациентите со тотална беззабост. Меѓутоа, во голем број случаи, оваа рехабилитација не ги задоволува очекувањата на пациентите¹. Беззабните пациенти обично се жалат на функционалноста на конвенционалните протези, особено на протезите изработени во долната вилица (мандибуларни протези). Континуираната ресорпција на алвеоларниот гребен е еден од важните фактори кој е поврзан со губење на стабилноста и ретенцијата на долната протеза, поради намалување на потпротезното ткиво како лежиште на тоталната протеза².

Ресорпцијата на алвеоларниот гребен е хроничен, прогресивен и иреверзибилен процес на намалување на квалитетот и квантитетот на резидуалниот алвеоларен гребен (РАГ) по вадењето на забите. Најинтензивна е во текот на првата година по вадењето на забите, кога приближно 60 % од алвеоларниот гребен е ресорбиран. Сепак, активноста на ресорпцијата на коската продолжува бавно во текот на животот, што резултира со губење на голема количина на структурата на вилицата^{3,4}. Студиите покажаа 29 – 63 % хоризонтално губење на коскената маса и 11–22 % вертикално губење на коскената маса шест месеци по екстракција на заб^{4,5}.

Кај пациенти носители на конвенционални тотални протези е забележана индивидуална варијација во стапката на ресорпција⁶. Степенот на ресорпција на гребенот е поврзан со параметрите на функционалните и парафункционалните сили на оклузија, како и со биомеханичките аспекти поврзани со протезата–поддршката и стабилноста на протезата, позиционирањето на вештачките заби, видот на оклузијата и антагонистите⁷.

Ресорпцијата на гребенот, поради нејзиното влијание врз протетскиот третман, е првиот критериум за класификација на степенот на тешкотија на лекувањето за пациенти со тотална беззабост, според протетичкиот дијагностички индекс (ПДИ)^{6, 8}. За многу ресорбирани гребени, протетичката рехабилитација со осеоинтегрирани импланти е

најдобро решение за превенирање на овој процес и за зачувување на коската ^{9, 10}.

Од откритието на феноменот на остеоинтеграција од страна на Branemark, забните импланти станаа предвидлив, успешен и еден од најчестите реставративни методи за рехабилитација на тотална и парцијална беззабост¹¹.

Со цел да се подобри мастикаторната функција, квалитетот на живот, како и зачувување на коскената структура кај пациентите, во современата стоматологија се воведени нови терапевтски модалитети за рехабилитација на пациенти со тотална беззабост кои не можат да се прилагодат на конвенционалните тотални протези. Покровните протези (ПоП) над импланти станаа рутинска опција за третман во последните години, поради релативно разумната цена, некомплицираното клиничко управување со значително подобрување на ретенцијата и стабилизацијата, што го прават овој тип на реставрација атрактивна опција за третман за пациентите и за стоматолозите¹².

Оптимална топографска позиција за поставување на имплантите во долната вилица е интерфораминалниот регион, поради најповолните анатомски услови и дебелината на кортикалната коска. Идеалното поставување на имплантот подразбира дека мора да биде на исто растојание од линијата на средината (симфизата), паралелно еден со друг, на иста висина и перпендикуларно со оклузалната рамнина ¹³. Во клиничката практика, вообичаено е поставување на имплантите во неповолна позиција, поради слабиот квалитет на коските или варијациите во анатомските структури ¹⁴.

Компјутеризираната томографија, особено СВСТ (Cone Beam Computed Tomography), дава информации кои се од големо значење за имплант-протетичкиот третман, особено во сложени случаи со тешка ресорпција на гребените или кај млитави гребени.

СВСТ овозможува прецизна тродимензионална анализа на анатомските и патолошките структури, како и мерења кои се битни за хируршките интервенции. Дополнително, неговата компатибилност со други програми отвора опција за детално планирање и визуелизација на идната протетичка реставрација. Таквиот концепт денес се нарекува протетички водена имплантологија¹⁵. Поради прецизната анализа на квалитетот и квантитетот на коската и нејзиниот сооднос со другите анатомски структури, најчесто се користи во имплантологијата за анализа на анатомијата на коскениот лежиште на идниот имплант и околните структури, за утврдување на висината и ширината на алвеоларниот гребен, за дигитално планирање на идниот имплант (избор на соодветен имплант) и за анализа на протетичкото оптоварување¹⁶.

Изборот на терапија зависи од анатомските и морфолошките карактеристики на пациентот, достапната коска, меѓувилничните односи, бројот на употребени импланти, како

и од преференциите и финансиските можности на пациентот. Доколку пациентот има изразена вертикална или хоризонтална ресорпција на алвеоларниот гребен, скелетни аномалии, значителни отстапувања меѓу вилиците или недоволна поддршка за усните се препорачува покривна протеза во однос на фиксни протетички изработки^{17, 18}.

Постои општ консензус дека покривната протеза ретинирана со два импланта треба да се смета за прв стандард на избор за рехабилитација на мандибуларна тотална беззабост. Овој третман бара употреба на системи за ретенција — **атечменти**, кои ја поврзуваат тоталната протеза со имплантот. Идеалниот систем за ретенција треба да ги намали движењата на протезата без да наметнува дополнителен стрес на имплантите¹⁹.

Атечментите се ригидни или резилиентни конектори кои ги апсорбират и пренасочуваат оклузалните сили. Нивната функција е да ги заштитат и зачуваат меките ткива и коските, да обезбедуваат ретенција, да се спротивстават на силите кои имаат тенденција да ја подигнат протезата, како и да учествуваат во пренесувањето на оклузалните сили од протезата на периимплантното ткиво во аксијална насока и да ги дистрибуираат силите на смолкнување. Атечментот може да биде изработен од благородни или неблагородни легури, што влијае на неговите механички својства и отпорност на абеење²⁰. Сепак, секој систем за ретенција има свои предности и недостатоци кои треба да се земат предвид при изборот на ретенцискиот систем. Најчести системи за ретенција за имплант-потпрената покривна протеза (ИППоП) се топка-, локатор-, пречка-, магнет- и телескоп-системот.

Топката е самостоен, резилиентен атечмент и претставува наједноставниот и најекономичниот тип на ретенциски систем. Топката обезбедува добра распределба на оптоварувањето, добра ретенција и стабилизација на протезата, достапна е во неколку висини и може да се користи на дивергентни импланти²¹.

Локатор е самостоен, резилиентен систем за ретенција, со функција за самопорамнување и двојна ретенција²². Предноста на локаторот е тоа што, поради нискиот профил, може да се користи кога е намален вертикалниот протетски простор, може да се користи на дивергентни импланти и да компензира имплантна дивергенција до 40°²³.

Магнетите претставуваат самостојни резилиентни атечменти, кои се релативно едноставни. Тие се особено корисни кај пациенти со намалена рачна умешност²⁴. Меѓутоа, магнетните системи нудат слаб профил на ретенција, а губењето на магнетизмот претставува обично проблем²⁵.

Телескопските атечменти нудат добра ретенција и стабилизација на протезата²³. Предноста на телескопските атечменти е полесното одржување на оралната хигиена, можноста за употреба во намален интермаксиларен простор и поволниот пренос на аксијалното оптоварување на имплантите.

Пречка-атечментите се многу скапи, посложени за употреба и бараат повеќе интермаксиларен простор за реставрација²³. Постојат различни дизајни на пречка, кои

може да се класифицираат според производствениот процес, обликот на пресекот и начинот на ретенција. Пречката може да биде фабрикувана или индивидуално фрезувана. Може да биде округла, овална или квадратна²⁶. Пресекот на пречката влијае врз ретенцијата и го одредува степенот на движење на протезата. Во зависност од ретенцијата, пречката може да биде ригидна или резилентна. Предноста на пречка е тоа што ги поврзува имплантите во блок, што може да го реши проблемот со неповолната распределба на цвакалните сили и преоптоварувањето на имплантите. Ова е особено важно кога се користат кратки импланти, пократки од 10 mm²⁶.

Изборот на оклузален концепт за покровната протеза потпрена на импланти (ПоППИ) е индивидуален и зависи од повеќе фактори, како што се: скелетната класа, дистрибуцијата на имплантите, вертикалната димензија, интермаксиларното растојание, соодносот коронка-имплант, аголноста на имплантот, естетиката на линијата на насмевката, поддршка на усните итн²⁷. Важен фактор при одлучувањето кој концепт на оклузија да се планира за имплант- протетичка конструкција кај вилица со тотална беззабост е состојбата на спротивната вилица. Концептот на оклузија што најчесто се предлага за покровна протеза ретинирана од импланти е билатералната балансирана оклузија²⁸.

За пациенти со бимаксиларна тотална беззабост, кај пациенти со скелетна класа II и тешка ресорпција на мандибуларниот гребен, кај пациенти со комбиниран синдром и со тешка ресорпција на максиларниот алвеоларен гребен во рамките на III скелетна класа, најпрепорачана оклузална шема за покровните протези е лингвализираната оклузија⁶.

Еден од основните биомеханички принципи при планирањето на оклузалната терапија е воспоставување на рамнотежа помеѓу силите кои делуваат на супраструктурите и се пренесуваат на имплантите и на коската. Однесувањето на покровната протеза, имплантите, елементите за ретенција, како и на околното потпорно ткиво под дејството на оклузалните сили е исклучително важно за планирање и спроведување на адекватен протетички третман. Прогнозата на третманот во голема мера зависи од распределбата на оптоварувањето што се јавува од оклузалните сили и се пренесува од протезата на ретенциониот систем, на имплантите и на коскениот ткиво. Биомеханичката интеракција меѓу имплантите, протезата, и околните ткива сè уште претставува предизвик, особено кај случаи со ресорбиран и тесен мандибуларен гребен, каде нема услови за импланти со стандарден дијаметар.

Од овие причини, **предмет на истражувањето** во докторската дисертација е биомеханичкото однесување на покровната протеза потпрена на два тесни импланти, при различни услови на оптоварување, со посебен акцент на дистрибуцијата на напрегањето во имплантите, коската околу имплантите и постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен, во зависност од видот на атечментот како ретенциски елемент. Видот на атечмент кој се користи за ретенција на ПоП на имплантите се смета за суштински фактор за успехот на имплант-протетичкиот третман, во однос на оптоварувањата што се

јавуваат кај имплантите и коскено то ткиво за време на функцијата. **Целта** на оваа студија е да се процени како видот на атечментот, како систем за ретенција на покровната протеза на два тесни и кратки импланти, влијае врз преносот на оклузалното оптоварување на имплантите, коската околу имплантите и на постериорниот дел на алвеоларниот гребен, каде што дијаметарот и должината на имплантите го ограничуваат капацитетот за апсорпција и распределба на оптоварувањето. Покрај тоа, оваа студија нуди тродимензионална симулација на клиничка состојба во која рехабилитацијата на тоталната беззабост се постигнува со покровна протеза ретинирана со импланти со различен тип на атечменти (топка, локатор и пречка), со цел да им помогне на клиничарите во изборот на соодветен ретенциски систем за избегнување на ресорпција на коските поради преоптоварување со протетичката конструкција, што претставува основа на ова биомеханичко истражување.

1. ПРЕГЛЕД НА ДОСТИГНУВАЊАТА ВО ДАДЕНАТА НАУЧНА ОБЛАСТ ПОВРЗАНИ СО ПРЕДМЕТОТ НА ИСТРАЖУВАЊЕ

При планирање на имплант-протетичкиот третман, треба внимателно да се евалуираат анатомските и морфолошките карактеристики на пациентот. Изборот на терапија зависи од степенот на ресорпција на алвеоларниот гребен, меѓувеличните односи, бројот на употребени импланти, како и од преференциите и можностите на пациентот и терапевтот.

2.1 Покровна протеза потпрена на импланти

Покровната протеза над импланти стана терапија на избор кај пациенти кои не можат да се прилагодат на конвенционалните тотални протези и кај пациентите кај кои, поради интензивна ресорпција на гребените на горната и долната вилица, е изгубена поддршката на усните, интероклузалниот простор е поголем од 15 mm и е невозможна рехабилитација со фиксни протетички конструкции. Со покривните протези над импланти може да се компензираат најобемните ресорпции и меѓувеличната дисхармонија; потребни се помалку импланти, а протетичките процедури се поедноставни, побрзи и поевтини¹⁷.

Според Misch, постојат два вида покривни протези над импланти: RP-4 и RP-5. Протезата RP-4 е целосно поддржана од импланти и се однесува на ситуации во кои се применуваат повеќе импланти (4 во мандибулата и 6 во максилата) и ригиден систем за ретенција. Кај протезата RP-4, оклузалното оптоварување целосно се пренесува на имплантите и периимплантантската коска.

RP-5 протезата е, главно, поддржана од меко ткиво додека имплантите се користат за секундарна поддршка. Во RP-5 протезата се користи помал број импланти, обично 2 импланти во мандибулата и 4 импланти во максилата, и резилентен систем за ретенција. Предноста на реставрацијата RP-5 е пониската цена, поради помалиот број на импланти во споредба со RP-4 или фиксната реставрација. Покрај тоа, нема потреба да се прави аугментација на коската (автоген или алоген коскен графт)²⁹.

Shafie Hamid ги класифицираа покривните протези, според начинот на преносот на силите, на:

1. Протеза поддржана главно од ткивата – основата на протезата е максимално проширена, при што силите се пренесуваат повеќе на мукопериостот (на пр., 2 импланти со 2 самостојни елементи за ретенција).

2. Протеза поддржана од имплантите и од ткивата – кај овој тип, мукопериостот е помалку оптоварен (2 импланти меѓусебно поврзани со пречка), бидејќи дел од оптоварувањето се пренесува на пречката и на имплантите.

3. Протеза поддржана главно од имплантите – се карактеризира со помала база и е поддржана од најмалку 4 импланти кои обезбедуваат трансфер на силите, главно, во коската³⁰.

Според консензусот McGill и York, покровните протези над два импланти стануваат прифатен третман на избор за мандибуларна тотална беззабост, пред сè, поради повољните резултати за подобрување на орофацијалната функција и задоволството на пациентот³¹.

Според Schmitt и Zarb, покровната протеза ретинирана со два импланти ги задоволува барањата за најмал инвазивен третман, ниска цена, едноставност и протетичка ефикасност за лекување на пациенти со тотална беззабост³².

Подобрувањето на ретенцијата и стабилизацијата, мастикаторната функција, зголемувањето на мастикаторната сила, фонетиката и психолошкото здравје на пациентите го прават овој тип на протетичка рехабилитација атрактивна опција, и за пациентите и за стоматолозите.

Според литературните податоци, просечниот цвакален притисок кај носителите на тотална протеза е во опсег од 100 N и 140 N³³. Helmy и Kothayer сметаат дека максималната цвакална сила кај носителите на тотална протеза е 60 до 80 N. Овие вредности се зголемуваат на 150 – 170 N кај пациенти со покровна протеза ретинирана од импланти³⁴.

Во студијата на Ни и сор, просечната цвакална сила за имплант-потпрените покровни протези се наведува дека е 100 N³⁵.

2.2 Дентални импланти и концепт на осеоинтеграција

Денталните импланти кои се користат за покровна протеза се со различен дизајн и големина. Меѓутоа, во некои случаи, ресорпцијата на алвеоларните гребени може да го направи поставувањето на импланти со стандарден дијаметар (> 3,5 mm) тешко или дури и невозможно без употреба на понапредни процедури за вградување на коската. Употребата на импланти со стандарден дијаметар кај тесни и ресорбирани алвеоларни гребени може да доведе до тенка букална или лингвална коска или дури и до големи дехисценции, зголемувајќи го ризикот од компликации и неуспех³⁶. Повозрасните пациенти, особено пациентите со коморбидитети, често не се подготвени за опсежни хируршки процедури, како што е аугментација на коските со цел добивање импланти со стандарден дијаметар. Приспособувањето на димензиите на забните импланти

овозможува примена на стандардни хируршки процедури при поставување денални импланти. Имплантите со мал дијаметар се воведени како алтернативна опција за третман на ресорбирани и тесни беззабни гребени (Zinsli и сор)³⁷.

Имплантите со тесен дијаметар (narrow diameter implants NDI) се класифицирани во три категории: Категорија 1 (дијаметар на имплант < 2,5 mm — „мини-импланти“), Категорија 2 (дијаметар на имплант 2,5 – 3,3 mm) и Категорија 3 (дијаметар на имплант 3,3 – 3,5).

Според Jung и сор., предностите на NDI се:

- можат да се користат кај тесни и ресорбирани алвеоларни гребени,
- хируршката интервенција е минимално инвазивна,
- побрзо оздравување.³⁸

NDI се особено индицирани во случаи со тесен алвеоларен гребен, имајќи предвид дека нивниот дијаметар е добро прилагоден на ширината на коските. Тесните алвеоларни гребени почесто се среќаваат кај пациенти со хиподивергентен скелет од класа II, кој се поврзува со хиперактивност на јазикот и мускулите на усните.

Овие пациенти често имаат мала густина на трабекуларната коска и обично се незадоволни поради нестабилноста на протезата, при што се жалат на болка предизвикана од неа. Алвеоларниот гребен кај овие пациенти обично е висок и тенок по морфологија, со поголема длабочина на вестибуларната бразда. Морфологијата на алвеоларниот гребен се карактеризира со, релативно често, присуство на неправилности на кортикалната коска, како што е егзостозата, покриена со тенка слuzница, поврзана со болка од конвенционалните протези. Кај претходните носители на несоодветни протези, кај кои губењето на забите главно е поврзано со пародонтална болест, често се среќаваат млитави гребени и хиперплазија на мукозата³⁹.

Основата на современата денална имплантологија е биолошкиот процес наречен осеоинтеграција. За да биде успешен имплант-протетичкиот третман, имплантот треба да биде успешно осеоинтегриран.

Концептот на осеоинтеграција првпат е воведен од страна на Branemark и се дефинира како феномен на директно поврзување на коскениот ткиво со површината на имплантот без присуство на сврзно ткиво, како структурна и функционална врска⁴⁰.

Постои широк спектар на материјали за деналните импланти, но најчесто се користат титаниумот и титаниумските легури. Титаниумот е метал со мала тежина, низок модул на еластичност, отпорен е на корозија, и е лесно обработлив. Во имплантологијата најчесто се користат легури на титаниум со алуминиум и ванадиум (Ti-6Al-4V). Сепак, вредноста на нивниот модул на еластичност сè уште е значително повисока од вредноста на модулот на еластичност на човечката коска. Титаниумот и неговите легури се биоактивни,

биоинертни и биокомпатибилни⁴¹. Овие карактеристики значајно помагаат за осеоинтеграција и биоинтеграција на имплантите.

Успехот на осеоинтеграцијата зависи од неколку фактори: биокомпатибилноста на материјалот, дизајнот на имплантот (макро- и микродизајн), квалитетот на коските и протоколот на оптоварување.

Биокомпатибилноста на материјалот од кој е направен имплантот и површината на имплантот играат клучна улога во осеоинтеграцијата и успехот на имплантот.

Важна карактеристика на титаниумските импланти е тоа што тие веднаш оксидираат при контакт со воздух. Оксидацијата игра важна улога во отпорноста на корозија, биокомпатибилноста и осеоинтеграцијата.

Геометриската форма на имплантот е многу битен фактор за успехот на имплантот. За да се подобри осеоинтеграцијата и да се намали концентрацијата на стрес во близина на цервикалниот дел на имплантот, треба внимателно да се избере геометриската форма на имплантот, со цел да се обезбеди најголема контактна површина меѓу коската и имплантот.

Во обид да се подобри интеракцијата помеѓу коската и имплантот, да се зголеми површината, да се подобри распределбата на силите на коската и да се постигне подобра примарна стабилност, беа развиени различни форми на импланти. Забните импланти во форма на завртка доминираат на стоматолошкиот пазар. Обликот на завртката обезбедува голема контактна површина помеѓу имплантот и коската, ја зголемува примарната стабилност, го намалува стресот на смолкнување во интерфејсот коска-имплант и ја намалува концентрација на стресот во цервикалниот регион⁴².

За да се зголеми контактната површина на имплантите со коската, површината на имплантот треба да се модифицира. Развиени се бројни пристапи за модификација на површината на титаниумските импланти со цел да се подобри осеоинтеграцијата, да се зголеми примарната стабилност и да се скрати времето на заздравување. Површината на имплантот може да биде:

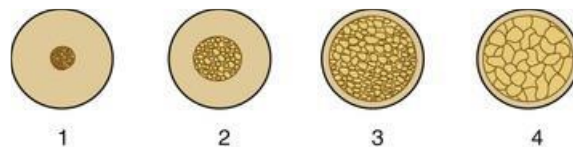
- мазна површина (обработен титаниум);
- груба површина со Al_2O_3 ;
- површина испрскана со плазма;
- слојна површина со Titan Plasma Spray (TPS);
- површина обработена двапати со киселини (осеотит);
- површина зацврстена со Al_2O_3 , а потоа со киселини (SLA);
- елоксирана површина;
- површина обложена со хидроксиапатит (HA)⁴³.

Модифицираните имплантни површини со киселинско гравирање, пескарење и електрохемиска површина се подобри отколку плазма-спреј или ласерско третирање. Но, не постои консензус меѓу истражувачите за најдобра површина и најдобар облик на имплантите⁴².

Исклучително важен фактор за примарната стабилност и успешната осеоинтеграција на имплантите е квалитетот, односно густината на коската. Во литературата се предложени неколку различни класификации за густината на коската.

Во 1985 г., Lekholm и Zarb предложија систем за класификација на коските, кој го дефинира квалитетот на коските, врз основа на морфологијата и односот меѓу кортикалната и трабекуларната коска, опишувајќи четири квалитети на коските за предниот дел на вилиците:

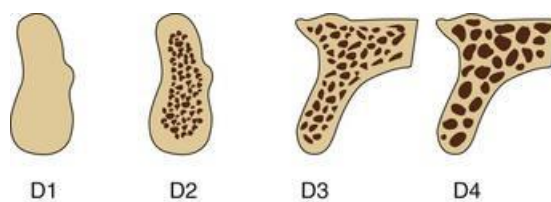
- Квалитет Q1 – хомогена компактна коска.
- Квалитет Q2 – дебел слој на кортикална коска околу густа трабекуларна коска.
- Квалитет Q3 – тенок слој на кортикална коска и густа трабекуларна коска со поволна јачина.
- Квалитет Q4 – тенок слој на кортикална коска што го опкружува трабекуларната коска, со мала густина (слика 1).



Слика 1. Класификација на коската според Lekholm и Zarb²⁹

Во 1988 година, Misch предложува четири групи за густина на коската, врз основа на макроскопските карактеристики на кортикалната и на трабекуларната коска:

- Коската D1 – густа кортикална коска.
- Коската D2 – густа до густа порозна кортикална коска на гребенот и груба трабекуларна коска одоздола.
- Коската D3 има потенок порозен кортикален гребен и фина трабекуларна коска внатре.
- Коската D4 – речиси нема кортикална коска на гребенот. Фината трабекуларна коска го сочинува речиси целиот вкупен волумен на коската²⁹ (слика 2).



Слика 2. Типови на коска според Misch²⁹

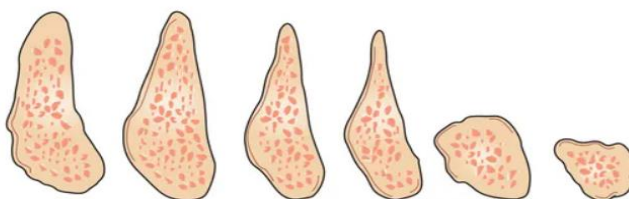
Sir Godfrey Hounsfield во 1972 г. сугерира одредување на густината на коската со компјутеризирана томографија, при што таа се изразува со Hounsfield-единица (Hounsfield unit - HU) или КТ-број⁴⁴. Според оваа класификација:

- D1: > 1250 единици Hounsfield
- D2: 850 – 1250 единици Hounsfield
- D3: 350 – 850 единици Hounsfield
- D4: 150 – 350 единици Hounsfield
- D5: < 150 единици Hounsfield ¹⁰

Многу битен фактор за успешен имплант-протетички третман е квантитетот, односно количината на коската.

Во 1985 година, Misch и Judy презентираа класификација на достапната коска (оддели А, В, С, D...), која е слична кај двете вилицы. За секоја категорија на коска беа предложени импланти, методи на аугментација на коска и протетички третман.

А — изобилство; В — едвај доволно; С — компромитирано; D — дефицитарно; h — несоодветна висина; w — несоодветна ширина²⁹ (слика 3).



А В В-w С-w С-h D

Слика 3. Класификација на достапната коска според Misch²⁹

Според Misch и сор., како последица на ресорпција на алвеоларната коска, ширината на достапната коска, прво, се намалува на сметка на фаџијалната кортикална плоча, бидејќи кортикалната коска е подебела на лингвалниот дел од алвеоларната коска, особено во предните региони на вилиците. Ова може да резултира со намалување на ширината на коската за 25 % во првата година и намалување на ширината на коската од 40 % во првите една до три години по вадењето на забот. Тесниот гребен често е несоодветен за

поставување импланти со стандарден дијаметар. Во таков случај се препорачува модификација на коската со аугментација на беззабниот гребен со автогена или алогена коска или поставување импланти со тесен дијаметар (3,0 – 3,5 mm), како алтернативен третман, со цел да се избегне опсежна хируршка процедура, како што е аугментацијата²⁹.

Како последица на ресорбција од букалната страна, долната вилица станува поаголна кон лингвалната страна, што резултира со ангулациска компликација при поставување на имплантот¹⁸. Ова е особено важно при одредување на должина на имплантот.

Според Bidez и Misch, ангулација на алвеоларната коска е детерминант за евалуација на расположливата коска. Ангулацијата на алвеоларната коска ја претставува траекторијата на природниот корен на забот во однос на оклузалната рамнина. Идеална ангулација е перпендикуларна на оклузалната рамнина, која е усогласена со силите на оклузија и е паралелна со долгата оска на протетската реставрација. Многу ретко ангулацијата на алвеоларната коска останува идеална по губењето на забите, особено во предниот беззабен лак. Прифатлива ангулација на виличната коска може да биде до 30°. Речиси 10% од пациентите може да имаат агол поголем од 30° во однос на оклузалната рамнина¹⁸.

Доколку се следат протоколите за поставување на имплантите и за оптоварување на протетичките конструкции, стапката на успех во денталната имплантологија е помеѓу 91 и 98 %⁴⁵. Со оглед на високата стапка на успех, имплант-протетичкиот третман денес претставува метод на избор за рехабилитација на пациентите со парцијална и на оние со тотална беззабност.

Важен фактор за успехот на имплант-протетичкиот третман е воспоставувањето рамнотежа помеѓу силите што делуваат на имплантите. Дали некоја сила биолошки ќе ги услови потпорните ткива или, пак, ќе доведе до патолошки промени во нив, зависи од бројни фактори, како што се:

- квалитетот и квантитетот на коската,
- дизајнот на имплантот (микро- и макроструктура),
- димензиите, бројот и позиционирањето на имплантот,
- дизајнот на супраструктурата,
- предвремените оклузални контакти,
- парафункционалните навики и
- оклузалното оптоварување⁴⁶.

Оклузалните сили што делуваат на имплантите при мастикаторната функција може да бидат физиолошки или деструктивни сили на оптоварување. Силите што не го надминуваат адаптивниот капацитет на ткивото врз кое делуваат се физиолошки и претставуваат фактор на биолошка регулација на ткивото, придонесувајќи за одржување

на здравјето на структурите на кои делуваат. Силите со висок интензитет, како и подолготрајните сили кои не се компензираат, доведуваат до морфолошки и функционални промени во ткивата со најмал отпор^{47, 48}.

Geng и сор. наведуваат дека успехот на терапијата со денталните импланти зависи од оптималниот пренос на оптоварувањето од различни насоки во периимплантната коска. Според авторите, факторите што делуваат на оптоварувањето на имплантите и потпорните ткива се: (1) типот на оптоварување, (2) материјалните својства на имплантите и протезата, (3) геометријата на имплантите (должина, дијаметар и форма), (4) структурата на површина на имплантите, (5) природата на интерфејсот коска-имплант и (6) квалитетот/квантитетот на околната коска⁴⁹.

При мастикаторниот процес, мастикаторните сили се пренесуваат на супраструктурата и се шират низ целиот имплант-протетички комплекс. Протетичките компоненти, имплантите и потпорните ткива може да бидат преоптоварени од овие сили. Во повеќето случаи, севкупната цвакална сила е резултат на аксијалните сили, но при мастикаторната функција се создаваат и екстрааксијални сили (коси и хоризонтални). Отпорот на коскениот ткиво на екстрааксијалните сили е помал; зголемувањето на аголот под кој делуваат силите ја намалува отпорноста на коската. Аксијалното оптоварување донекаде рамномерно ги пренесува силите низ должната оска на имплантот додека оптоварувањето од други насоки предизвикува концентрација на силите на вратот на имплантот и периимплантната коска. Зголемувањето на кој било фактор на силите на забните импланти го зголемува ризикот од компликации поврзани со преоптоварување⁵⁰.

Brunski смета дека контролирањето на функционалните сили на оптоварување е фактор кој придонесува за постигнување успешен имплант-протетички третман⁵¹. Според Stanford и Brand, физиолошкото оптоварување на коските е во опсег 250 – 2 000 микродеформации додека патолошкото преоптоварување се јавува над 3500 микродеформации⁵². Во серија експерименти кои ги спровеле Miyata и сор., забележано е дека оклузалното преоптоварување може да резултира со губење на периимплантната коска дури и кога нема видливи воспалителни промени во периимплантните ткива⁵³.

Според Misch и сор., оклузалната траума е состојба што е повеќе под контрола на стоматологот отколку на биолошките фактори. Планот за лекување, положбата, бројот на имплантите и оклузалниот дизајн можат да влијаат на големината, насоката и времетраењето на оклузалното оптоварување⁵⁴.

Еден од факторите што влијае на големината на силата што се пренесува на имплантите е изборот на атечментите кои се користат за ретенција на покровната протеза^{14,55,56}.

2.3 Ретенциски елементи за покровната протеза

Во поновата литература, елементите за ретенција на покровната протеза над импланти се испитувани со цел да се евалуира распределбата на оптоварувањето на имплантите и на коската. Типот на атечмент се смета за суштински фактор за успешен третман со ПППИ, во однос на напрегањата што се јавуваат кај имплантите и протетичкиот комплекс при мастикаторната функција.

Bhattacharjee и сор. го истакнуваат влијанието на видот на атечментот врз напрегањето на периимплантната коска, како заклучок од спроведената анализа на литературните податоци на оваа тема. Авторите заклучуваат дека постои разлика во распределбата на оптоварувањето и напрегањето што се појавуваат на периимплантната коска во зависност од видот на ретенцискиот систем⁵⁵.

Дизајнот на атечментот треба да обезбеди поволна распределба на оптоварувањето на периимплантната коска во рамки на нејзините физиолошки граници^{14,55, 56,57,58,59}.

Maeda и сор. објавиле дека топчестиот атечмент овозможува поголема стабилност на протезата, но ги зголемува латералните сили што дејствуваат врз имплантите. Според авторите, поголемата висина на топката најверојатно предизвикува поголем стрес врз имплантите додека помалата висина, поширокиот дијаметар, како и најлонската компонентата на локатор-атечментот, можеби, придонесуваат за помал стрес на имплантот во споредба со топчестиот атечмент⁵⁶.

Спротивно на тоа, Celik и Uldag објавуваат дека локатор-системот предизвикува поголемо оптоварување врз имплантите и коската во споредба со топчестиот атечмент и пречката. Тие користеле фотоеластичен модел за да го испитаат пренесувањето на оптоварувањето на имплантите и на коската во зависност од видот на атечментот⁵⁷.

Според консензусот на York (2009), ретенциските елементи имаат големо влијание врз оптоварувањето што се врши врз имплантите и врз движењето на протезата и претставуваат значаен ризик-фактор кој влијае врз техничките компликации на имплант-потпрената покровна протеза⁵⁸.

Избраниот систем за ретенција, според Wang и сор., може да има потенцијален ефект врз стапката на преживување на имплантот, ресорпцијата на периимплантната коска, компликациите кај меките ткива, ретенцијата, распределбата на стресот, како и врз компликациите при одржувањето на ИППОП, но и врз задоволството на пациентот⁵⁹.

Идеалниот систем за ретенција треба да биде хигиенски, лесен за употреба и да обезбедува рамномерно и атрауматско пренесување на оклузалното оптоварување на коската. Изборот на ретенциските елементи треба да се направи во фазата на планирање на протетичката рехабилитација, при што расположливиот меѓувилочен простор,

потребите на пациентот, очекуваните сили, потребната поддршка на околните структури, потребата за одржување и цената треба да се земат предвид. Изборот на атечментите, исто така, првенствено зависи од потребната ретенција, морфологијата и анатомијата на вилицата, како и од состојбата на мукозата. Атечментите се класификуваат врз основа на нивната флексибилност, геометриската форма и пресекот, прецизноста на леење и производните процедури¹⁴.

Според флексибилноста, атечментите се класифицираат на ригидни или резилиентни. Секој од нив е составен од два дела: матрица, која е прикачена на имплантот, и аналогниот дел – матрица, која е вградена во покровната протеза. Кај ригидната врска не постои можност за движење помеѓу имплантот и протезата, при што оклузалните сили во голема мера се пренесуваат на имплантите. Резилиентните атечменти овозможуваат движење во различни насоки помеѓу имплантот и протезата. Колку повеќе степени на слобода на движење има протезата, толку помалку оптоварување се пренесува на имплантите и периимплантната коска, бидејќи голем дел од оклузалното оптоварување го прифаќа резидуалниот алвеоларен гребен²⁹. Резилиентните атечменти овозможуваат движење на протезата во различни насоки и подобра распределба на оклузалните сили во споредба со ригидните атечменти (Daas и сор.⁶⁰, El-Taftazani и сор.⁶¹ и Bollineni и сор.⁶²).

Движењето на покровната протеза кај резилиентните атечменти, според Misch, може да биде:

1. Вертикално движење – основата на протезата се движи вертикално на гребенот. Овој тип движење резултира со рамномерно пренесување на оптоварувањето од оклузалните сили на резидуалниот алвеоларен гребен.
2. Шарнирско движење – основата на протезата се ротира околу оската формирана од најдистално поставените елементи за ретенција на спротивната страна на гребенот. При овој тип движење, оклузалното оптоварување се пренесува делумно на имплантите, а делумно на дисталните делови на резидуалниот алвеоларен гребен.
3. Ротационо движење – основата на протезата ротира околу антеропостериорната оска. Кога оклузалните сили дејствуваат на едната страна од протезата, спротивната страна се ротира преку гребенот.
4. Транслаторно движење – основата на протезата се движи околу вертикалната оска во антеропостериорна или буколингвална насока, без ротација.
5. Комбинирано движење – основата на протезата има можност за вертикално и шарнирско движење. Силите се пренесуваат рамномерно во резидуалниот алвеоларен гребен и се намалува оптоварувањето на имплантите²⁹.

Клиничките студии сугерираат дека една од главните грижи на пациентите кои носат покровна протеза со два импланта е ротацијата на протезата.

Според Mericske-Stern и сор., покровната протеза има тенденција да ротира напред околу

линијата на потпора кога се применуваат бочни оптоварувања⁶³. Различните системи за ретенција, според Vasant R и Vasant МК, овозможуваат различни типови движења на протезата; овие движења може да бидат вертикални, хоризонтални или ротациони⁶⁴.

Една од најважните евалуации при дијагностичката фаза на терапија со импланти е евалуацијата на расположливиот ресторативен простор⁶⁵. Ресторативниот простор може да се дефинира како тридимензионален орален достапен простор за примање на предложената протетичка реставрација. Кај беззабните пациенти, овој простор е ограничен со оклузалната рамнина, потпорните ткива на беззабната вилица, образите, усните и јазикот.

Ahija и Cagna опишуваат четири различни класи на достапен вертикален ресторативен простор во беззабните лакови. Класите од I до IV ги опишуваат клиничките услови каде што достапниот вертикален простор за реставрација – од меките ткива на беззабниот гребен до оклузалната рамнина – изнесува ≥ 15 mm, 12 – 14 mm, 9 – 11 mm и < 9 mm.^{66,67}

Минималниот потребен вертикален ресторативен простор за имплант-покровна протеза (ИПоП) на долната вилица треба да изнесува 12 mm.

Во својата студија, Behnaz и сор. забележуваат дека минималниот потребен простор за локатор-систем треба да биде 8,5 mm (вертикално) x 9 mm (хоризонтално). Според авторите, кога вертикалниот простор е ограничен, топка-атечментите со мала висина се повеќе препорачливи отколку локаторите⁶⁷. Пречка-атечментите, пак, бараат поголем простор – минималната потребна висина за нив е 12 mm.

Губењето на имплантите и системите за ретенција имаат негативни последици врз рамнотежата на протезата и мастикаторната функција. За да се спречат компликациите, се препорачува правилна анализа на оклузалните сили, соодветен број на импланти, нивно оптимално топографско вградување, избор на соодветен атечмент и континуирана медицинска нега за пациентот, со цел отстранување на сите недостатоци кои би можеле се појават.

Sakar и сор. направиле истражување со цел да ги проценат компликациите поврзани со покровните протези ретинирани на импланти со топка-, пречка- и локатор-атечменти. Авторите заклучиле дека најмал број компликации се појавуваат кај протезите со локатор-атечменти⁶⁸.

Прогнозата на денталните импланти во голема мера зависи од распределбата на оптоварувањето на имплатите и на периимплантното ткиво. Постојат различни мислења меѓу авторите во врска со улогата на оклузијата во ресорпцијата на периимплантната коска. Сепак, постои општа согласност дека раниот неуспех на терапијата со импланти може да биде поврзан со преоптоварувањето⁶⁹, но, сепак, врска меѓу оклузалното

преоптоварување и ресорпцијата на периимплантната коска сè уште останува контроверзна тема во денталната имплантологија²⁹.

Доброто планирање на имплант-протетичкиот третман придонесува кон подобар пристап во менаџирањето на силите што делуваат на имплант-протетичкиот комплекс, а со тоа и врз инциденцата на ресорпција на периимплантната коска⁵⁴. Maeda и сор., Wang и сор. и Daas и сор. сметаат дека еден од клучните фактори кој влијае на оптоварувањето на имплантите и потпорните ткива се ретенциските елементи. Според авторите, кај резилентните атечменти напрегањето во коската околу имплантот последователно се намалува, при што дел од напрегањето се пренесува на постериорниот дел на алвеоларниот гребен. Ова резултира со подобра распределба на напрегањето, а со тоа се намалува максималното ниво на напрегањето^{57,59,60}. Според Maeda и сор., пречката овозможува подобра распределба на оклузалните оптоварувања^{29,57}. Но, авторите Shaware и Thakkar сметаат дека надостаток на пречката е тоа што може да предизвика воспаление на гингивата и ресорпција на периимплантната коска, повеќе отколку другите атечменти, бидејќи одржувањето на хигиената на периимплантните ткива е потешко кај пречка-атечментите⁷⁰.

Сепак, прегледот и мета-анализата спроведени од Keshk и сор. во 2017 година за влијанието на атечментите на ресорпцијата на периимплантната коска откриваат дека нема статистички значајни разлики помеѓу анализираните видови атечменти во однос на ресорпцијата на периимплантната коска, индексот на крварење, гингивалниот индекс и индексот на наслаги⁷¹.

Aldhorah и сор., врз основа на нивната студија за ефектот на атечментите на периимплантното ткиво кај мандибуларната покривна протеза над два импланта (вклучувајќи пречка-, топка-, локатор-, еластичен телескопски и магнетен систем), објавуваат дека сите системи за ретенција имале ист ефект врз ресорпцијата на периимплантната коска⁷².

Според литературните податоци, ресорпцијата на коската во постериорниот дел од алвеоларниот гребан на мандибулата е специфично поврзана со покривна протеза ретинирана на два импланта поставени во предниот дел на долната вилица⁷³.

Elsyad и сор. спровеле 7-годишна ретроспективна прелиминарна студија за ресорпцијата на постериорниот дел на алвеоларниот гребен на долната вилица, во зависност од видот на атечмент-системот, и заклучиле дека резилентните атечменти предизвикуваат поголема ресорпција на постериорниот дел на алвеоларниот гребен. Според авторите, видот на атечментот, висината на алвеоларниот гребен и начинот на потпирање на протезата биле поврзани со ресорпцијата на постериорниот дел од алвеоларниот гребен

на долната вилица⁷³.

2.4 Биомеханика на покрвната протеза над импланти

Биомеханиката е биомедицинска дисциплина која го проучува одговорот на биолошките ткива на применетата сила⁷⁴. Познавањето на биомеханичките принципи на структурите на мастикаторниот систем, биомеханиката на протетичките изработки, како и особините на материјалите на истите, е од суштинско значење за планирање на тераписките постапки и за оптимално дизајнирање на протетичките реставрации.

Биомеханиката на покрвната протеза над импланти е мошне сложена и зависи од повеќе фактори –најмногу од начинот на пренесување на силите, од изборот на супраструктурата, односно атечментот, и од вилицата во која се наоѓа таквата протетичка изработка⁷⁵.

При процесот на мастикација, забите меѓусебно се допираат и при тоа се развива сила која се пренесува на имплантатите и периимплантните ткива. Силата на оптоварување секогаш се наметнува како основна проблематика која е потребно да се амортизира и да се распредели на поширока база. Кај осеоинтегрираните импланти, поради недостаток на пародонтален лигамент, во споредба со забите, оптоварувањето се пренесува на коскениот ткиво, на значително поинаков начин. За разлика од забите кои имаат заштитни невромускулни рефлекси, имплантите немаат специфичен механизам за заштита од силните оклузални сили. Отсуството на рецептори лоцирани во пародонталниот лигамент може да предизвика траума на потпорните ткива⁷⁶.

Силите на оптоварувања на кои се подложни имплантите при нивно ставање во функција се разликуваат по големина, фреквенција и времетраење, во зависност од парафункционалните навики на пациентот⁶⁹. Силите што делуваат врз имплантите се краткотрајни, силни мастикаторни сили, и слаби постојани сили на оралната мускулатура (јазик, образи), но и стресни сили на самата супраструктура доколку приспособувањето на протезата не е совршено⁷⁵. Секоја сила што се применува врз супраструктурата се пренесува на имплантот и на околната коска^{69,76}.

Силите може да се опишат како сили на компресија, истегнување или смолкнување.

Компресивните сили имаат тенденција да го зачуваат интегритетот на интерфејсот коска-имплант додека силите на истегнување и смолкнување имаат тенденција да го нарушат интерфејсот коска-имплант. Силите на смолкнување се најдеструктивни за имплантите и коските. Во принцип, компресивните сили се акомодираат најдобро со имплант-протетичкиот комплекс. Имплантите и коската се најсилни при компресија, а се најслаби при смолкнување⁷⁷. Силите на смолкнување и истегнување се коси по природата и предизвикуваат поголемо напрегање на имплантите, периимплантната коска и

алвеоларниот гребен. Оптоварувањето под агол од 30° ќе го зголеми целокупното напрегање за 50 % во споредба со аксијалните сили, според Misch и Bidez⁵⁰.

Начинот на кој силата се распределува низ површината се нарекува механичко напрегање.

Во биомеханиката, важни се две варијабли кои го одредуваат нивото на напрегање: вкупната применета сила и површината на која се распределува силата. Според законите на физиката, кога површината се зголемува, силата се распределува на поголема површина, со што се намалува целокупното напрегање. Тоа може да се постигне со користење поголем број импланти, импланти со поголем дијаметар, како и со насочување на силите, бидејќи насоката на силите влијае врз распределбата на силите на површината. Дејството на надворешна сила врз имплантот предизвикува негово напрегање/деформација, кое се пренесува на коската и може да предизвика биолошка реакција. Ткивото, првенствено коската, е способно да одговори на тоа со ремоделација⁷⁸.

Врската меѓу напрегање и деформација ја одредува модулот на еластичност на материјалот. Модулот на еластичност на материјалот е вредност што се однесува на крутоста на материјалот. Колку повеќе модулот на еластичност на имплантот е сличен на оној на коската, толку е помала можноста за релативно поместување на границата помеѓу коската и имплантот и губење на осеоинтеграцијата. Кортикалната коска е петпати пофлексибилна од титаниумот, што значи дека со зголемување на напрегањето, се зголемува и разликата на деформацијата на имплантот и коската, со што се зголемува можноста за биолошки компликации. Модулот на еластичност е поврзан со густината на коската. Еластичниот модул на коската е пофлексибилен во споредба со титаниумот. Кога на имплантот се применуваат поголеми оптоварувања, титаниумот покажува помала деформација (промена во обликот) во споредба со коската. Оваа разлика помеѓу двата материјали може да создаде микродеформации кои доведуваат до патолошко преоптоварување и неуспех на имплантот. Кога оптоварувањата што се применуваат на имплантите се ниски, разликата во микродеформацијата помеѓу титаниумот и коската се минимизира и останува во адаптираната зона⁷⁹.

Како резултат на повеќекратно преоптоварување, може да дојде до замор на материјалот, што резултира со фрактура на имплантот. Заморот на материјалот се одредува според својствата на материјалот, макрогеометријата, интензитетот и бројот на циклуси (повторувања) на силите. Кога оптоварувањето го надминува физиолошкиот праг, делува подолг период и се повторува, се јавува микротраума поради замор и, на крај, се јавува фрактура на материјалот. Заморот на материјалот може да се спречи со аксијална насока на силите, бидејќи тие создаваат компресивни сили кои имплантот добро ги толерира и не го надминуваат прагот на издржливост. Нивото на стрес под кое биоматеријалот на имплантот може да се оптоварува на неодредено време се нарекува граница на

издржливост. Легурата на титаниум покажува повисока граница на издржливост од комерцијално чистиот титаниум.²⁹

Биомеханичките неуспеси обично се манифестираат со губење на коскена маса, инфекција на периимплантното меко ткиво, кршење на керамичкиот или полимерниот материјал на реставрацијата, олабавување на имплантната завртка, па дури и фрактура на завртката, а во ретки случаи и на самиот имплант⁸⁰.

Клинички, сè уште е невозможно да се проценат биомеханичките карактеристики на имплантите и на коската. Методи врз основа на симулација, како што е методот на конечни елементи (МКЕ), се користат за оценување и квантификација на напрегањето и деформациите кај имплантите, коската и протетичките компоненти⁷⁴.

2.5 Метод на конечни елементи

Методот на конечни елементи (МКЕ) е компјутеризиран истражувачки метод кој користи математички модел за да го процени напрегањето во различни објекти и нивната околина кога се подложени на сили⁸¹.

Ваквата структурна анализа овозможува одредување и квантификација на напрегањата/деформациите предизвикани од надворешни сили, притисок, топлински промени и други фактори. Бидејќи е невозможно да се измери напрегањето/деформацијата во човечките ткива како одговор на надворешна сила, овој метод е особено корисен за проценка на механичките аспекти на биоматеријалите во човечките ткива, што претставува голем предизвик да се проучува директно на човечки субјекти поради етичките размислувања при спроведување на истражувањето⁸³.

Напредокот во виртуелното инженерство овозможува извршување на компјутерски симулации во конкретни и стабилни услови, имитирајќи ги состојбите во устата на пациентот. Испитувањата на Панчевска потврдуваат дека со употреба на МКЕ може да се имитираат условите во оралната празнина, односно овој метод дозволува да се имитираат карактеристиките на коската, како и вискоеластичните својства на лигавицата, поточно нејзината резилентност⁸³.

Првиот чекор при анализа со методот на конечни елементи е моделирање на геометријата на системот што се проучува. Ова може да се направи со помош на софтвер за компјутерски дизајн (CAD), но честопати мора да се направат поедноставувања на геометријата на системот за да се овозможи реален број на пресметки што треба да се направат од компјутерскиот систем. Откако целокупната геометрија е соодветна, таа мора да се подели на помали делови, наречени елементи, во процес познат како мрежење. Со одвојување на системот на помали делови, математичките равенки за претставување физички својства може да се применат на секој дел и на системот како целина.

Моделирањето, исто така, овозможува и бара внесување на својствата на материјалот и граничните услови на оптоварување на системот. Откако ќе се внесат овие вредности, равенките овозможуваат моделирање на оптоварувањето што го доживува еден елемент кога силата се става на далечен јазол. Резултатите потоа може да се визуелизираат со прикажување на различно ниво на напрегање со бои на неподвижната слика направена од анимација⁸⁴.

МКЕ се користи од сè поголем број истражувачи за проучување на биомеханичките аспекти на забните импланти и протези.

2.6 Примена на МКЕ во имплант-протетичката стоматологија

МКЕ има широка примена во современата стоматологија, особено во денталната имплантологија. МКЕ овозможува симулација и проценка на биомеханичките ефекти кои имаат тенденција да се појавуваат во супраструктури и импланти во различни клинички ситуации во кои има компликации поврзани со импланти или протетички реставрации⁸⁵.

Во имплантологијата, МКЕ се користи за проучување на моделите на напрегање во различни компоненти на имплантите, а, исто така, и во коската (Geng и сор.⁴⁹, Baggi и сор.⁸⁶) Моделот на напрегање на периимплантантската коска е под влијание на бројот на имплантите, дијаметарот, должината, профилот на навојот, материјалните својства на компонентите на имплантот, а исто така и под влијание на квалитетот и квантитетот на околната коска⁸⁶.

Успехот на МКЕ зависи од точноста на симулацијата на геометријата и структурата на површината на имплантот, карактеристиките на материјалот на имплантот и коската на вилицата, условите за оптоварување, како и од интерфејсот имплант-коска. Основната тешкотија при симулација на живото коскено ткиво и неговиот одговор на применетите механички сили, исто така, е решена со развојот на техники за дигитално снимање кои овозможуваат добивање на биолошки податоци за коскената геометрија и својствата специфични за предметот за моделирање на МКЕ⁸⁷.

Со разбирање на основната теорија, методот, примената и ограничувањата на МКЕ во имплантната стоматологија, клиничарот ќе биде подобро подготвен да ги толкува резултатите од МКЕ-студиите и да ги примени овие резултати во клинички ситуации⁸⁸.

Анализата на напрегањето и деформацијата кај покровната протеза над импланти, користејќи МКЕ, е широко третирана во современата стоматологија (Ozan и Ramoglu¹⁴, Khurana и сор.⁹⁰, Ying и сор.⁹¹, Meijer и сор.⁹³, Jiang и сор.⁹⁴ и др.). Утврдено е дека не само интензитетот, насоката и времетраењето на силата влијаат врз биомеханиката на покровната протеза над импланти, туку и повеќе фактори. Дополнително, важен фактор е

и изборот на ретенциските елементи како конектор меѓу имплантот и протезата, бројот, димензиите и распоредот на имплантите, дали имплантите се цврсто поврзани едни со други, типот на коската и типот на антагонистот. Поради овие причини, во литературата е можно да се најдат различни студии засновани на МКЕ во зависност од условите за тестирање, бидејќи експеримент што би ги опфатил сите параметри не е можен⁸⁹.

Бројни ин-витро студии со МКЕ се направени за да се споредат различни системи на ретенција и нивниот ефект врз преносот и дистрибуцијата на оклузалните сили, како и за да се анализираат напрегањата и деформациите на одредени делови од системот во зависност од видот на атечментот, материјалот од кој е направен атечментот, висината, ретенцијата, флексибилноста и многу други параметри^{14, 90, 91}.

Khurana и сор.⁹⁰, Ozan и Ramoglu¹⁴ и Ying и сор.⁹¹ со помош на МКЕ го истражувале ефектот на висината на атечментот врз преносот на оклузалните сили и напрегањата во потпорните ткива. Атечментите треба да бидат што е можно пократки за подобра распределба на напрегањето⁹⁰. Поголемата висина и дијаметар на атечментот генерираат повеќе напрегање на периимплантната коска¹⁴, а интензитетот на деструктивните латерални сили е поголем и поместувањето на протезата е поголемо⁹¹, според авторите.

Флексибилноста на атечментите, исто така, влијае на распределба на силите околу имплантот. Поголемо напрегање, генерално, е концентрирано во коската околу имплантот со ригиден систем за ретенција, според Daas и сор.⁶⁰, Bollineni и сор.⁶², врз основа на резултатите добиени со МКЕ, при оценка на распределбата на напрегањето на периимплантната коска со ригидни и резилентни атечменти^{60,62}.

Силата на ретенција е, исто така, важен фактор за успехот на протезата. Континуираното напрегање се апсорбира од страна на атечментот при поставувањето и отстранувањето на протезата. Колку е поголема ретенцијата, толку повеќе напрегање се пренесува на имплантите и на коската⁹².

Видот на атечмент кој се користи за ретенција на ИППоП, но и интензитетот и смерот на оклузалните сили се сметат за суштински фактори за биомеханиката на покровната протеза и за успехот на имплант- протетичкиот третман.

Meijer и сор. извршиле испитување со МКЕ за да ги проучат нивните модели на дистрибуција на стресот. CAD-моделот од мандибулата бил изграден од податоци добиени од 3D-снимка на СВСТ. На моделот биле поставени два импланти во интерфораминалниот регион кои биле самостојни или поврзани со пречка. Кога имплантите биле под дејство на косите сили, најголемите напрегања биле лоцирани околу вратот на имплантот, додека кај вертикалните сили на оптоварување биле забележани помали напрегања, независно од системот за ретенција⁹³.

Jiang и сор. со МКЕ ги тестирале своите модели под оптоварување од 100 N за анализа на напрегањето и деформацијата кај имплантите и перимплантната коска. Највисоката концентрација на напрегање била локализирана на вратот на имплантот и на кортикалната коска околу вратот на имплантот, без оглед на типот на системот за ретенција. При користење на локаторот како систем за ретенција, се забележани пониски вредности на напрегања и кај имплантот и кај периимплантната коска во споредба со пречката⁹⁴.

Студија на Idzior-Naufa и сор. ги споредила биомеханичките својства на два импланти со пречка и два импланти со топка за ретенција на протезата. Тие извршиле анализа со МКЕ за пет начини на оптоварување: 20, 50 и 100 N вертикални сили и 20 и 50 N коси сили, применети на поединечни заби (централниот инцизив, канинот и првиот молар). Според авторите, обликот на ретенцискиот елемент влијае на биомеханичките својства на покривната протеза. Топка-атечментите генерираат поголеми напрегања на имплантите и периимплантното коскено ткиво во споредба со пречката⁹⁵.

Unsal и сор., со методот на конечни елементи, го испитувале ефектот на атечментите (топка и локатор) врз дистрибуцијата на напрегањето, тестирајќи ги моделите под билатерални и унилатерални вертикални и коси оклузални оптоварувања од 100 N. Напрегањата биле повисоки во присуство на коси оптоварувања во споредба со вертикалните оптоварувања во сите анализирани модели. Моделите со топка-атечмент покажале пониски вредности на стрес во споредба со локаторот при сите услови на оптоварување⁹⁶. Спротивно на тоа, El Anwar и сор. изјавиле дека локаторите предизвикуваат помалку напрегање од топка-атечментите кога ги тестирале нивните модели со методот на конечни елементи, под вертикалните компресивни сили од 50, 100 и 150 N⁹⁷.

John J. и сор. направиле истражување со МКЕ за да ја проценат дистрибуција на оптоварувањето околу имплантите кои ја поддржуваат мандибуларната покривна протеза со помош на топка/О-прстен и магнет-атечментите. Резултатите покажуваат дека со зголемување на дијаметарот на атечментот, се зголемува и стресот во кортикалната коска околу имплантот. Авторите заклучиле дека атечментите со помал дијаметар ќе помогнат да се намалат напрегањата на кортикалната коска⁹⁸.

Menicucci и сор. ја испитувале распределбата на стресот во коската околу имплантот и постериорниот дел на алвеоларниот гребен на мандибулата кај 2-имплантните покривни протези, ретинирани со топка- и пречка-атечменти, користејќи 3D-метод на конечни елементи. Студијата покажува дека, кога имплантите биле поврзани со пречка-атечмент, стресот во предниот дел на гребенот на вилицата бил понизок, веројатно, затоа што наместо да остане концентриран помеѓу имплантите, пречката го ослободувала стресот во кортикалната коска на постериорниот дел на РАГ. Кога двата импланти биле одвоени, како кај топчестите атечменти, напрегањето во предниот дел на вилицата било поголемо, а оптоварувањето на постериорниот дел на алвеоларниот гребен – помало⁹⁹.

El-Taftazani и сор. со МКЕ ги тестирале моделите со топка и локатор-атечмент, под вертикално и косо оптоварување од 100 N и заклучиле дека локатор-атечментот пренесува помалку напрегање на телото на имплантот и околните структури за разлика од топката. Според авторите, секогаш кога системот за ретенција е резилентен, напрегањето во коската околу имплантот последователно се намалува и дел од напрегањето се пренесува на постериорниот дел на алвеоларниот гребен, што резултира со подобра распределба на напрегањето, а со тоа се намалува максималното ниво на напрегањето⁶¹.

Bollineni и сор. со 3D МКЕ го истражувале ефектот на атечментите врз распределбата на оптоварувањето на периимплантната коска и постериорниот дел на мандибуларната коска, предизвикано од покривна протеза ретинирана на тесни импланти со ригидни и резилентни атечменти. Според авторите, кај пациенти со тесни гребени, каде што постои ограничување за поставување импланти со стандарден дијаметар, точниот изборот на атечментите е важен фактор за распределба на оптоварувањето. Со ригидните атечменти, напрегањето во периимплантната коска и постериорниот дел на алвеоларниот гребен било поголемо⁶².

Имплантите со тесен дијаметар се сугерира дека имаат помала отпорност на механички сили во споредба со имплантите со стандарден дијаметар и може да го зголемат стресот што се пренесува на коскениот ткиво¹⁰⁰.

Kumbulo и сор., во нивната студија со 3D геометриски модели, кои се состојат од два тесни импланти (3,3 мм x 12 мм) поставени на ниво на канините и поврзани со пречка, заклучуваат дека најголеми напрегања на имплантите и на коскениот ткиво биле забележани во сите модели при хоризонталното оптоварување. Вредностите на напрегањето од хоризонталното оптоварување биле повисоки од вредностите на вертикалните и косите сили на оптоварување¹⁰⁰.

Авторите El-Sheikh и Morneburg не пријавиле фрактури на имплантот во текот на 6-годишно и 2-годишно следење^{101, 102, 103}. Според студијата на Morneburg, фрактурата на имплантот била избегната благодарение на правилниот протокол за оптоварување, поставувањето на импланти во предниот дел на мандибулата и употребата на кратки атечменти^{102, 103}.

Според Guichet и сор., поврзувањето на имплантите со пречка има биомеханички поволности и води кон подобра распределба на оптоварувањето¹⁰⁴.

Поврзување на имплантите се прави за да се зголеми стабилноста на структурата како целина и да се постигне подобра дистрибуција на сили со зголемување на вкупната површина што го прима оптоварувањето. Студијата на Valera-Jiménez и сор., со МКЕ, утврдува дека компликациите поврзани со тесни импланти може да се намалат благодарение на механичките предности што ги дава пречката. Авторите заклучуваат дека

поврзувањето на тесните импланти со пречка би ги заштитило имплантите од прекумерно оптоварување¹⁰⁵.

3. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ

Нулта хипотеза. Видот на атечмент како ретенциски систем нема влијание врз дистрибуцијата на напрегањето и деформациите на имплантот, периимплантната коска и постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 1. Видот на атечмент како ретенциски систем на покровната протеза на имплантите има влијание врз пренесувањето на напрегањето и деформацијата во периимплантната коска при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 2. Видот на атечмент како систем за ретенција на покровната протеза на имплантите има влијание врз пренесувањето на напрегањето на имплантите при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 3. Видот на атечмент како ретенциски систем има влијание врз пренесувањето на напрегањето и деформацијата (поместувањата) во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 4. Постои разлика во напрегањата и деформациите (поместувањата) кои се јавуваат кај имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен при дејство на оклузални сили на оптоварување, во зависност од атечментите (топка, локатор и пречка) како системи за ретенција на покровната протеза на имплантите.

3.1 ЦЕЛИ НА ТРУДОТ

Целта на оваа студија е да се процени како видот на атечментите како ретенциски елементи за покровна протеза потпрена на тесни импланти влијае врз имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на алвеоларниот гребен. Напрегањата што се случуваат во имплантот под дејство на силите, како и деформацијата на периимплантната коска ќе се проценат во однос на видот на атечментот, но и во контекст на литературните податоци за физиолошките граници на мандибуларната коска. Ова е значајно за да се избегне преоптоварување на периимплантната коска, што доведува до нарушување на протетичката рехабилитација. Деформацијата на коската во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен (РАГ) ќе се евалуира за да се детерминира отстапувањето во однос на физиолошката деформација на коската, во зависност од видот на атечментот. Овие проценки ќе бидат направени со користење на симулирано функционално оклузално оптоварување, со помош на 3D-методот на конечни елементи.

Специфичните цели на истражувањето во оваа докторска дисертација се следните:

1. Да се прикаже дистрибуцијата на оклузалното оптоварувањето, односно напрегањето кај тесните импланти на беззабна мандибула кои ја поддржуваат мобилната покровна протеза во зависност од различните атечмент-системи.
2. Да се евалуира напрегањето/деформацијата (поместувањата) во периимплантната коска под дејство на оклузалните сили, во зависност од видот на атечментите (топка, локатор и пречка) како ретенциски систем за покровна протеза над тесни импланти кај беззабна мандибула.
3. Да се прикаже напрегањето/деформацијата (поместувањата) која се јавува во постериорниот дел на РАГ, во зависност од различните видови атечменти како ретенциски системи за покровна протеза над тесни импланти во беззабна мандибула.

4. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА

Во согласност со поставената цел, експерименталното истражување беше спроведено со употреба на софтверот за нумерички симулации, на виртуелниот модел креиран со 3D-методот на конечни елементи (МКЕ).

4.1 Процес на методот на конечни елементи

Процесот на методот на конечни елементи може да се подели во три фази:

- Фаза на предобработка
- Фаза на решавање
- Фаза на постобработка

4.1.1 Фаза на предобработка

Оваа фаза е составена од следниве чекори:

а) Дефинирање на типот на елемент;

б) Дефинирање на својствата на користените материјали;

Физичките својства се доделуваат на избраниот материјал. Овие својства ќе го одредат однесувањето на материјалот по специфичното оптоварување.

в) Креирање модел;

За да се постигне ова, се користи СВСТ-скенирање.

г) Дефинирање на густината на мрежата;

Со зголемување на бројот на елементи, моделот со конечни елементи станува попречилен.

4.1.2 Фаза на решавање

Во оваа фаза се дефинираат граничните услови. Граничните услови подразбираат дека, ако претпоставиме дека елементот е конструиран на компјутер и врз него се применува сила, тој ќе се однесува како слободно лебдечко тврдо тело и ќе претрпи транслационо или ротационо движење; или комбинација од двете, без да доживее деформација. За да се проучи неговата деформација, мора да се ограничат некои степени на слобода (движење на јазолот во секоја насока — x , y и z) за некои од јазлите. Ваквите ограничувања се нарекуваат гранични услови.

4.1.3 Фаза на постобработка

Оваа фаза го вклучува излезот на резултатите добиени преку фазата на обработка. Резултатите може да следат на три различни начини:

а) Приказ во форма на мапа со кодирани бои.

Квантитативната анализа се одредува преку толкување на овие бои. Боите варираат од црвена до сина. Сината боја ја претставува областа на максимално напрегање на смолкување, а црвената ја претставува областа на максимално компресивно напрегање. Во некои софтвери, редоследот на боите е обратен.

б) Нумерички приказ – ја прикажува количината на главно напрегање/деформација во дадениот материјал.

в) Резултатите се прикажуваат како анимација за подобра визуелизација¹⁰⁶.

Дијаграмот бр. 1 претставува резиме на фазите од анализата на конечни елементи.



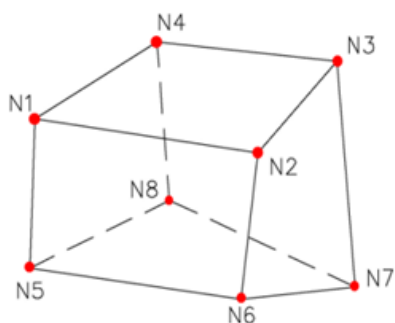
Дијаграм 1. Претставување на фазите на методот на конечни елементи.

4.2 Анализа со МКЕ на покровна протеза ретинирана со импланти

4.2.1 Дефинирање на геометријата на моделот

Потребните геометриски податоци за моделирање на формата и обликот (геометријата) на компјутерскиот модел се добиени од СВСТ-радиографска снимка. Откако ќе се дефинира геометријата на дискретизирианиот модел, му се доделува конечен број на елементи и јазли од соодветен тип; и на тој начин се добива мрежа од конечни елементи. Соодветен софтвер генерира мрежа со конечни елементи. Точноста на добиените резултати најмногу зависи од прецизноста на дефинирањето на мрежата на конечни елементи. Колку е пофина мрежата, односно со поголем број јазли и елементи, толку е попрецизно решението на проблемот. При одредување на потребната густина на мрежата, треба да се земе предвид дека зад секој елемент или јазол стои одреден број математички равенки што треба да се

решат⁸⁶. Создавањето мрежа на елементи и јазли и дефинирањето на граничните услови претставува дискретизација, т.е. мрежење на нумеричкиот модел (јазли и елементи).



Слика 4. Исопараметриски волуменски елемент со 8 јазли

4.2.2 Дефинирање на материјалните карактеристики на моделот

Конечните елементи треба да имаат дефинирани карактеристики на материјалите. Повеќето стоматолошки материјали што се анализират се претпоставува дека се хомогени, изотропни и линеарно еластични.

Влезните параметри за сите моделирани објекти се: модулот на еластичност – E и Poisson-коэффициент – ν , за кои ќе се користат податоци од литературата.

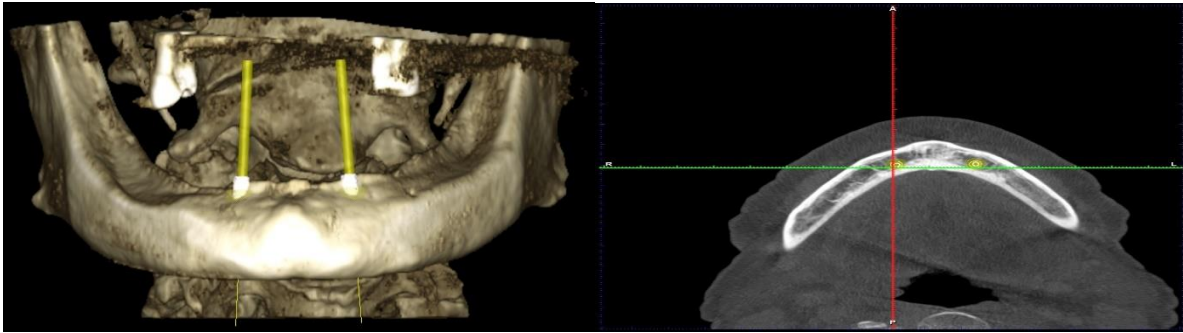
Табела 1. Влезни параметри на оралните ткива и протетичките материјали

Модел	Еластичниот модул(MPa)	Poisson коефициент(ν)
Импланти-атечмениTi 6Al 4V	110000	0.3
Кортикална коска (42)	13700	0.3
Спонгиозна коска (42)	1370	0.3
Акрилат(8)	3000	0.35
Мукоза (42)	1	0.37
најлонска капица (30)	350	0.40
нерѓосувачки челик	19000	0.31

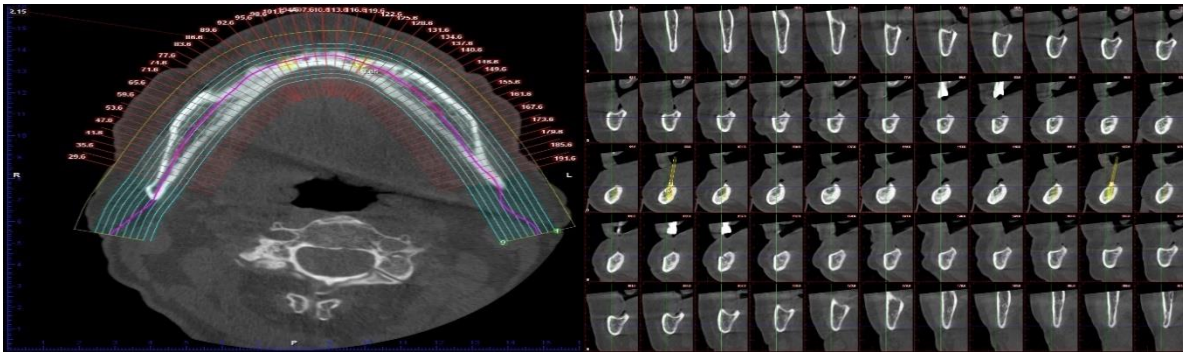
4.2.3 Креирање на моделот

Тродимензионалните (3D) модели врз кои беше спроведена анализата се изработени врз основа на СВСТ (Cone Beam Computed Tomography) радиографски снимки на безабна мандибула. Во испитувањето се користи СВСТ-снимка од пациент третиран на Клиниката за мобилна протетика при ЈЗУ Универзитетски стоматолошки клинички центар „Св.

Пантелејмон“ во Скопје, со писмена согласност за истата. СВСТ- снимањето беше направено на Универзитетската клиника за максилофацијална хирургија во Скопје. Користејќи ја базата на податоци на софтверот (Romexis Planmecas), соодветни импланти (3,3 × 10 mm) се позиционирани во интерфораминалниот простор на беззубната мандибула.

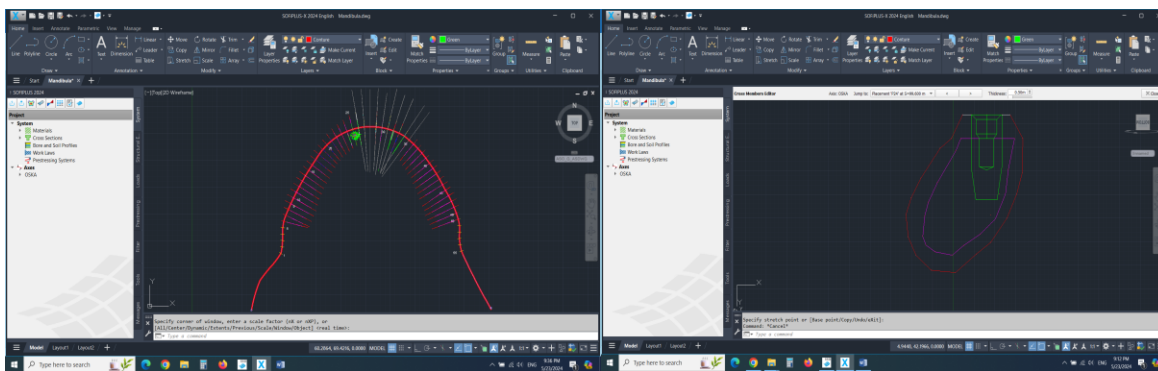


Слика 4. СВСТ-радиографски снимки на беззубна мандибула со виртуелно позиционирани импланти

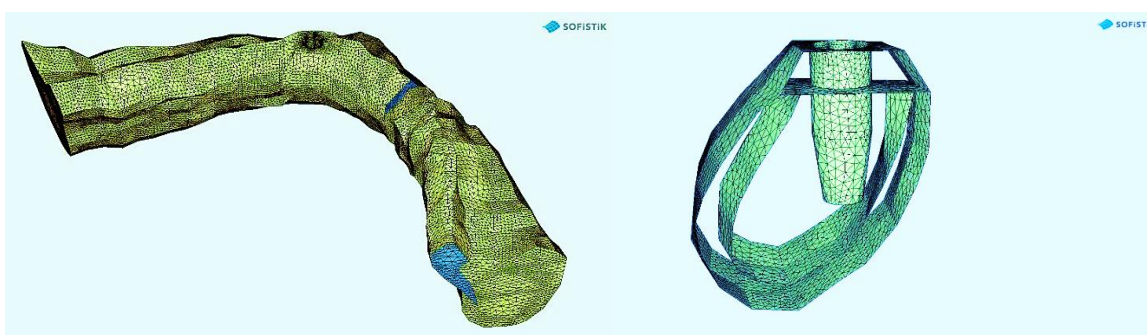


Слика 5. СВСТ-радиографски снимки на беззубна мандибула со пресеци

Првичниот чекор при МКЕ вклучува компјутеризирани претставување на геометријата на виртуелниот модел. Добиените податоци од СВСТ-радиографските снимки се користени за генерирање мрежа на конечни елементи со SOFIFTIK софтверскиот пакет. Контурирана е границата меѓу кортикалната и спонгиозната коска. Контурните податоци на профилите беа трансформирани во координатни точки (x , y и z).



Слика 6. Креирање на модел со Sofistik софтверски пакет



Слика 7. Тродимензионален модел на конечни елементи на мандибулата со поставени импланти

За целите на истражувањето формирани се три тродимензионални модели на беззабна долна вилица. Откако се креирани тродимензионалните модели на долната вилица со два импланти, на нив виртуелно се поставени атечментите (од Alpha-BioTec) и тоталната мобилна протеза со вградени аналогни делови на соодветните атечменти.

Испитувањата се спроведени на три модели на мандибуларна, тотално беззабна вилица со тесен гребен на која во интерфораминалниот простор се позиционирани два импланти – на еднакво растојание од медијалната линија, паралелно меѓу себе и на иста висина.

За потребите на испитувањето се претпостави дека имплантите се 100 % осеоинтегрирани. Во испитувањето се користени импланти со мали димензии ($3,3 \times 10 \text{ mm}$) – Alpha-BioTec. Spiral Implant, Internal Hex connection, од легура на на Titanium (Ti 6Al 4V) и со NanoTec™ имплантната површина за оптимална осеоинтеграција. Кај секој од моделите се поставени различни ретенциски системи, како и акрилатна мобилна покривна протеза со вградени аналогни делови од системите за ретенција на нејзината база.

МОДЕЛ 1: Два импланти ($3,3 \times 10 \text{ mm}$) на позицијата на канините и локатор-атечмент,

МОДЕЛ 2: Два импланти ($3,3 \times 10 \text{ mm}$) на позицијата на канините и топка-атечмент,

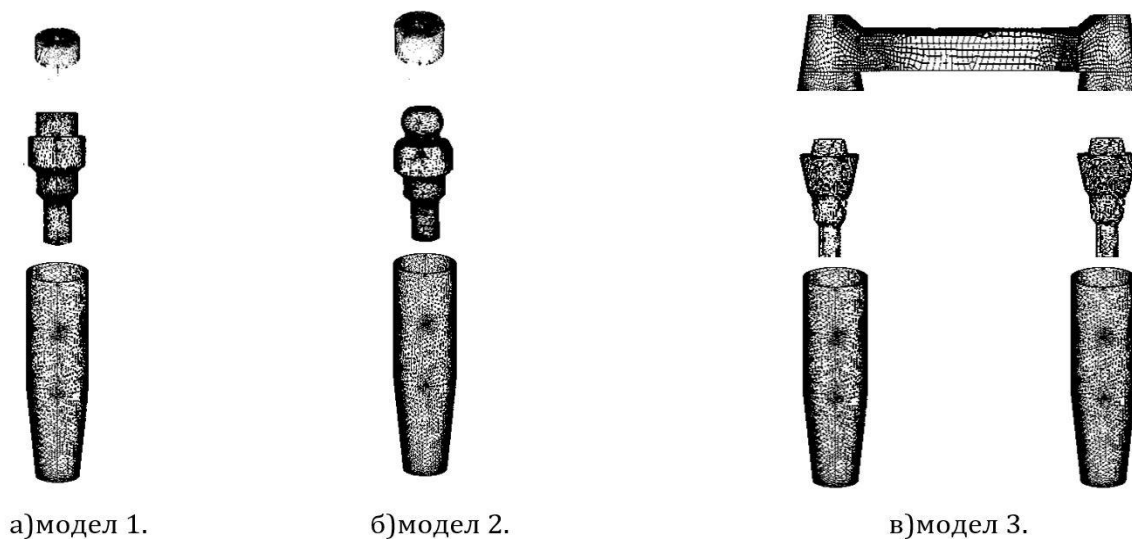
МОДЕЛ 3: Два импланти ($3,3 \times 10 \text{ mm}$) на позицијата на канините и пречка-атечмент.

Ретенциските елементи се моделирани според фабричките димензии и препораки (преземени од каталогот на Alpha-BioTec, 2020 г.). Покровната протеза е изработена од топлополимеризирачки акрилат и акрилатни заби. Во оваа студија се претпоставуваше дека дебелината на мукозата е 2 mm.

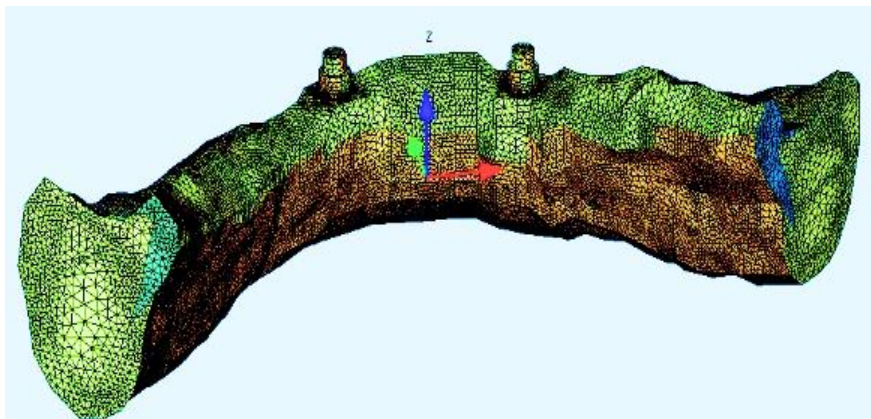
МОДЕЛ 1 — Alphasoc (Alpha-Bio Tec) атечмент со висина од 2 mm и со розова најлонска капица за лесна ретенција, титаниумски абатмент и матрица од нерѓосувачки челик.

МОДЕЛ 2 — Топка (Alpha-Bio Tec) атечмент со висина од 2 mm, со најлонска розова капица, титаниумски абатмент и матрица од нерѓосувачки челик.

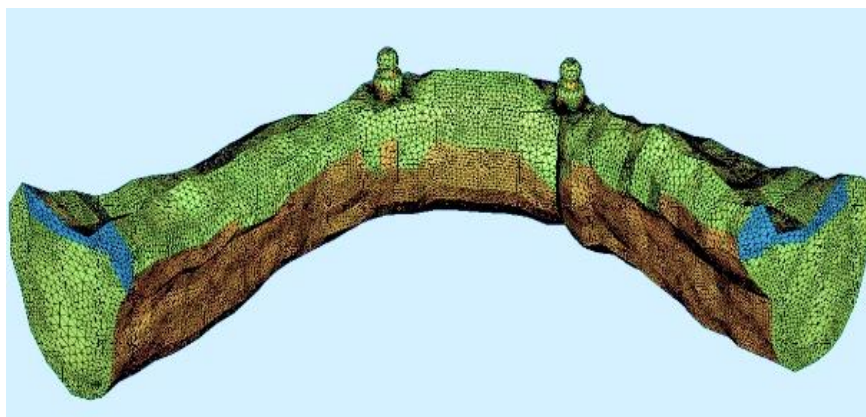
МОДЕЛ 3 — Preci/Dolder Bar Switzerland, резилиентна пречка-атечмент со овален облик од титаниум, на висина од 1mm од гингивата и титаниумска матрица вградена во базтата на протезата.



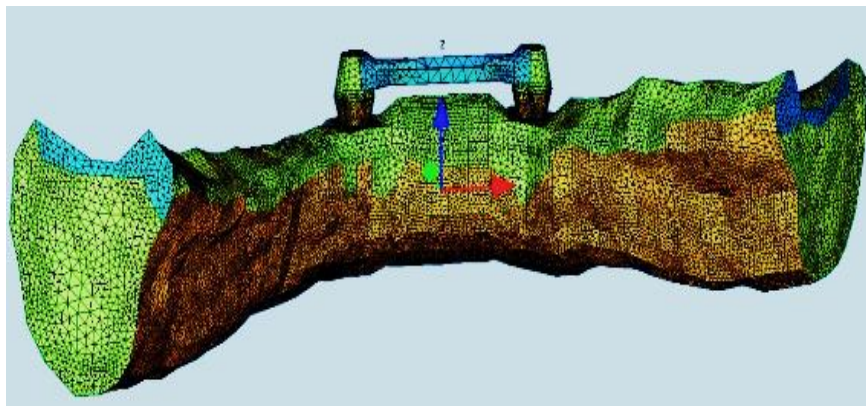
Слика 8. Ретенциски елементи — атечменти: а) локатор, б) топка, в) пречка.



Слика 9. Тродимензионален модел на конечни елементи на мандибула со поставени импланти и локатор-атечменти



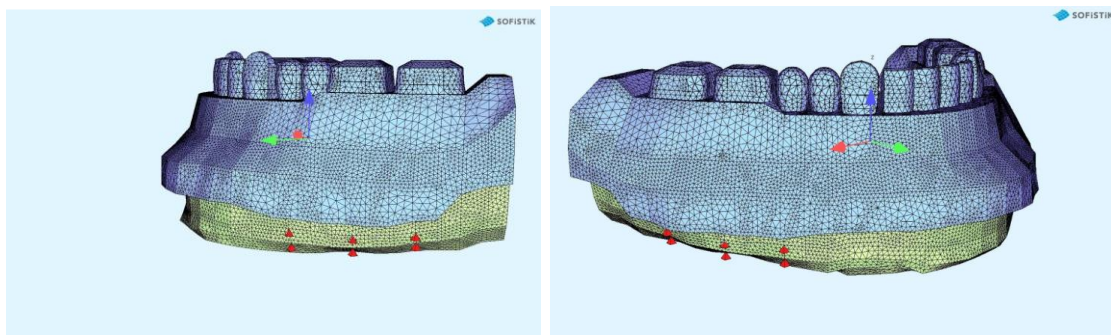
Слика 10. Тродимензионален модел на конечни елементи на мандибула со поставени импланти и топка-атечменти



Слика 11. Тродимензионален модел на конечни елементи на мандибула со поставени импланти и пречка-атечменти

4.2.4 Гранични услови и ограничувања на моделот

Дефинирањето на граничните услови, односно фиксирањето на моделите има цел да го ограничи поместувањето на моделот кога на него делуваат сили. Тоа се постигнува преку ограничување на степените на слобода на поместување во јазлите¹⁰⁷. Дискретизираните нумерички модели, кои се применуваат во рамките на МКЕ, мора да имаат прецизно дефинирани гранични услови, односно степени на слобода на движење на јазлите на моделот.



Слика 12. Гранични услови и ограничувања на моделот

Секој континуум има бесконечен број степени на слобода. Овој метод ги намалува степените на слобода од бесконечно до конечно со помош на дискретизација, т.е. мрежење (јазли и елементи) со цел решавање сложен проблем. Практично, тоа значи можност за движење во сите три просторни рамнини и оски (вертикално, сагитално и хоризонтално). На дискретизиран модел, секоја точка (јазол) има конечен број степени на слобода. За да се ограничат степените на слобода на конечните елементи, тие мора да имаат определена форма и димензии.

4.2.5 Услови на оптоварување


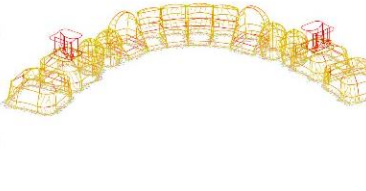

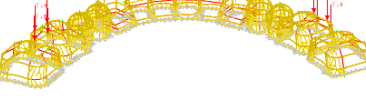
За оптоварување на моделите на МКЕ може да се симулират аксијални и неаксијални сили на надолжната оска на имплантот. Комбинацијата на аксијално и неаксијално оптоварување, наречена мешано оптоварување, симулира пореални услови^{108,109}. За да се добијат поверодостојни резултати, се смета дека неаксијалните станични (коси и хоризонтални) сили треба да бидат дел од механичката анализа во истражувањата со МКЕ. Неаксијалните сили се сметаат за клинички пореални во МКЕ отколку¹¹⁰ аксијалните¹⁰⁹.

Конечните елементи се меѓусебно поврзани со јазли и создаваат мрежа на конечни елементи, при што силите дејствуваат на јазлите. Оптоварувањето може да биде статичко или динамичко. Динамичкото оптоварување, иако е пореално, е потешко за пресметување од статичкото оптоварување и затоа повеќето МКЕ-анализи користат статички оптоварувања, кои можат да бидат аксијални, неаксијални или мешани^{110,111}.

За да се воочи влијанието на силите врз имплантот, периимплантното ткиво и постериорниот дел на РАГ, анализирани се аксијални и коси сили. Анализата со МКЕ овозможува да го евидентираме местото каде се јавува најголемо напрегање под дејство на силите.

Во ова истражување моделите беа тестирани под оптоварување со симулирани аксијални сили до 150 N и коси сили до 50 N со агол од 30 % во регионот на првиот молар, унилатерално и билатерално.

Табела 2. Приказ на местото на оптоварување при унилатерални и билатерални аксијални и коси сили.

Сили	Унилатерално	Билатерално
Аксијални сили		
Коси сили		

Во ова испитување, времето не се зема како фактор во делувањето на силата, односно ќе се испитуваат краткотрајни сили.

4.2.6 Интерфејс коска-имплант

Моделите на МКЕ претпоставуваат дека имплантите се идеално 100 % осеоинтегрирани, што значи дека кортикалната и трабекуларната коска се совршено врзани за имплантот.

4.2.7 Валидација на моделот

Валидацијата се врши со споредување на резултатите од МКЕ со резултатите од претходните студии поврзани со одредена тема. Тоа обезбедува увид дали моделите користени во студијата биле прецизно дизајнирани. Ако резултатите се добри, моделите може да се препорачуваат за идни студии.

Различни типови напрегање можат да се видат во моделот на МКЕ: напрегање кое делува перпендикуларно на пресекот и предизвикува компресија и издолжување; напрегање на смолкнување — делува паралелно со пресекот и предизвикува искривување. Сите анализи и пресметки применети во стоматологијата се однесуваат на vonMises еквивалентното напрегање. VonMises-напрегањето се заснова на енергијата на дисторзија или енергијата на напрегање на смолкнување (Теорија на неуспех). Тоа се напрегањата над кои материјалот попушта или се деформира.

5. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ

Анализата на напрегањето, спроведена со софтверскиот пакет SOFIFTIK, даде резултати што овозможуваат следење на von Mises-напрегањето во форма на мапа со кодирани бои, односно распределбата на напрегањето е претставена со различни бои. Црвената боја, која означува минимално напрегање, е проследена со портокалова, жолта, светлозелена, зелена, светлосино и темносина боја. Темносината боја претставува највисоки вредности на напрегање, односно напрегање на смолкување, додека црвената боја претставува помали и поволни вредности на напрегање, односно компресивни напрегања. Со овие различни бои може да се анализира шемата на распределба на напрегањето во различни модели.



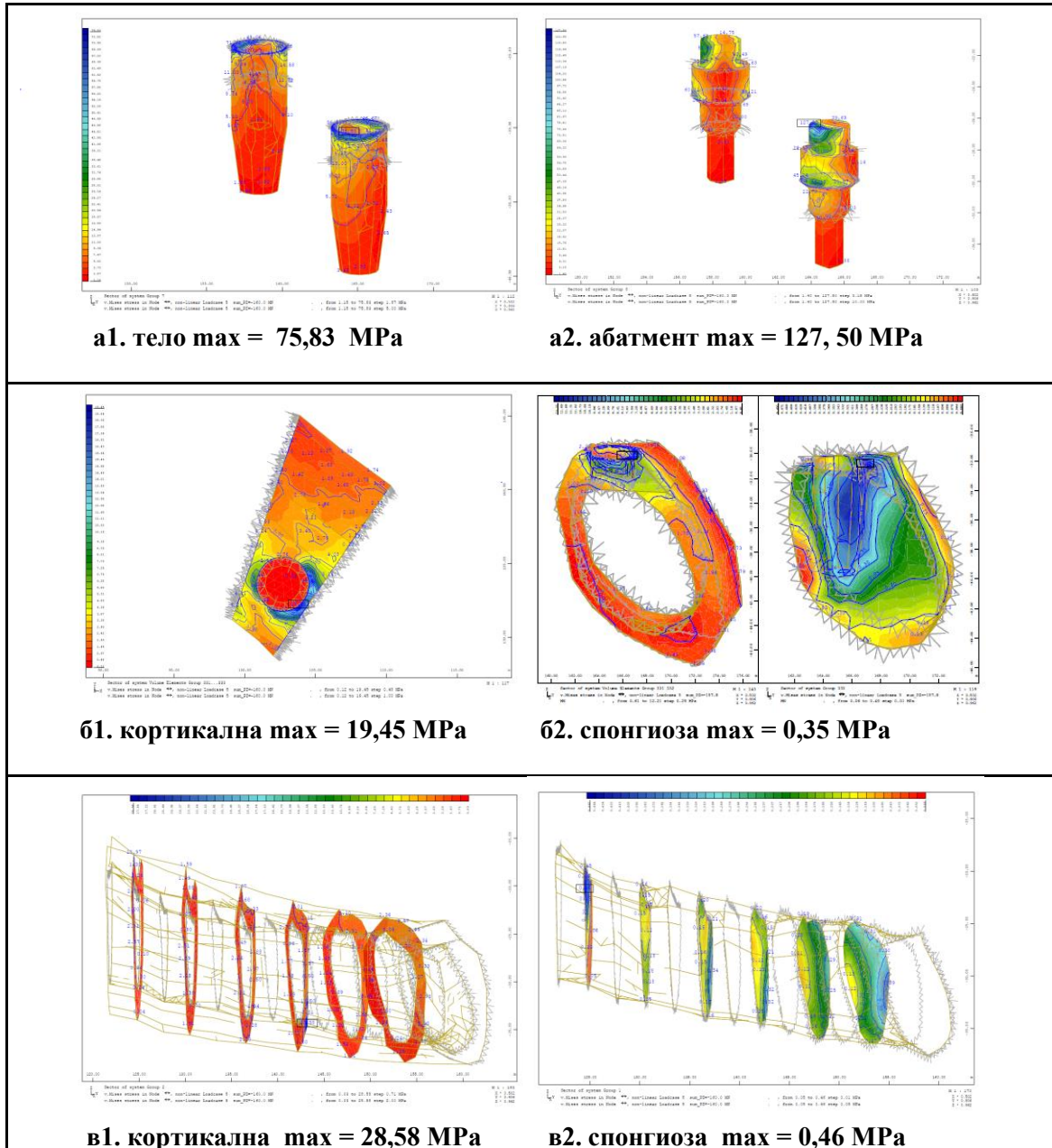
Слика 13. Приказ на градицијата на кодирани бои кои претставуваат минимално и максимално von Mises-напрегање

Оптоварувањето, кое беше симулирано кај трите модели на безабна мандибула со поставени импланти и различни атечменти за ретенција на покровната протеза, даде резултати што овозможуваат анализа на von Mises-напрегањето и неговото пренесување од страна на протезата и нејзините компоненти на имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на РАГ. Von Mises-напрегањата беа користени за идентификација на точките со најголеми напрегања кај денталните импланти и кај коската.

5.1 ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНОТО ОПТОВАРУВАЊЕ КАЈ МОДЕЛОТ 1

5.1.1 Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај моделот со локатор-атечмент

5.1.1.1 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 80 N кај моделот со локатор-атечмент



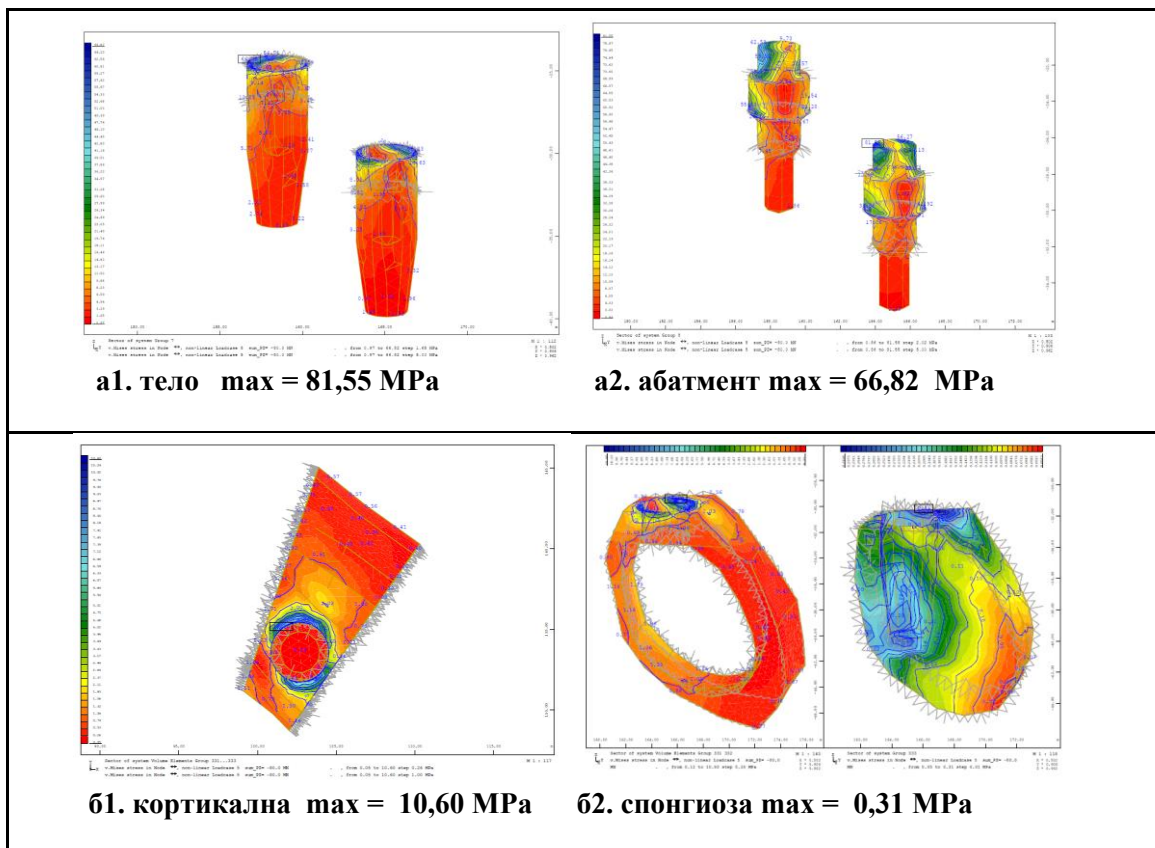
Слика 14. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) кај моделот со локатор-атечмент, при билатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N: (а) имплант, (б) перимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

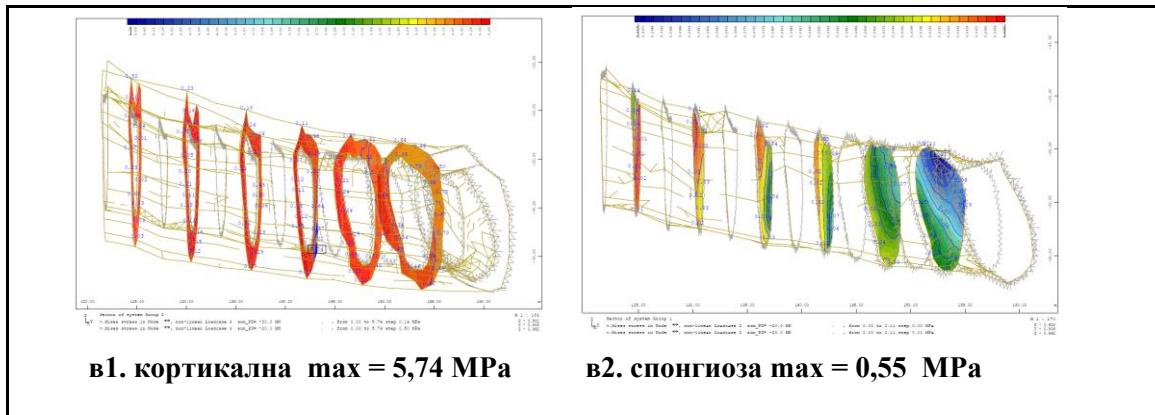
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрираат на абатментите на горните површини дистално, со вредност од 127,50 МПа, додека на вратниот дел на телото на имплантите, напрегањата се помали, со вредност од 75,83 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот дистално, со вредност од 19,45 МПа, додека кај спонгиозната коска тие се со вредност од 0,38 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на РАГ се евидентирани на ретромоларниот регион кај кортикалната коска под лингвалното крило на протезата, со вредност од 25,58 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се мали со вредност од 0,46 МПа.

5.1.1.2 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 80 N кај моделот со локатор-атечмент





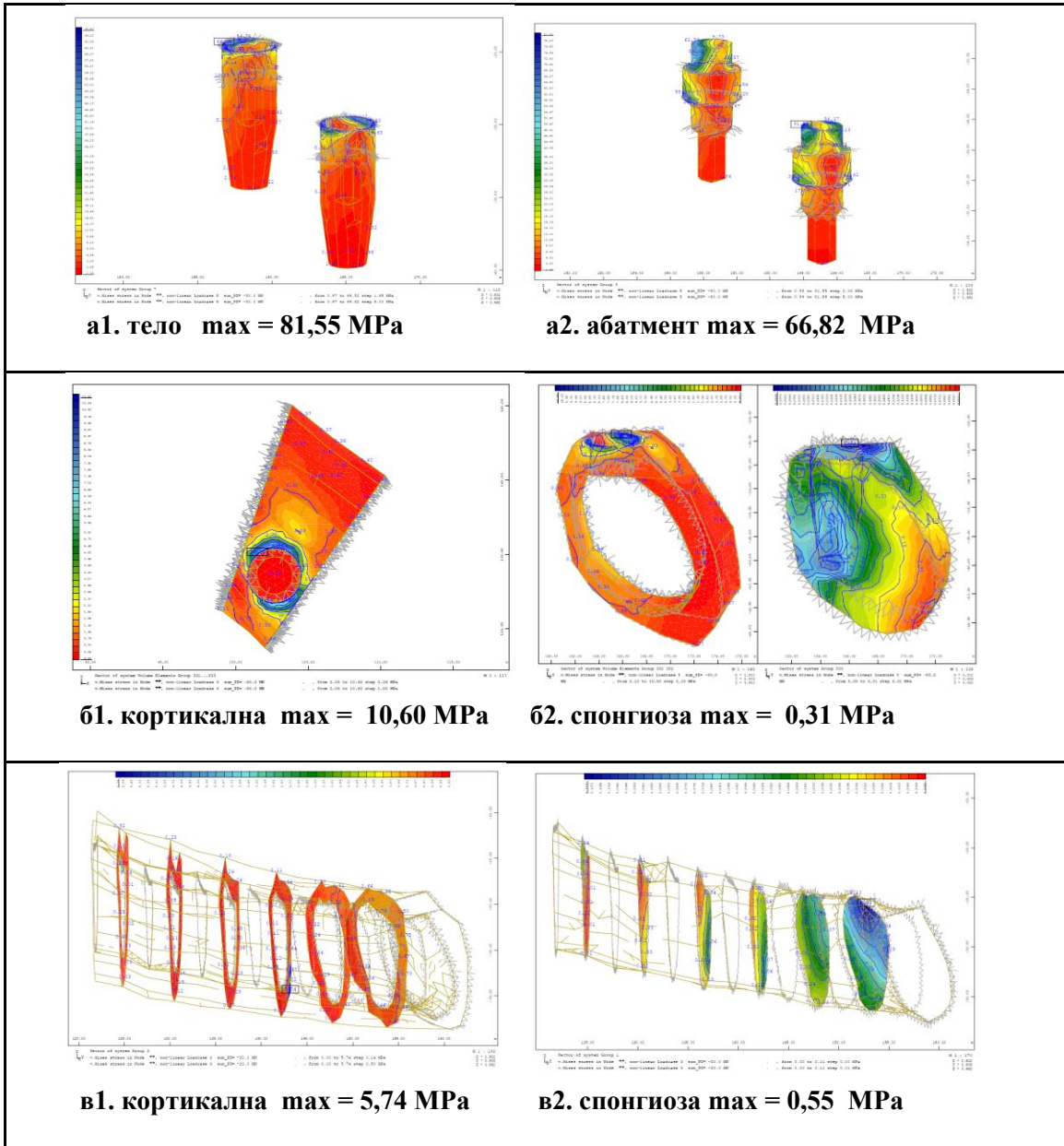
Слика 15. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N: (а) имплант, (б) пер-имплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани во вратниот дел од телото на имплантот на страната на оптоварувањето, со вредност од 81,55 MPa, додека кај абатментот на неоптоварената страна, на мезијалната површина на абатментот, тие се со вредност од 66,82 MPa.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот дистално на оптоварената страна, со вредност од 10,60 MPa, додека кај спонгиозната коска највисоките вредности се околу апексот на имплантот со вредност од 0,31 MPa.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се регистрирани на вестибуларната страна на гребенот кај кортикалната коска, со вредност од 5,74 MPa, додека кај спонгиозата — напрегањата се мали, со вредност од 0,55 MPa.

5.1.1.3 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 150 N кај моделот со локатор-атечмент



Слика 16. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, при билатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N: (а) имплант, (б) пер-имплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

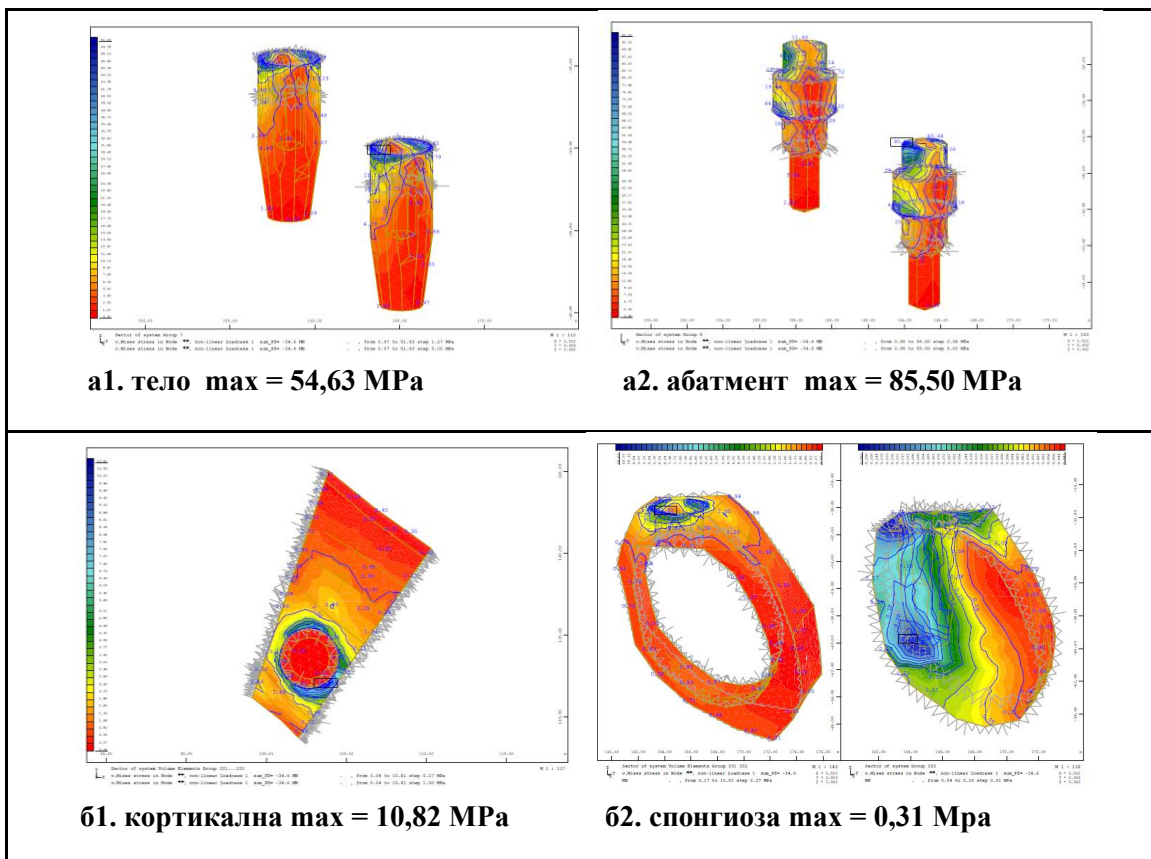
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се

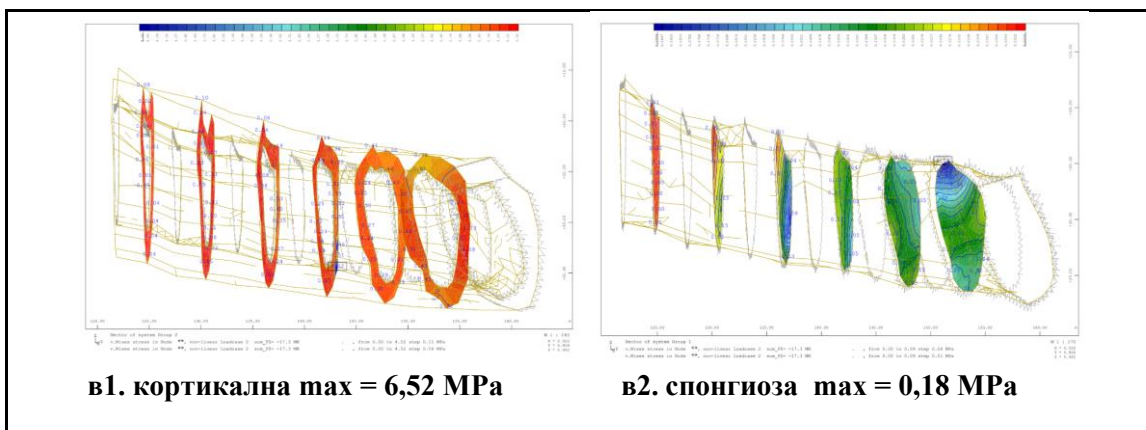
регистрирани кај абатментите на горните површини дистално, со вредност од 151,74 МПа, како и на вратниот дел од телото на имплантите со вредност од 113,24 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот, дистално, со вредност од 30,50 МПа, додека кај спонгиозната коска, тие се со вредност од 1,05 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен може да се воочат во кортикалната коска на ретромоларниот регион, под лингвалното крило на протезата, со вредност од 52,49 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0,76 МПа.

5.1.1.4 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 150 N кај моделот со локатор-атечмент





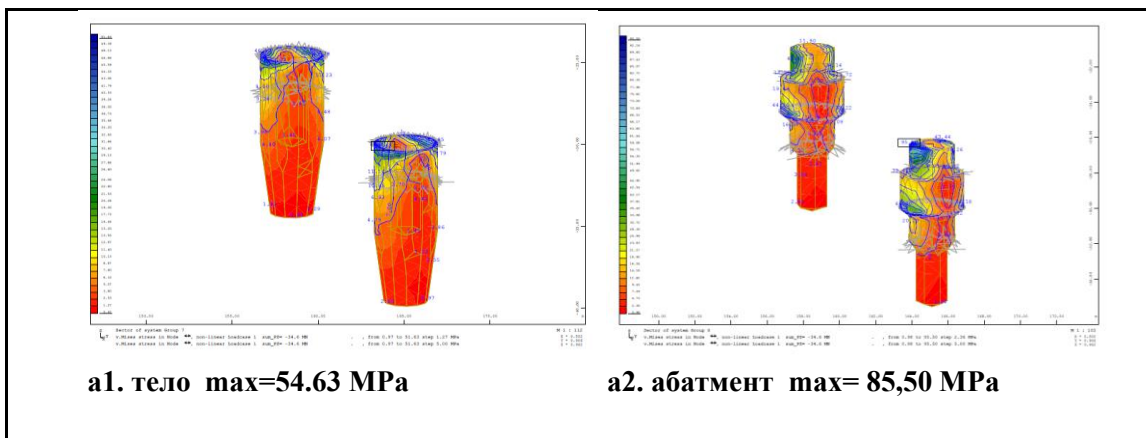
Слика 17. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N: (а) имплант, (б) пер-имплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

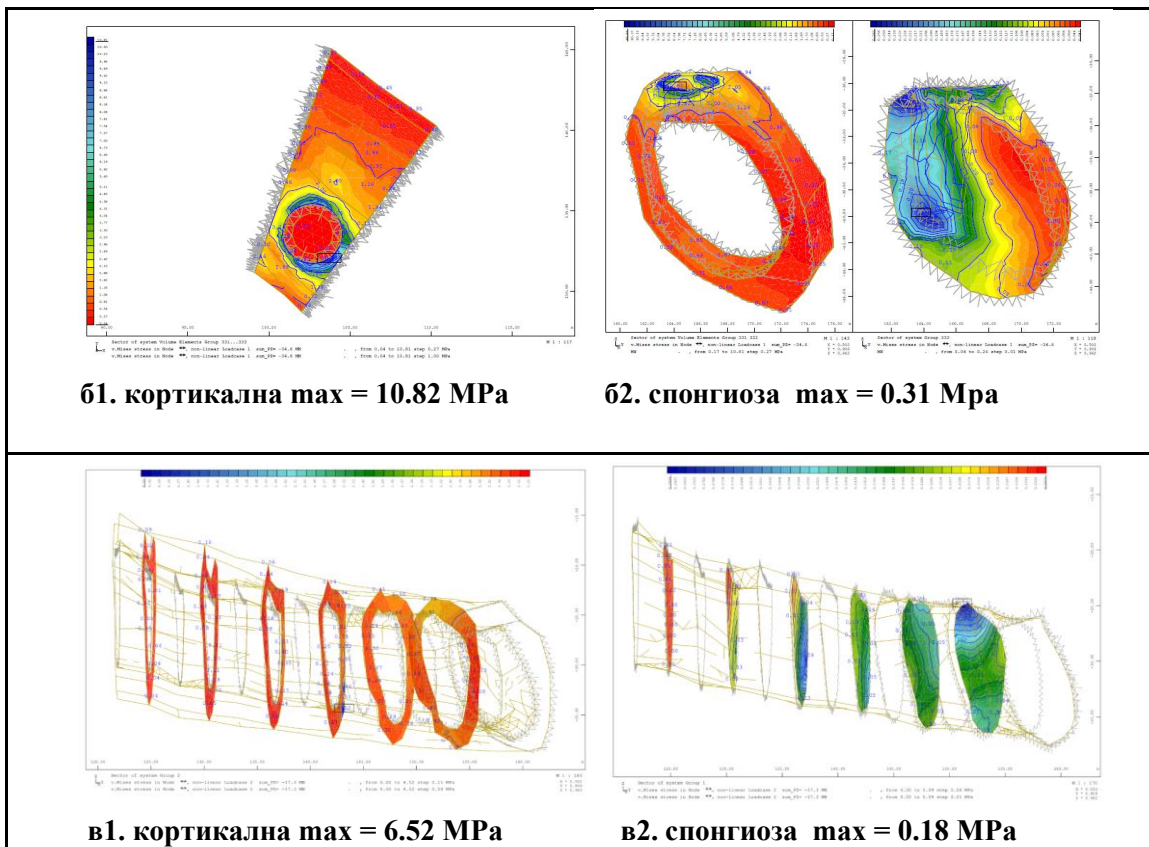
Највисоките вредности на von Mises напрегања се евидентирани кај имплантите. Повисоки вредности на напрегања се приметуват на абатментот на гоните повшини дистално со вредност од 85.50 MPa, и на вратниот дел на телото на имплантот со вредност од 54.63 MPa на дисталните површини на имплантот.

Највисоките вредности на von Mises напрегања на пери-имплантната коска се кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот дистално со вредност од 10.82 MPa, а кај спонгиозната коска со вредност од 0.31 MPa.

Највисоките вредности на von Mises напрегања на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се кај кортикалната коска на ретромоларниот регион, со вредност од 6.52 MPa, а кај спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0.18 MPa.

5.1.1.5 Максималните вредности на напрегањата по von Mises за коси билатерални сили од 10 N кај моделот со локатор атечмен





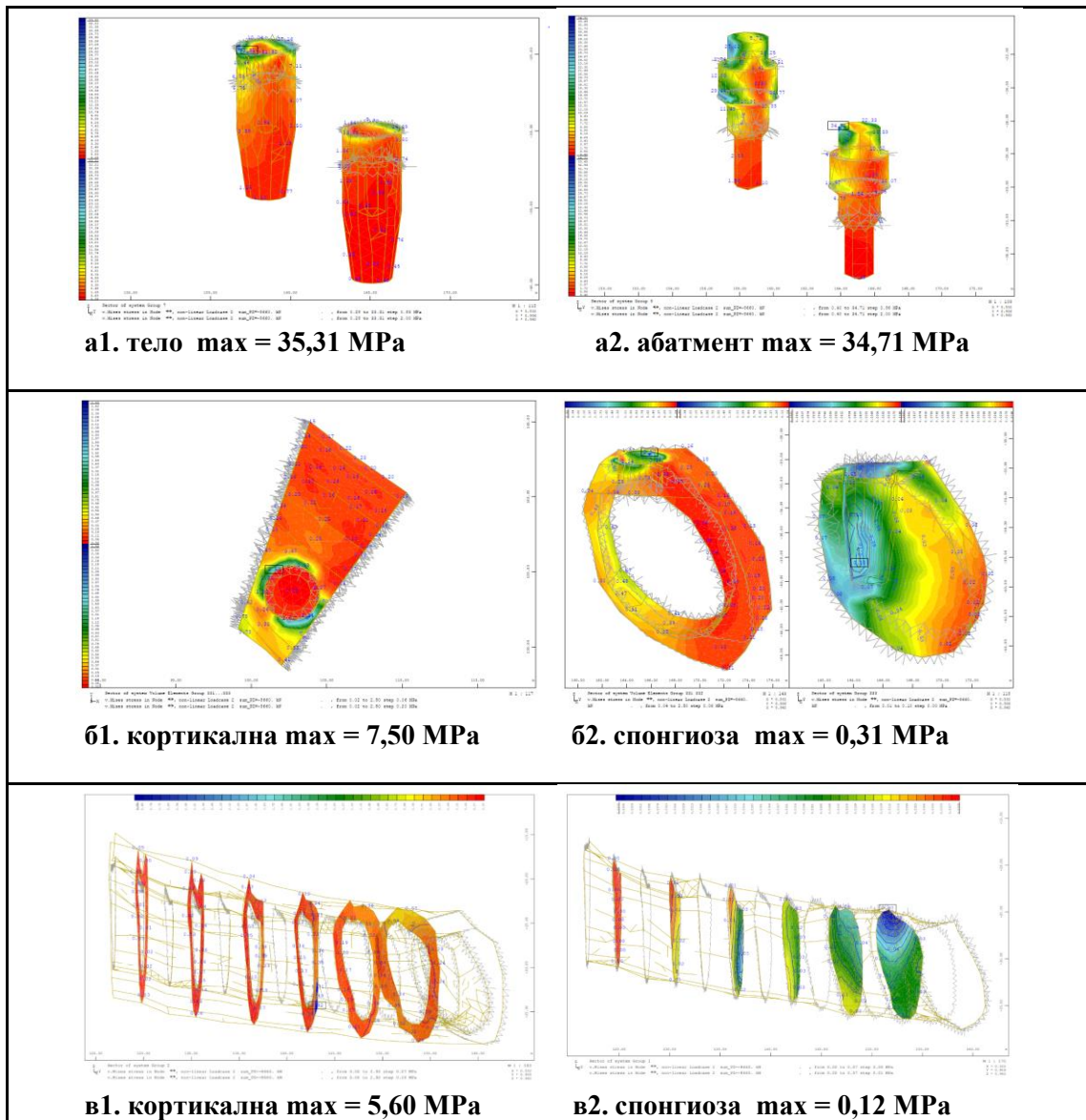
Слика 18. Максимални вредности на von Mises напрегање (MPa) за моделот со локатор атечмен, под билатерално оптоварување со коси сили од 10 N, (а) имплант, (б) пер-имплантна коска, (в) постериорнит дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises напрегања се евидентирани кај имплантите. Повисоки вредности на напрегања се приметуват на абатментот на гоните повшини дистално со вредност од 85.50 MPa, и на вратниот дел на телото на имплантот со вредност од 54.63 MPa на дисталните површини на имплантот.

Највисоките вредности на von Mises напрегања на пери-имплантната коска се кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот дистално со вредност од 10.82 MPa, а кај спонгиозната коска со вредност од 0.31 MPa.

Највисоките вредности на von Mises напрегања на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се кај кортикалната коска на ретромоларниот регион, со вредност од 6.52 MPa, а кај спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0.18 MPa.

5.1.1.6 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 10 N кај моделот со локатор-атечмент



Слика 19. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, при билатерално оптоварување со коси сили од 50 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

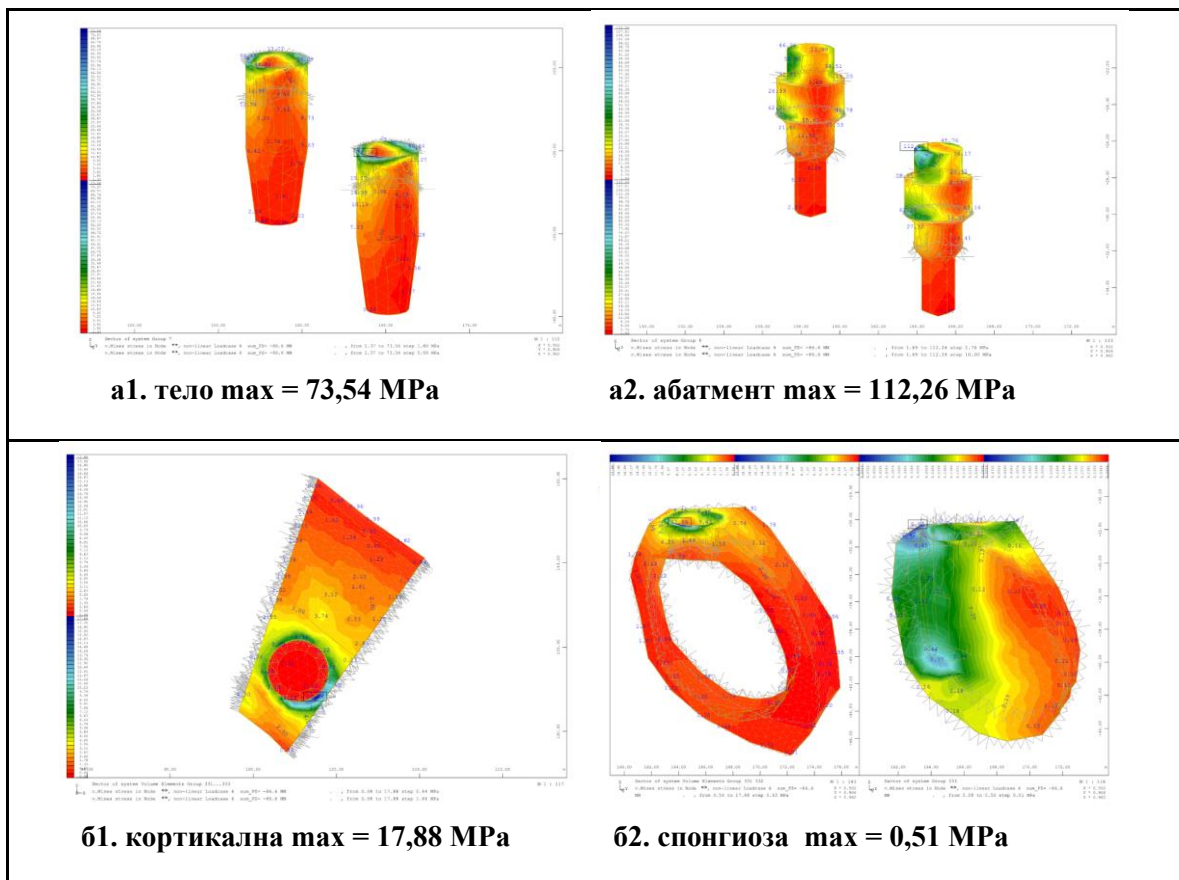
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантот на страната под оптоварување. Повисоки вредности на напрегањата се евидентирани на вратниот дел од телото на имплантот на оптоварената страна, на неговата дистална површина, со вредност од 35,31 MPa, додека кај абатментот највисоки напрегања се

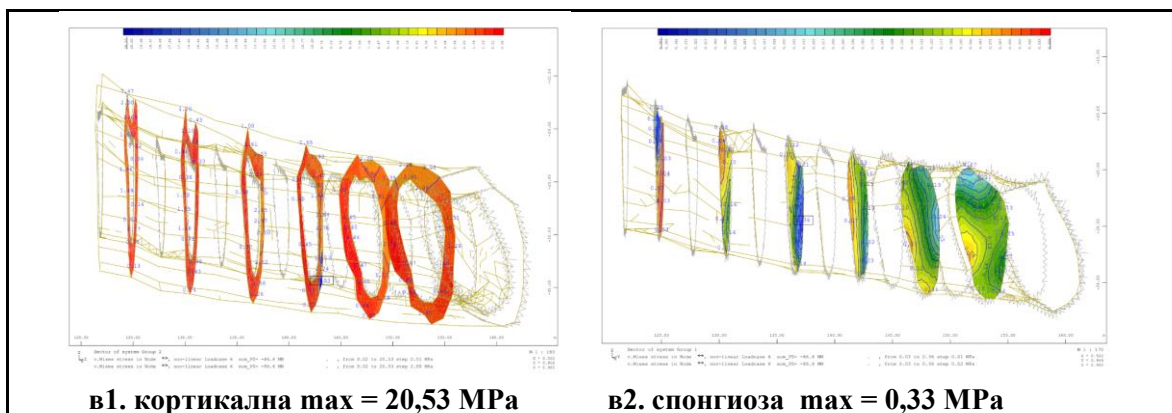
регистрирани на мезијалната површина на страната каде нема оптоварување, со вредност од 34,71 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани во кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот на оптоварената страна, со вредност од 7,50 МПа, додека во спонгиозната коска околу апексот на имплантот, тие се со вредност од 0,31 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се забележуваат кај кортикалната коска вестибуларно во пределот на премоларите на оптоварената страна, со вредност од 5,60 МПа, додека кај спонгиозата, напрегањата се помали со вредност од 0,12 МПа.

5.1.1.7 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 50 N кај моделот со локатор-атечмент





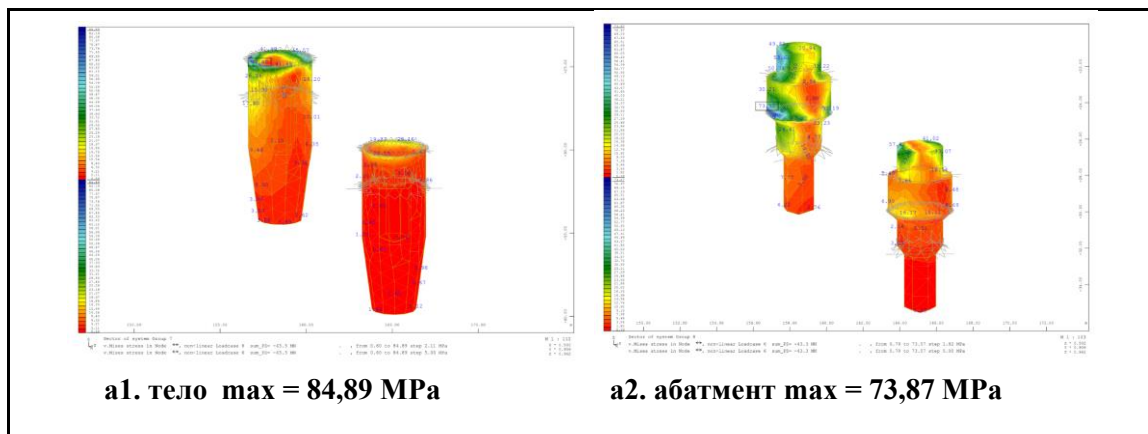
Слика 20. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, при билатерално оптоварување со коси сили од 50 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

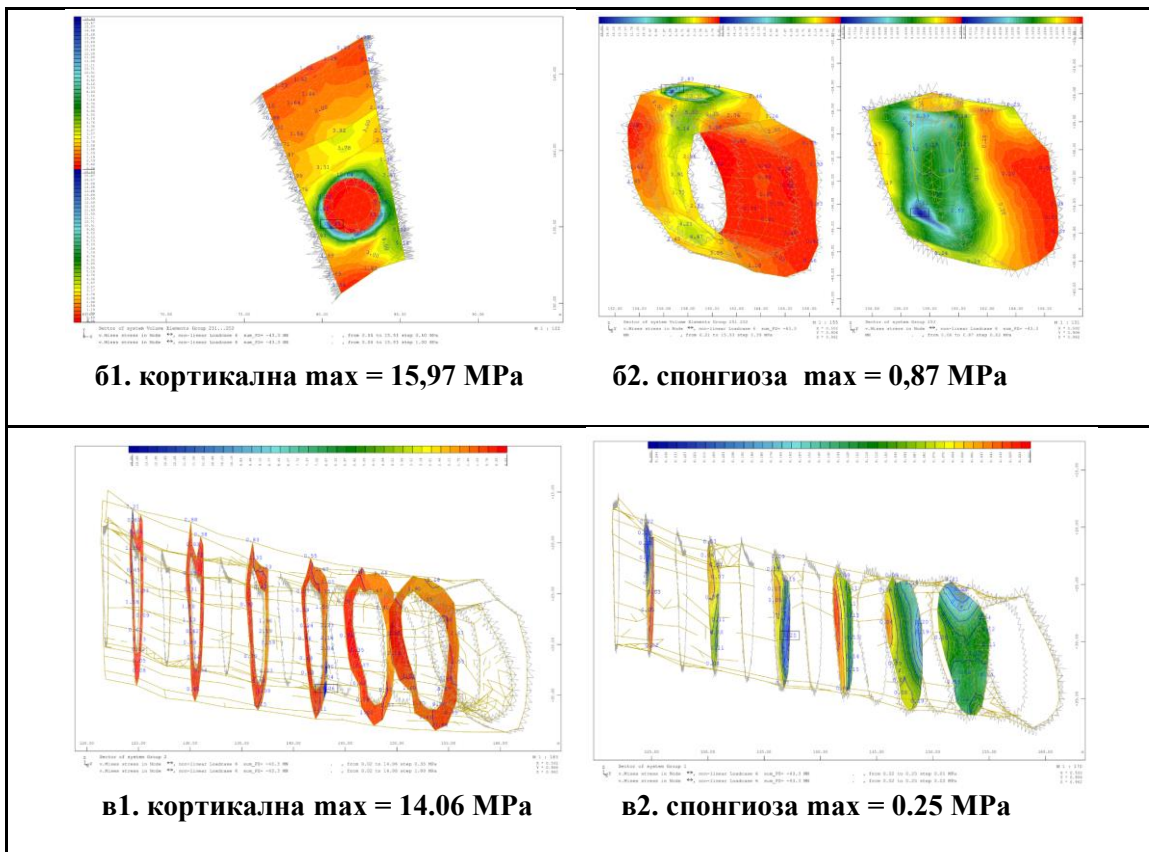
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантите, распределени рамномерно на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на абатментот на горните површини дистално, со вредност од 112,26 MPa, а на вратниот дел од телото на имплантот на дисталните површини, тие се со вредност од 73,54 MPa.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантите дистално, со вредност од 17,58 MPa, а кај спонгиозната коска тие се мали со вредност од 0,51 MPa.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на РАГ се забележуваат на моларниот регион вестибуларно, кај кортикалната коска со вредност од 20,53 MPa, додека кај спонгиозата, напрегањата се мали – со вредност од 0,33 MPa.

5.1.1.8 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 50 N кај моделот со локатор-атечмент





Слика 21. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, под унилатерално оптоварување со коси сили од 50 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се регистрирани кај имплантот на оптоварената страна. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на вратниот дел од телото на имплантот на страната под оптоварување, на дисталната површина со вредност од 83,89 MPa. Кај абатментот на страната на оптоварувањето напрегањата се помали, исто така на дисталната површина на вратниот дел на абатментот, со вредност од 73,87 MPa.

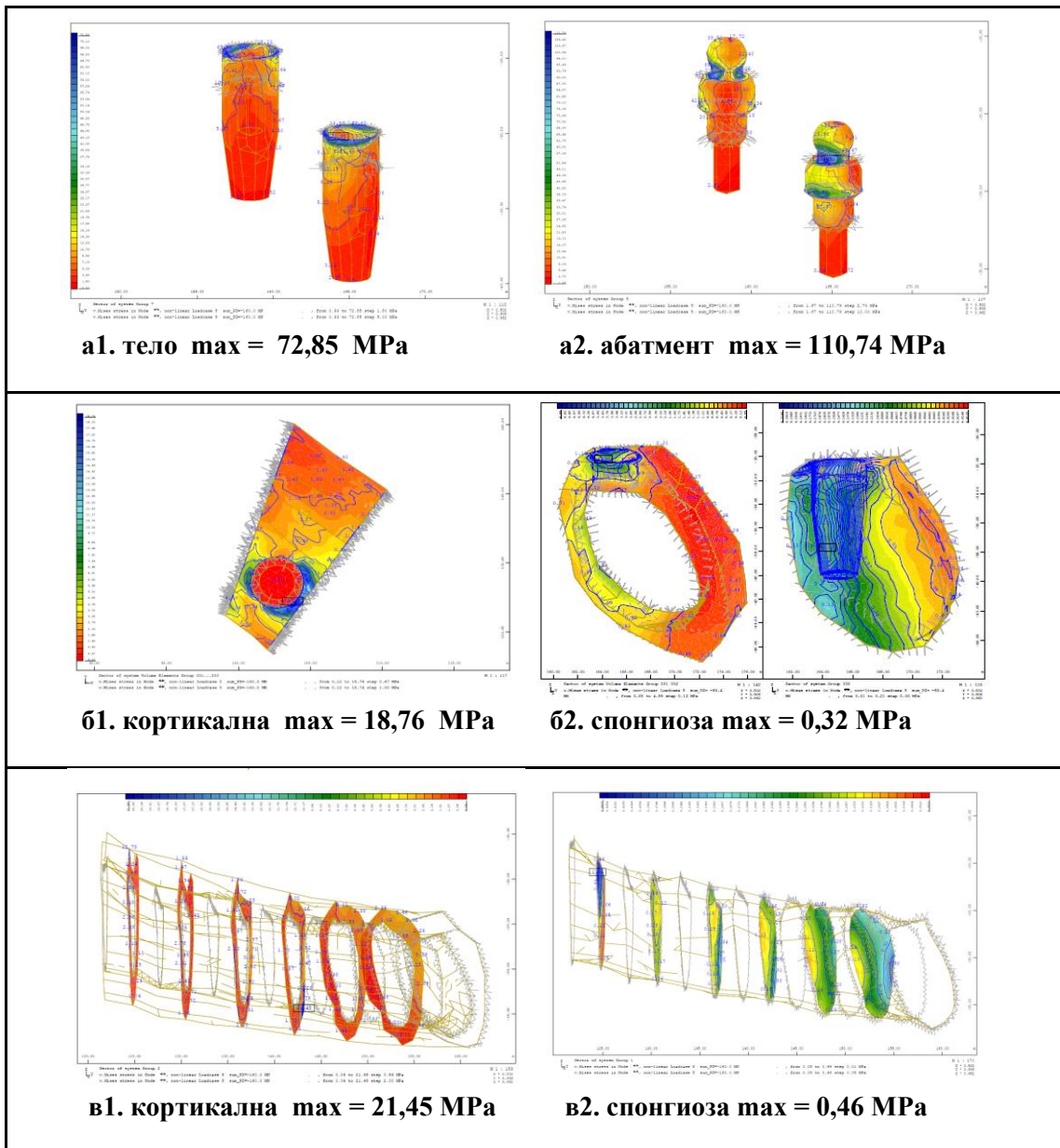
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат кај кортикалната коска околу вратниот дел од имплантот дистално, на страната под оптоварување, со вредност од 15,97 MPa, а во спонгиозната коска околу апексот на имплантот тие се со вредност од 0,87 MPa.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се евиденирани во кортикалната коска, вестибуларно, во пределот на премоларите на страната под оптоварување, со вредност од 14,04 MPa, додека кај спонгиозата напрегањата се мали, со вредност од 0,70 MPa.

5.2 ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНОТО ОПТОВАРУВАЊЕ КАЈ МОДЕЛОТ 2

5.1.1 Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај моделот со топка-атечмент

5.2.1.1 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 80 N кај моделот со топка-атечмент



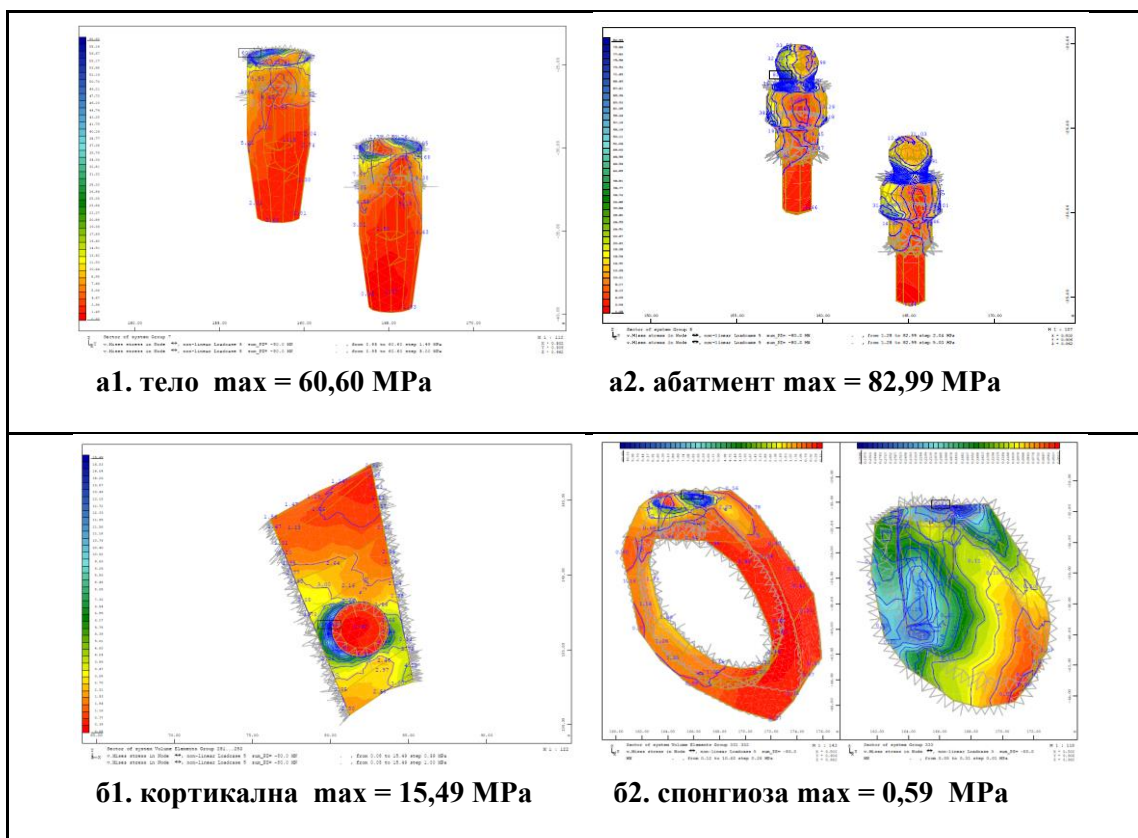
Слика 21. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, при билатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на ПАГ.

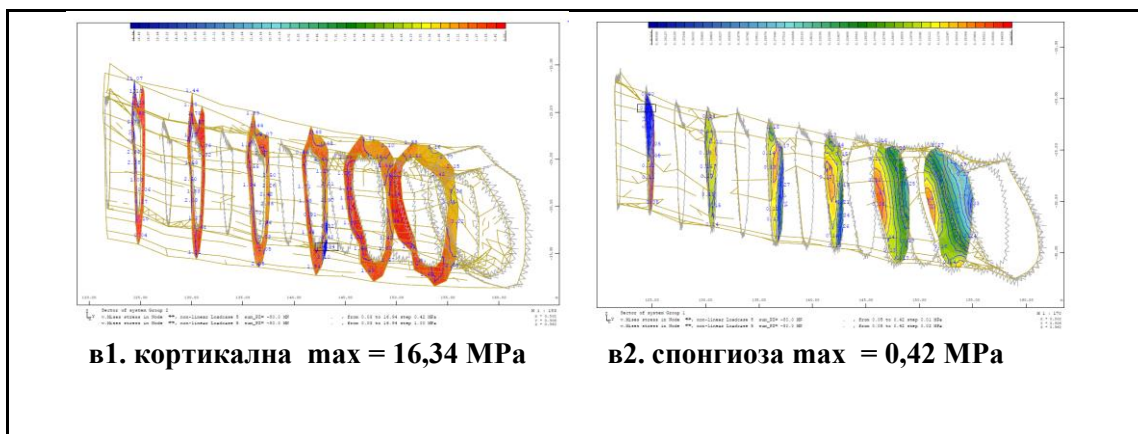
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се забележуваат на вратниот дел на абатментите, со вредност од 110,74 МПа, а на вратниот дел од телото на имплантите, дистално, напрегањата се помали, со вредност од 72,85 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот дистално, со вредност од 18,76 МПа, а кај спонгиозната коска се евидентирани околу апексот на имплантите, со вредност од 0,32 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на РАГ се забележуваат во ретромоларниот дел, кај кортикалната коска, со вредност од 21,45 МПа, а кај спонгиозата напрегањата се мали, со вредност од 0,46 МПа.

5.2.1.2 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 80 N кај моделот со топка-атечмент





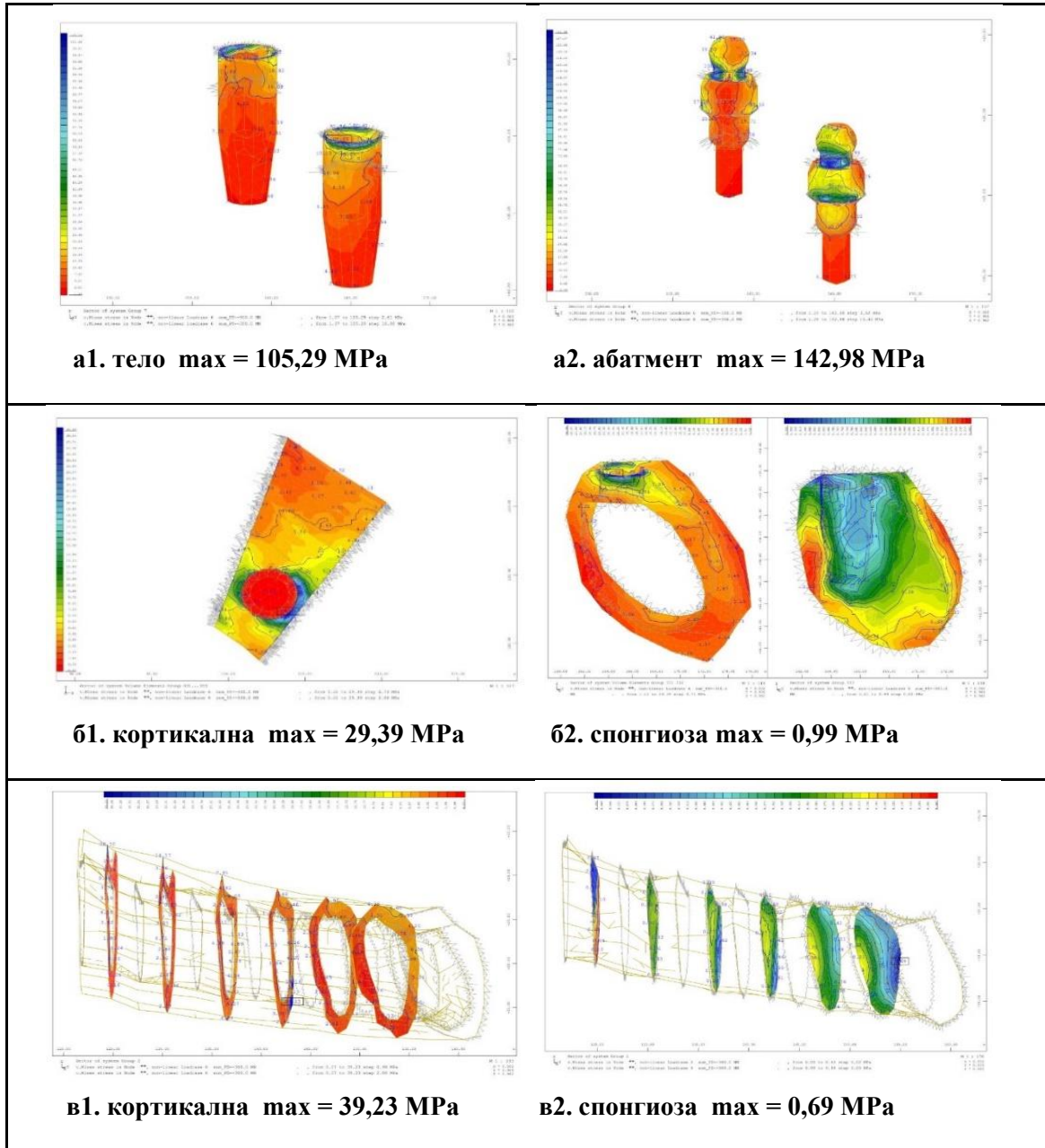
Слика 22. Максимални вредности на von Mises-напрегање (МПа) за моделот со локатор-атечмент, при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N: (а) имплант, (б) пер-имплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на вратниот дел од абатментот, со вредност од 82,99 МПа, а на телото на имплантот највисоки вредности за напрегањата се евидентирани на страната на оптоварувањето, и тоа на вратниот дел на дисталната страна, со вредност од 60,60 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани во кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот, на страната под оптоварување, со вредност од 15,49 МПа, а кај спонгиозната коска тие се локализирани околу апексот на имплантот, со вредност од 0,59 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на РАГ се евидентирани во ретеромоларниот регион, кај кортикалната коска на оптоварената страна, со вредност од 16,34 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се мали, со вредност од 0,42 МПа.

5.2.1.3 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 150 N кај моделот со топка-атечмент



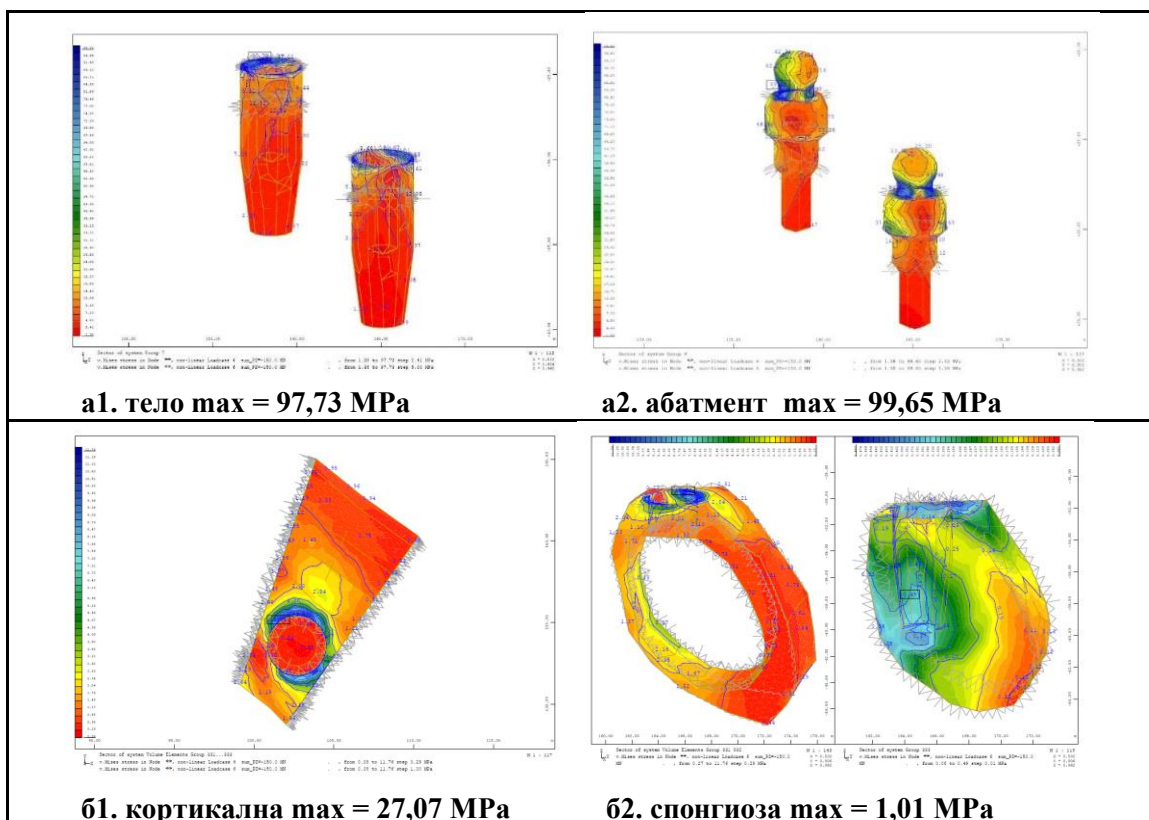
Слика 23. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со топка-атечмент, при билатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N: (а) имплант, (б) периимпантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

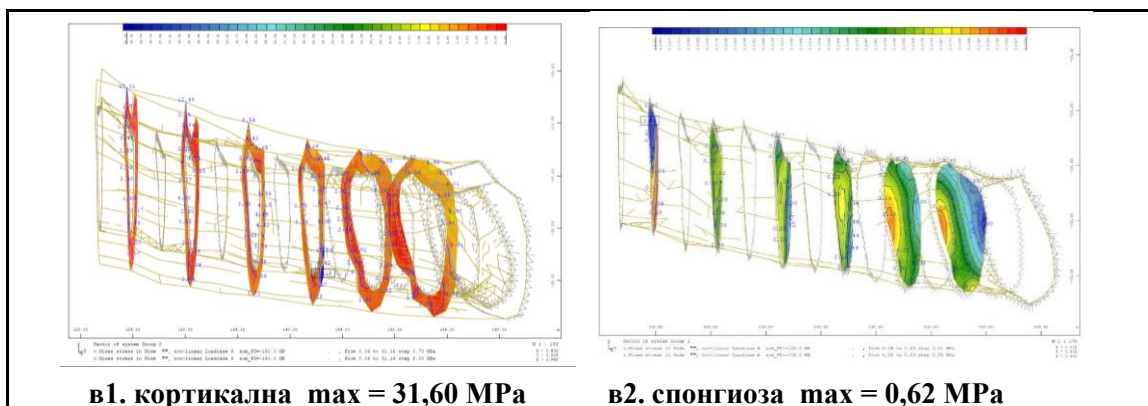
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележани кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на вратниот дел од абатментит, со вредност од 142,98 МПа, како и на вратниот дел од телото на имплантите, дистално, со вредност од 105,24 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на периимплантната коска се евидентирани во кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот, дистално, со вредност од 29,39 МПа, а кај спонгиозната коска тие се локализирани околу апексот на имплантите, со вредност од 0,99 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се концентрирани во средината на гребенот во регионот на премоларите, во кортикалната коска, со вредност од 39,23 МПа, додека во спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0,69 МПа.

5.2.1.4 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 150 N кај моделот со топка-атемент





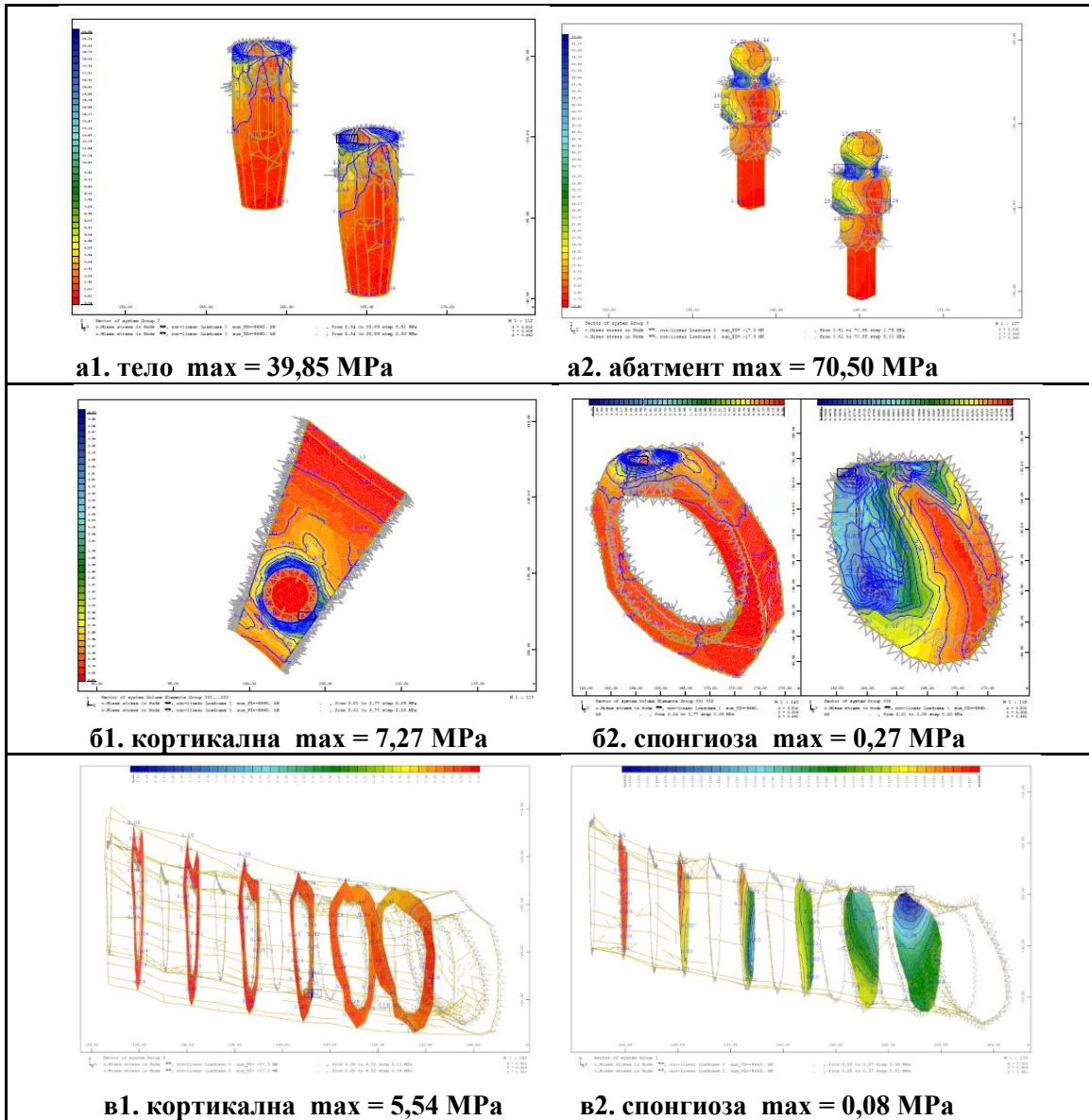
Слика 24. Максимални вредности на von Mises-напрегање (МПа) за моделот со топка-атечмент, при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се забележани на вратниот дел од абатментот, со вредност од 99,65 МПа, а кај телото на имплантот напрегањата се помали, со вредност од 97,73 МПа, и се концентрирани на вратниот дел на дисталната страна, кај имплантот на контралатералната (неоптоварената) страна.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат на кортикалната коска околу вратниот дел од имплантот на страната на оптоварувањето, со вредност од 27,07 МПа, а во спонгиозната коска тие се локализирани во коската околу апексот на имплантот, со вредност од 1,01 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се на ретеромоларниот регион, кај кортикалната коска на оптоварената страна, со вредност од 31,01 МПа, а кај спонгиозата напрегањата се помали – со вредност од 0,62 МПа.

5.2.1.5 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 10 N кај моделот со топка-атечмент



Слика 25. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со топка-атечмент, при билатерално оптоварување со коси сили од 10 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на ПАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти.

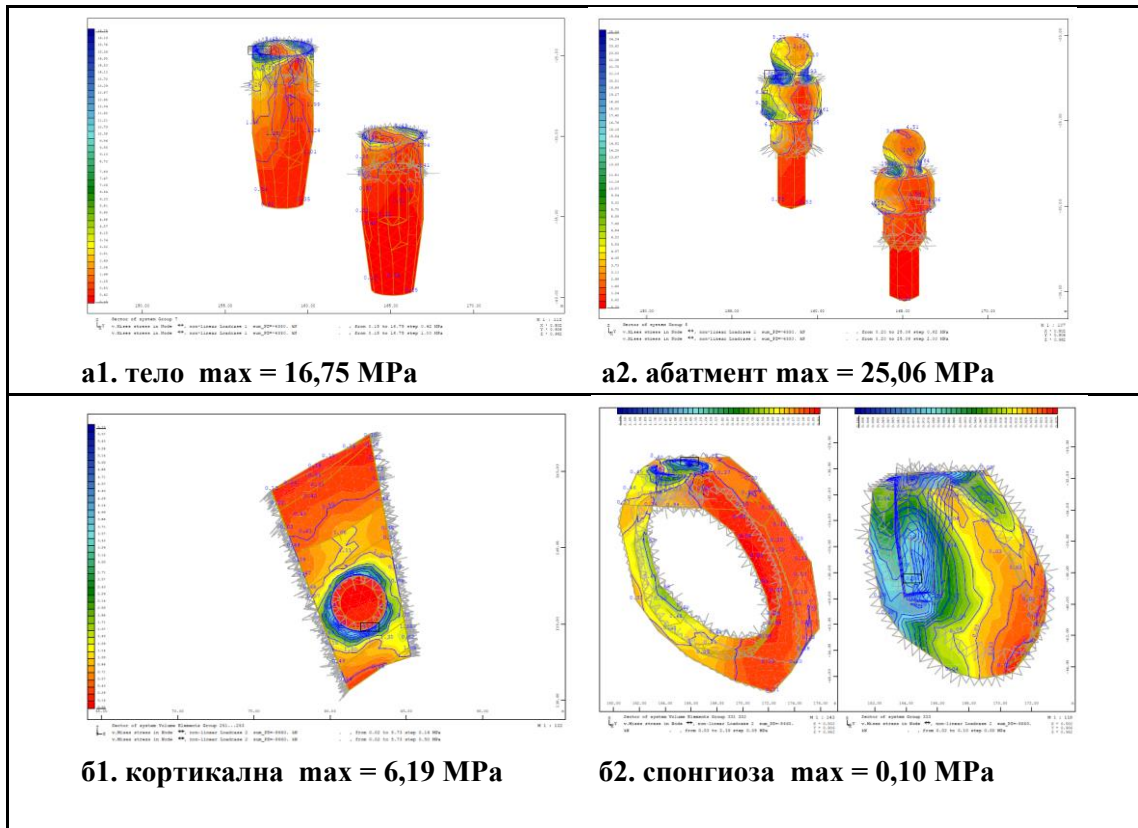
Повисоки вредности на напрегањата се евидентират на вратот од абатментот, со вредност од 70,55 MPa, а на вратниот дел од телото на имплантите на дисталните површини

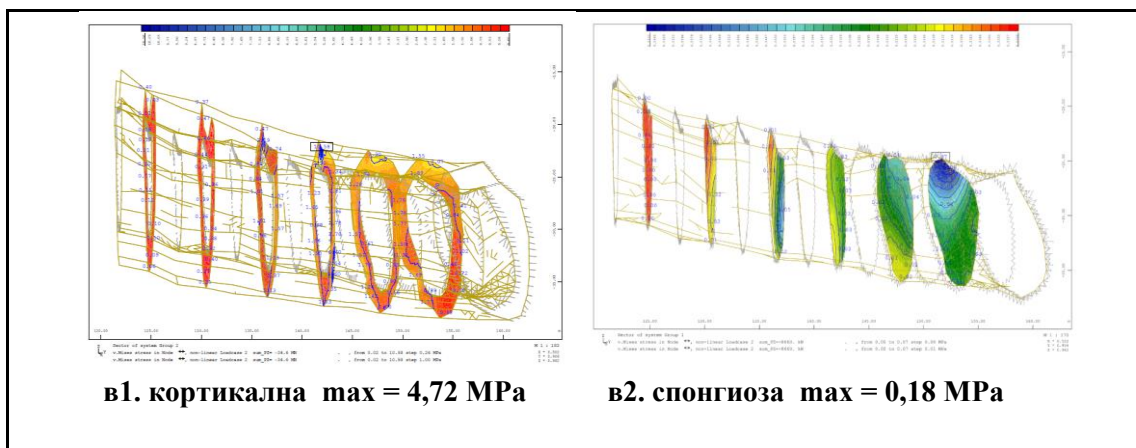
напрегањата се помали, со вредност од 39,85 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат во кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот, дистално, со вредност од 7,27 МПа, додека кај спонгиозната коска тие се со вредност од 0,27 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се забележуваат кај кортикалната коска во средината на гребенот во регионот на премоларите, со вредност од 554 МПа, а кај спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0,08 МПа.

5.2.1.6 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 10 N кај моделот со топка-атечмент





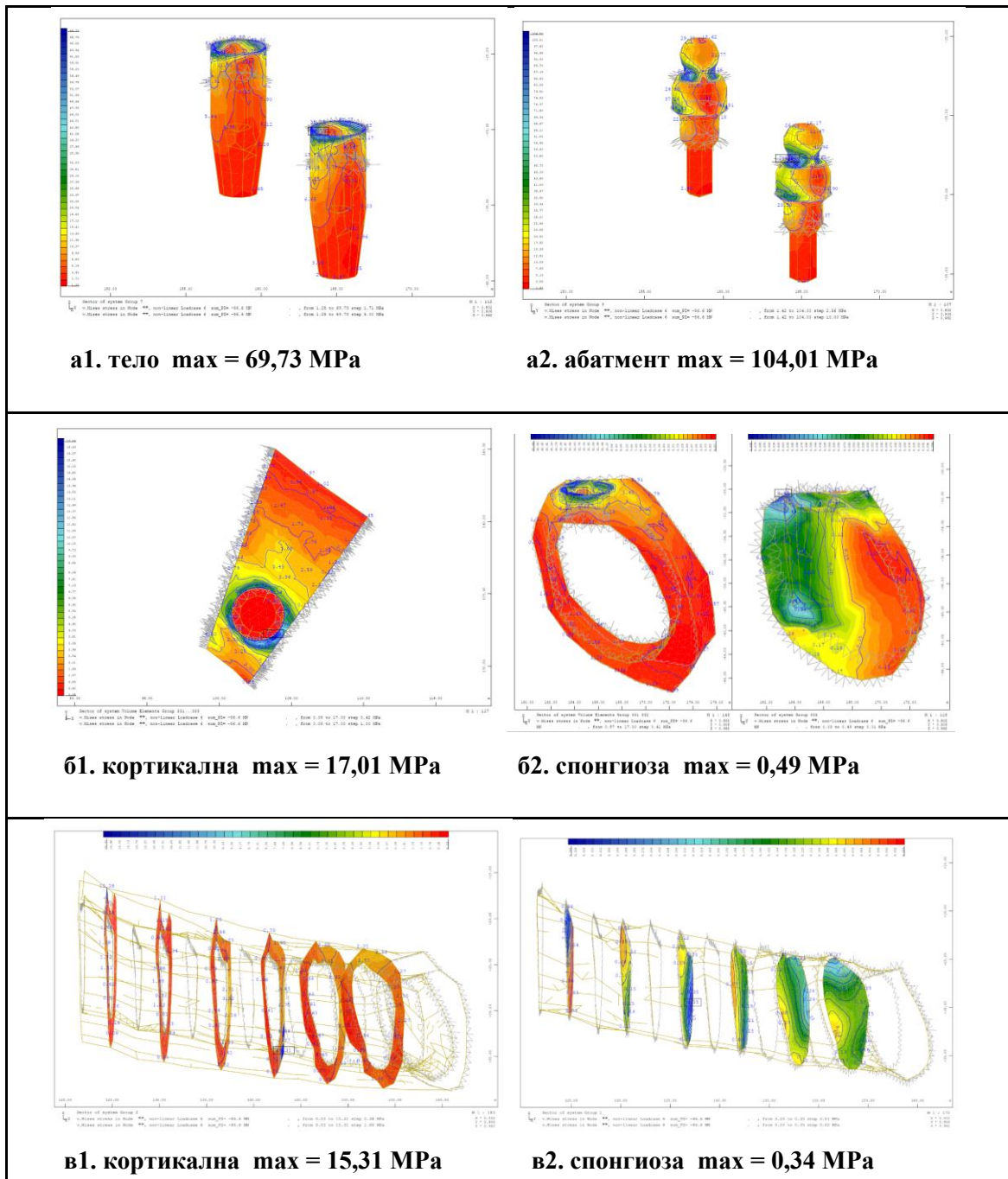
Слика 26. Максимални вредности на von Mises-напрегање (МПа) за моделот со топка-атемент, при билатерално оптоварување со коси сили од 10 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се концентрирани на вратниот дел од абатментот на дисталната површина, со вредност од 25,06 МПа, а кај телото на имплантот напрегањата се помали; исто така на дисталната површина на вратниот дел на имплантот на страната на оптоварувањето, со вредност од 16,75 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани на кортикалната коска на латералните површини околу вратниот дел од имплантот на оптоварената страна, со вредност од 6,19 МПа, додека на спонгиозната коска тие се концентрирани на коската околу апексот на имплантот, со вредност од 0,10 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се регистрирани во кортикалната коска во средината на гребенот на оптоварената страна, со вредност од 4,72 МПа, а на спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,18 МПа.

5.2.1.7 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 50 N кај моделот со топка-атечмент



Слика 27. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со топка-атечмент, при билатерално оптоварување со коси сили од 50 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на ПАГ.

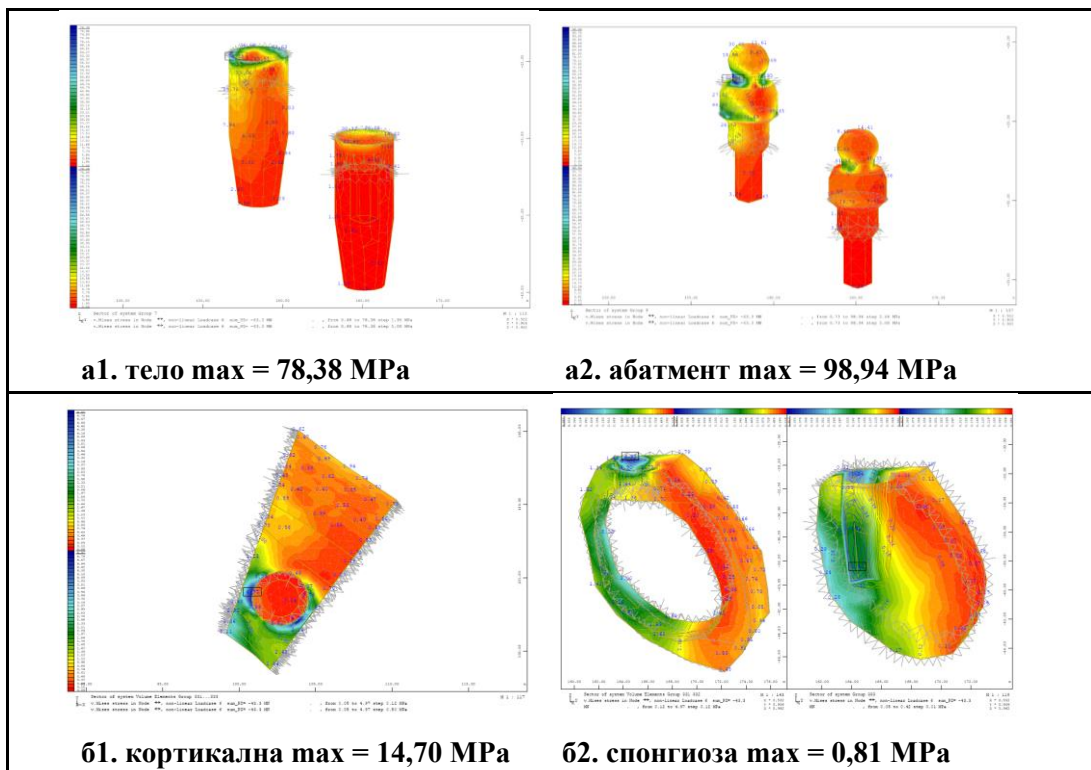
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се концентрирани кај имплантите,

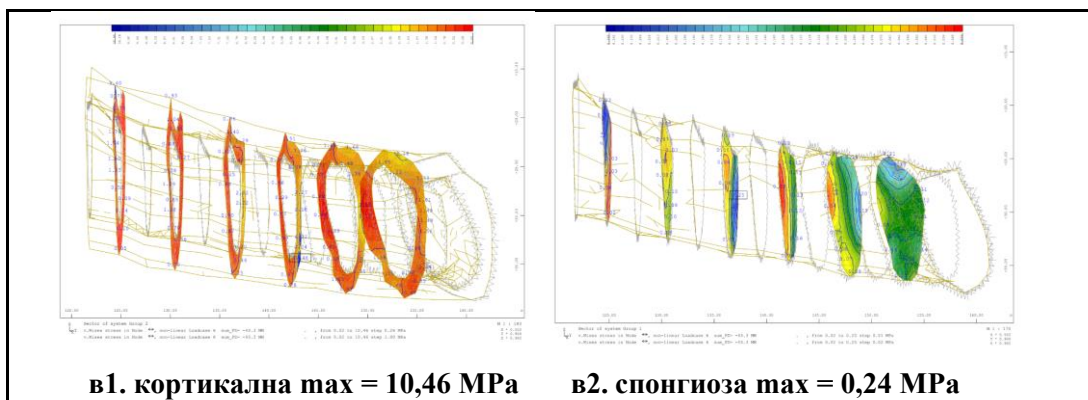
рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на вратот на абатментите со вредност од 104,01 МПа, а на вратниот дел од телото на имплантите на дисталните површини напрегањата тие се со вредност од 69,73 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се на кортикалната коска околу вратниот дел од имплантот, дистално, со вредност од 17,01 МПа, а во спонгиозната коска тие се со вредност од 0,49 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се на кортикалната коска вестибуларно, под вестибуларното крило на протезата, со вредност од 15,31 МПа, додека на спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0,34 МПа.

5.2.1.8 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 50 N кај моделот со топка-атечмент





Слика 28. Максимални вредности на von Mises-напрегање (МПа) за моделот со топка-атечмент, при унилатерално оптоварување со коси сили од 50 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на вратниот дел на абатментот на дисталната страна, со вредност од 98,94 МПа, а кај имплантите напрегањата се помали, исто така, на дисталната површина на имплантот, со вредност од 78,38 МПа.

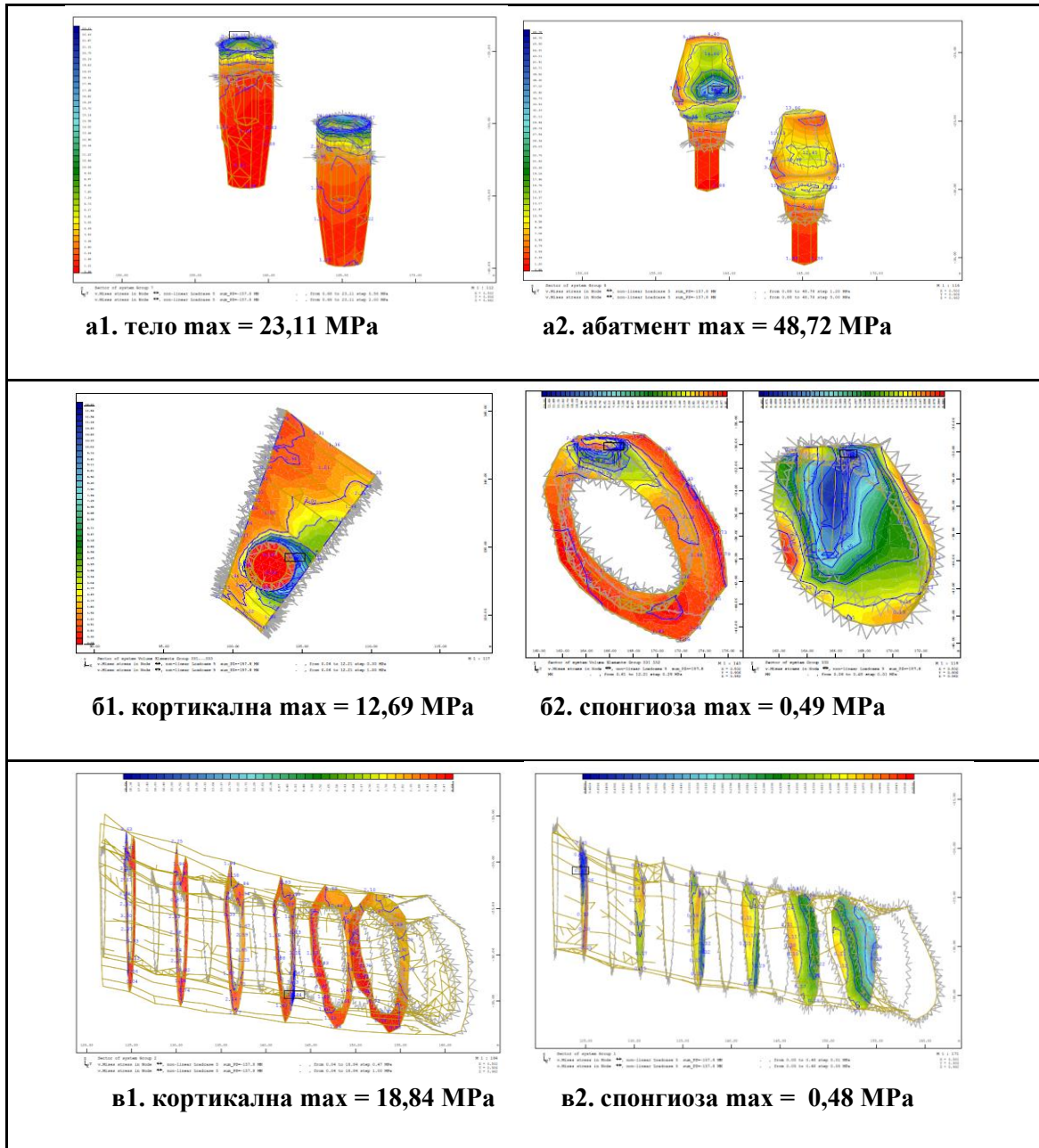
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани на кортикалната коска околу дисталните површини на имплантот на страната на оптоварувањето, со вредност од 14,70 МПа, додека кај спонгиозната коска тие се во коската околу апексот на имплантот, со вредност од 0,81 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се регистрирани кај кортикалната коска вестибуларно во пределот на моларите на оптоварената страна, со вредност од 10,46 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,24 МПа.

5.3 ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНОТО ОПТОВАРУВАЊЕ КАЈ МОДЕЛОТ 3

5.3.1 Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај моделот со пречка-атечмент

5.3.1.1 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 80 N кај моделот со пречка-атечмент



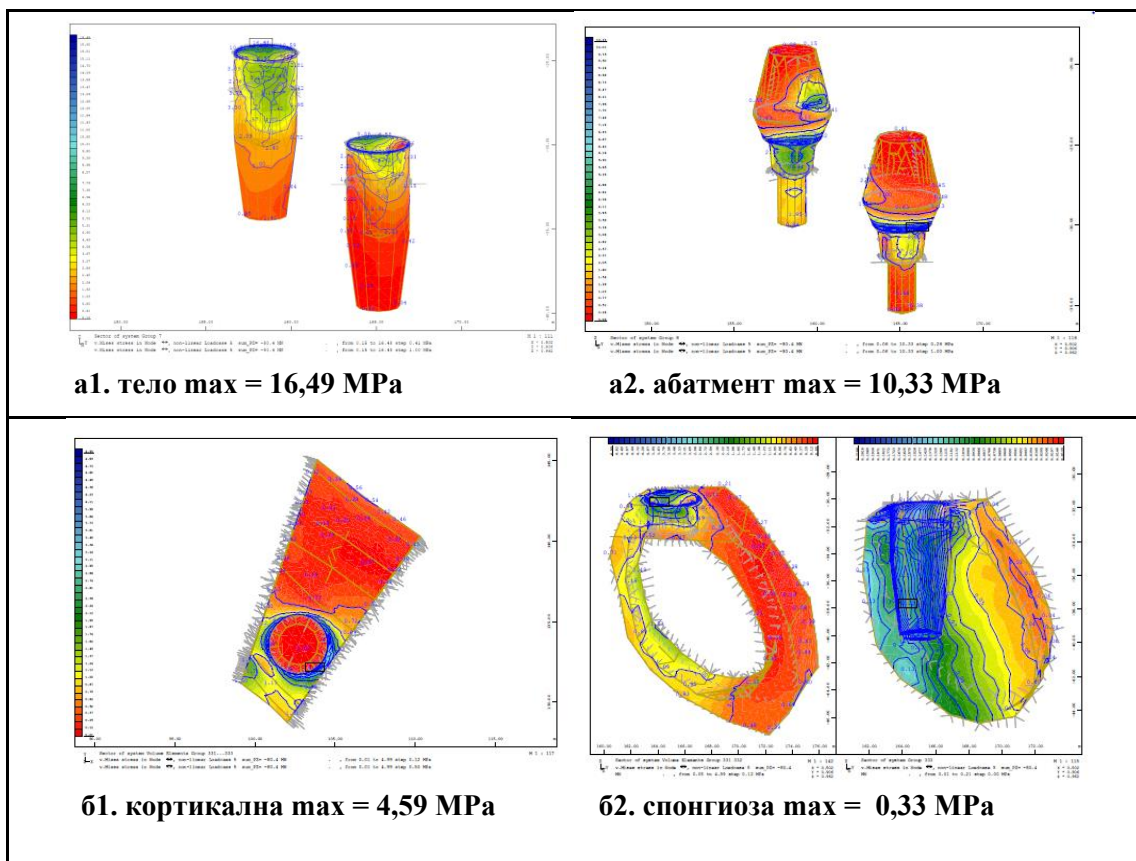
Слика 29. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со локатор-атечмент, при билатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на ПАГ.

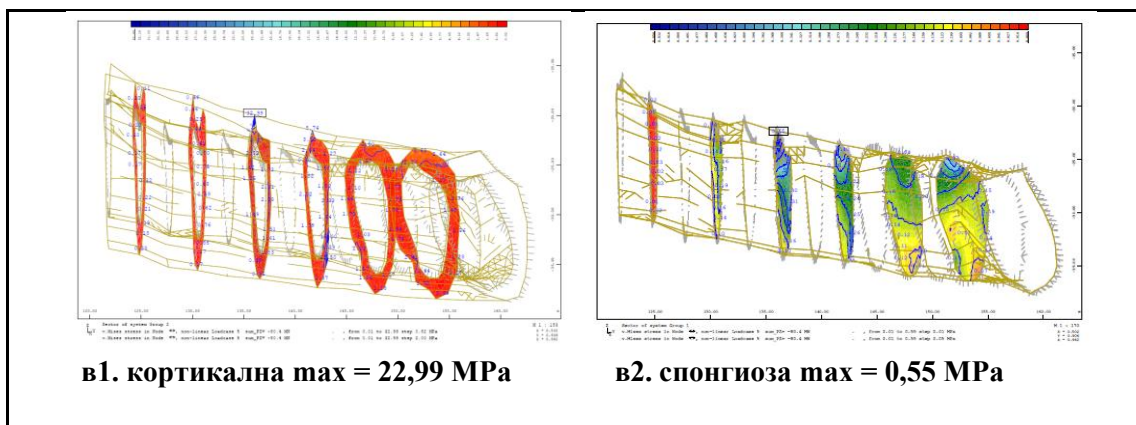
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се забележуваат на вратниот дел од имплантите на дисталните повшини, со вредност од 48,72 МПа, а на абатментите на мезијалните површини, со вредност од 23,11 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се регистрирани на кортикалната коска околу вратниот дел од имплантот дистално, со вредност од 12,69 МПа, а на спонгиозната коска тие се околу апексот на имплантот, со вредност од 0,49 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се на ретромоларниот регион, и тоа кај кортикалната коска со вредност од 18,34 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,48 МПа.

5.3.1.2 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 80 N кај моделот со пречка-атечмент





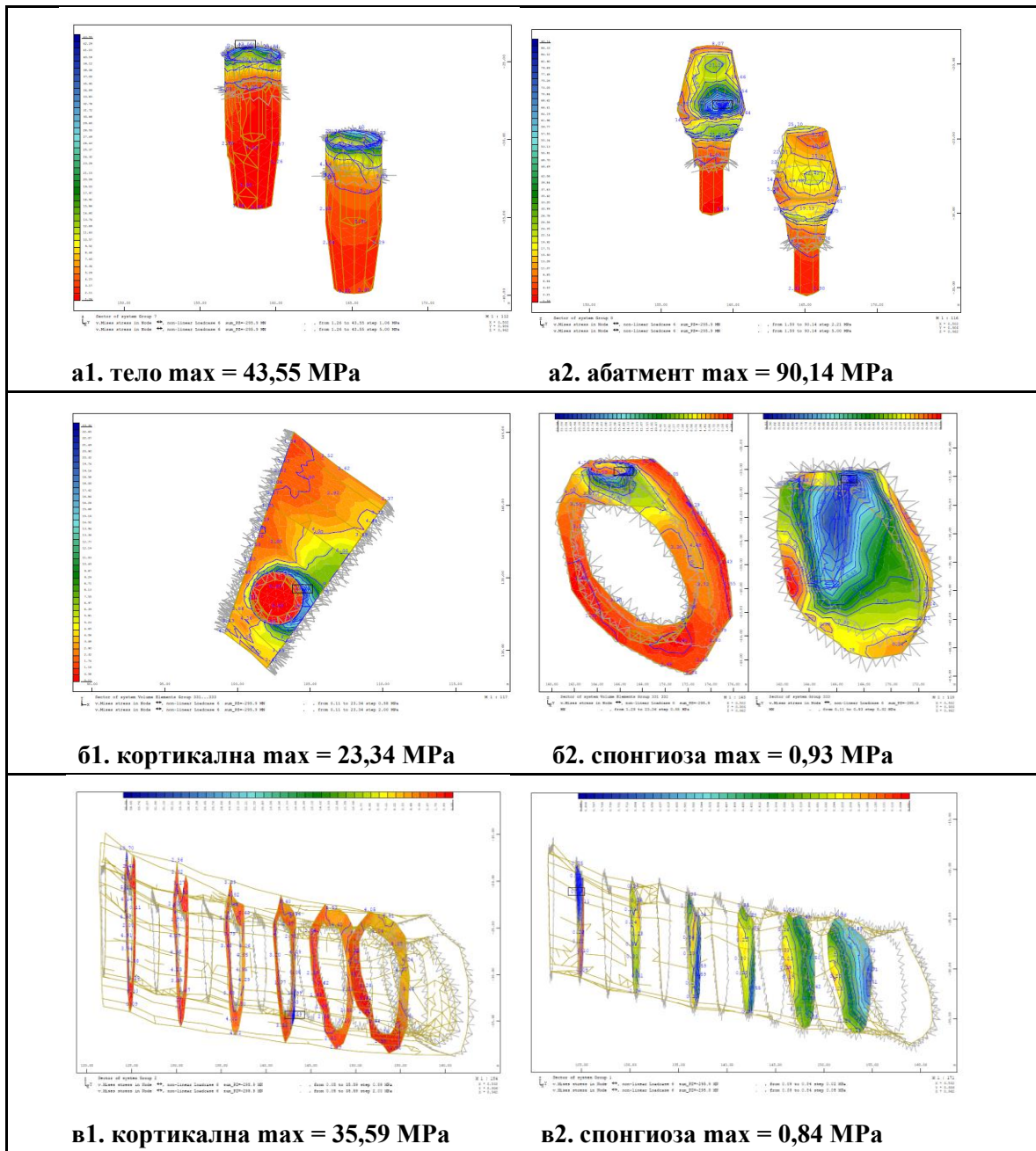
Слика 30. Максимални вредности на von Mises-напрегање (МПа) за моделот со локатор-атечмент, при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантот на оптоварената страна. Повисоки вредности на напрегањата се забележуваат на вратниот дел од телото на имплантите на дисталните површини, со вредност од 16,49 МПа. Максималните напрегања на абатментот на страната на оптоварувањето се локализирани, исто така, на дисталната страна на вратниот дел, со вредност од 10,43 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот на оптоварената страна, со вредност од 4,59 МПа, а кај спонгиозната коска тие се локализирани во коската околу апексот на имплантот на оптоварената страна, со вредност од 0,33 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се на кортикалната коска на средината на гребенот во пределот на моларите на оптоварената страна, со вредност од 22,99 МПа, додека во спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,55 МПа.

5.3.1.3 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните билатерални сили од 150 N кај моделот со пречка-атечмент



Слика 31. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со пречка-атечмент, при билатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

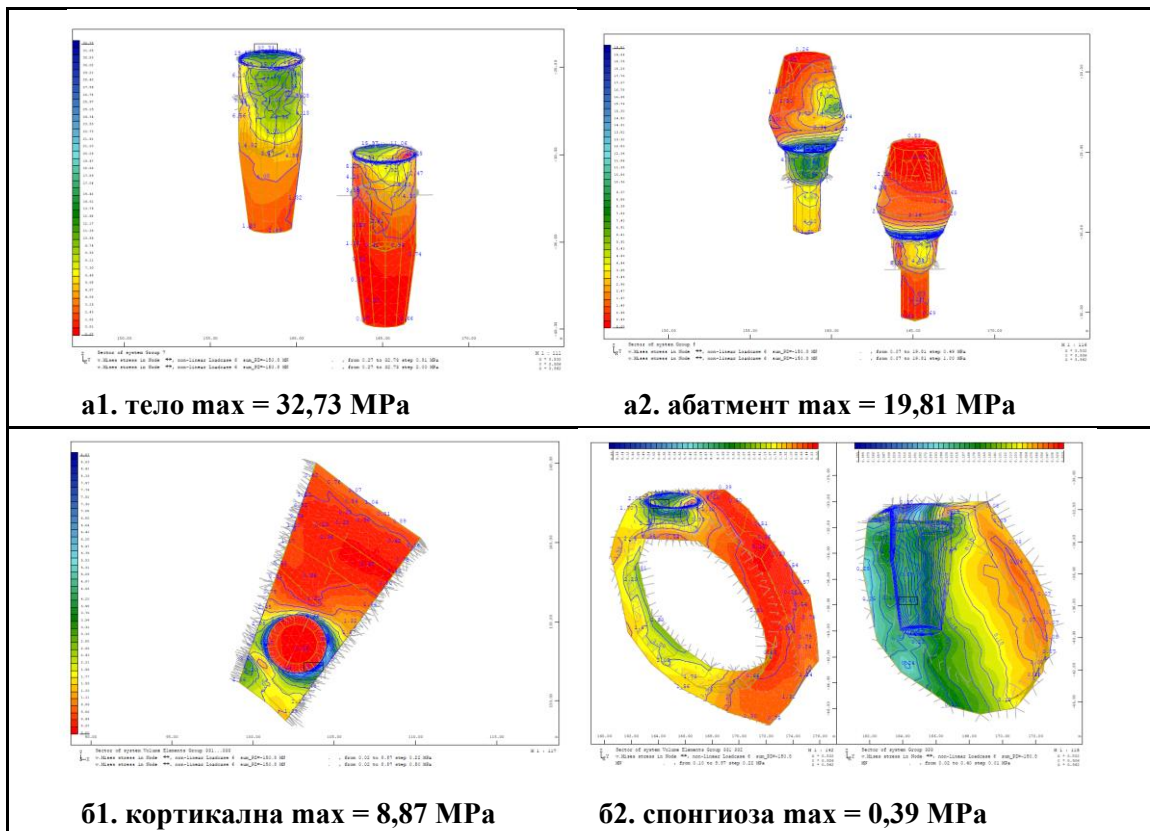
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантите,

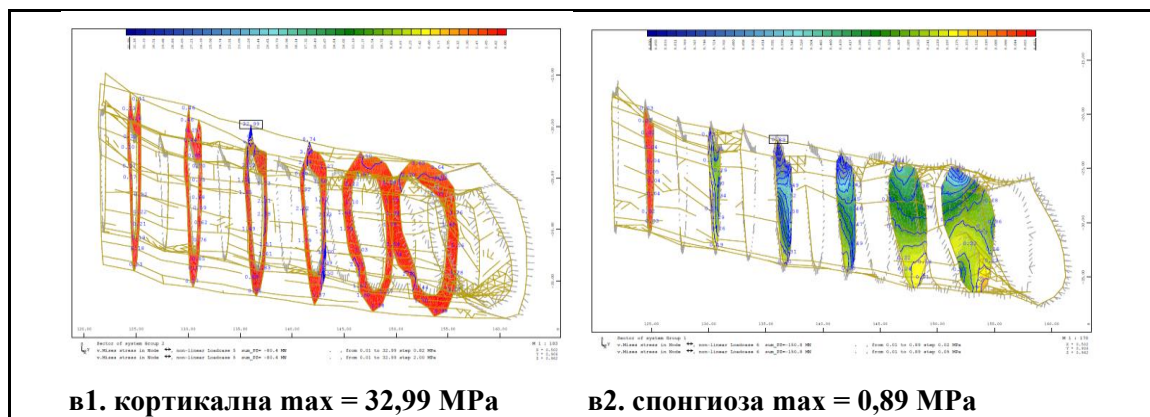
рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на мезијалните површини на абатментите со вредност од 90,14 МПа, додека кај телото на имплантите напрегањата се помали, со вредност од 43,55 МПа, и се локализирани на вратниот дел од телото на имплантите на дисталните површини.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на периимплантната коска се забележуваат кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот дистално, со вредност од 23,34 МПа, додека кај спонгиозната коска тие се концентрирани во коската околу апексот на имплантот, со вредност од 0,93 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се на ретромоларниот регион, кај кортикалната коска со вредност од 35,59 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,84 МПа.

5.3.1.4 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за аксијалните унилатерални сили од 150 N кај моделот со пречка-атечмент





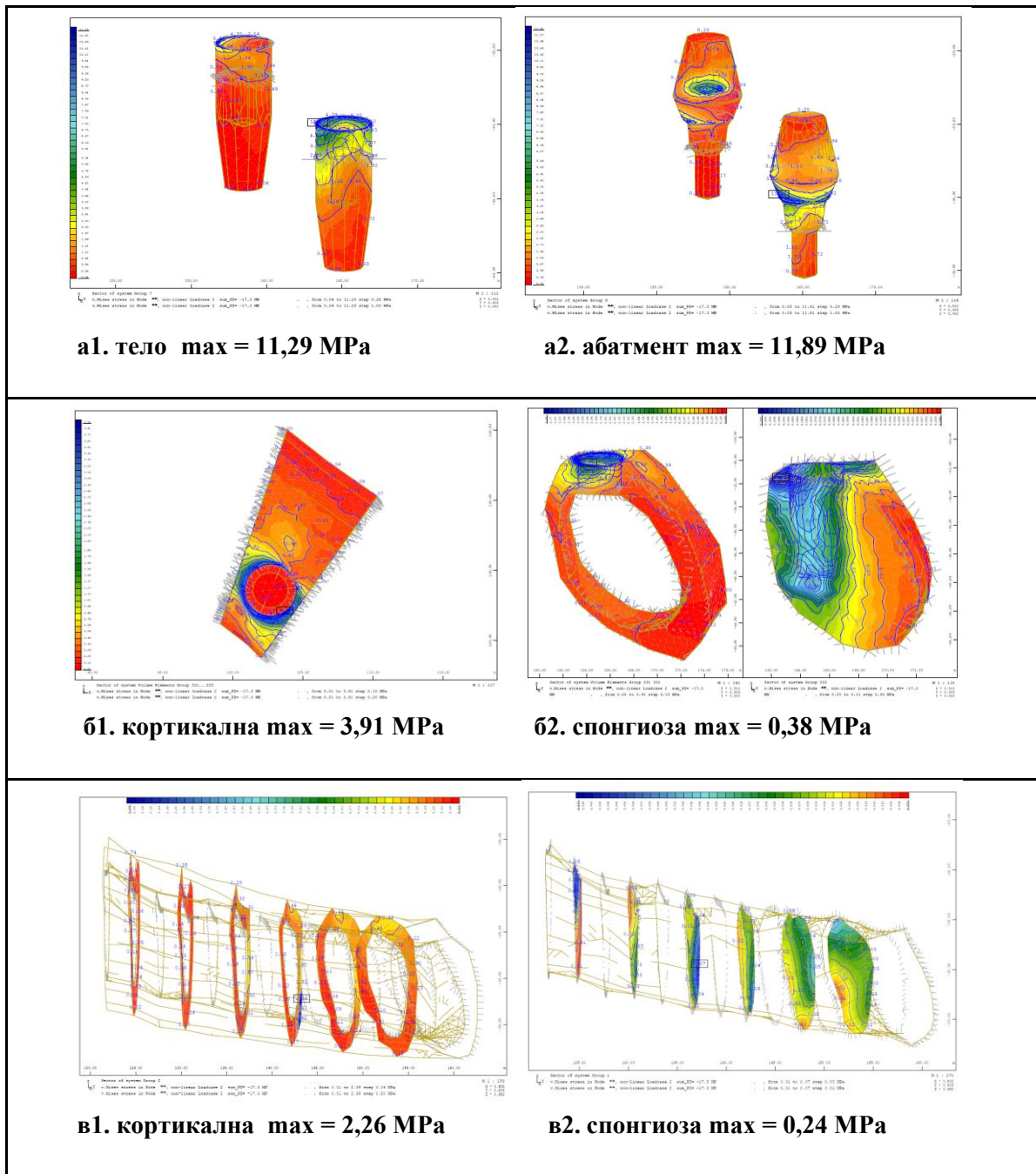
Слика 32. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со пречка-атечмент, при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентираат кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се концентрирани на вратниот дел од телото на имплантот, на дисталните површини, со вредност од 32,73 МПа, како и на дисталната страна на вратниот дел од абатментот, со вредност од 19,81 МПа на страната на оптоварувањето.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се регистрирани кај кортикалната коска околу вратниот дел од имплантот на оптоварената страна, со вредност од 8,87 МПа, додека кај спонгиозната коска напрегањата се локализирани во коската околу апексот на имплантот, со вредност од 0,39 МПа, на страната на оптоварувањето.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се евидентираат кај кортикалната коска на средината на гребенот на оптоварената страна, со вредност од 32,99 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,89 МПа, на оптоварената страна.

5.3.1.5 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 10 N кај моделот со пречка-атечмент



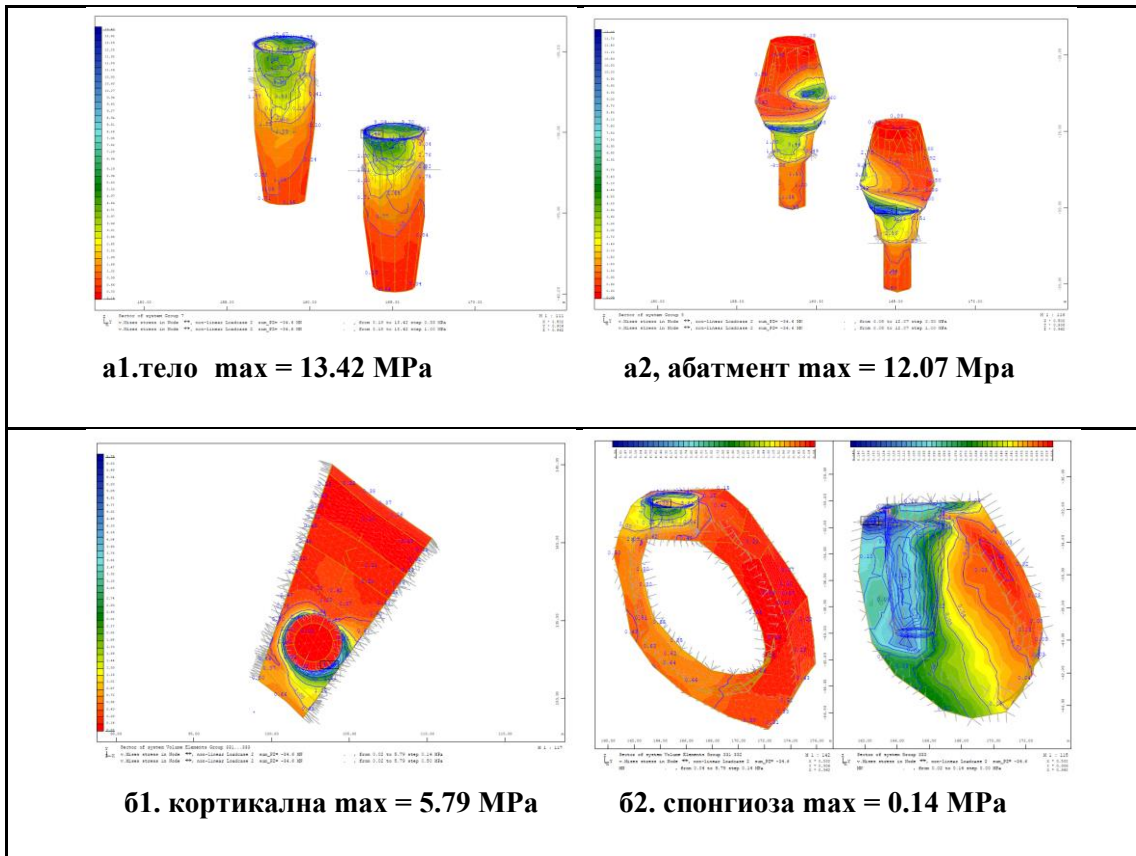
Слика 33. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со пречка-атечмент, при билатерално оптоварување со коси сили од 10 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

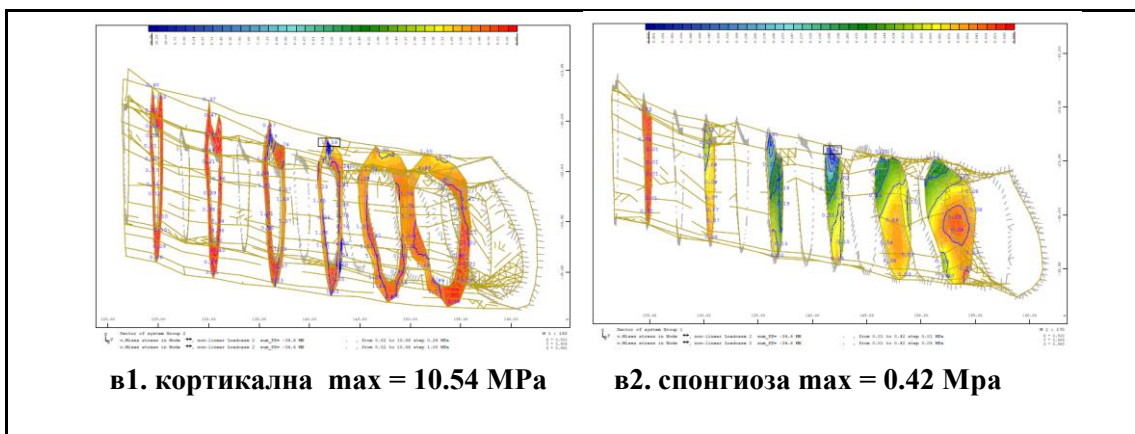
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на вратниот дел од абатментот, мезијално, со вредност од 11,89 МПа, а на вратниот дел од телото на имплантите на мезијалните површини, тие се со вредност од 11,29 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот, со вредност од 3,91 МПа, а на спонгиозната коска тие се со вредност од 0,38 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се забележуваат кај кортикалната коска под вестибуларното крило на протезата, со вредност од 2,26 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,24 МПа.

5.3.1.6 Максималните вредности на напрегањата по von Mises за коси унилатерални сили од 10 N кај моделот со пречка атечмен





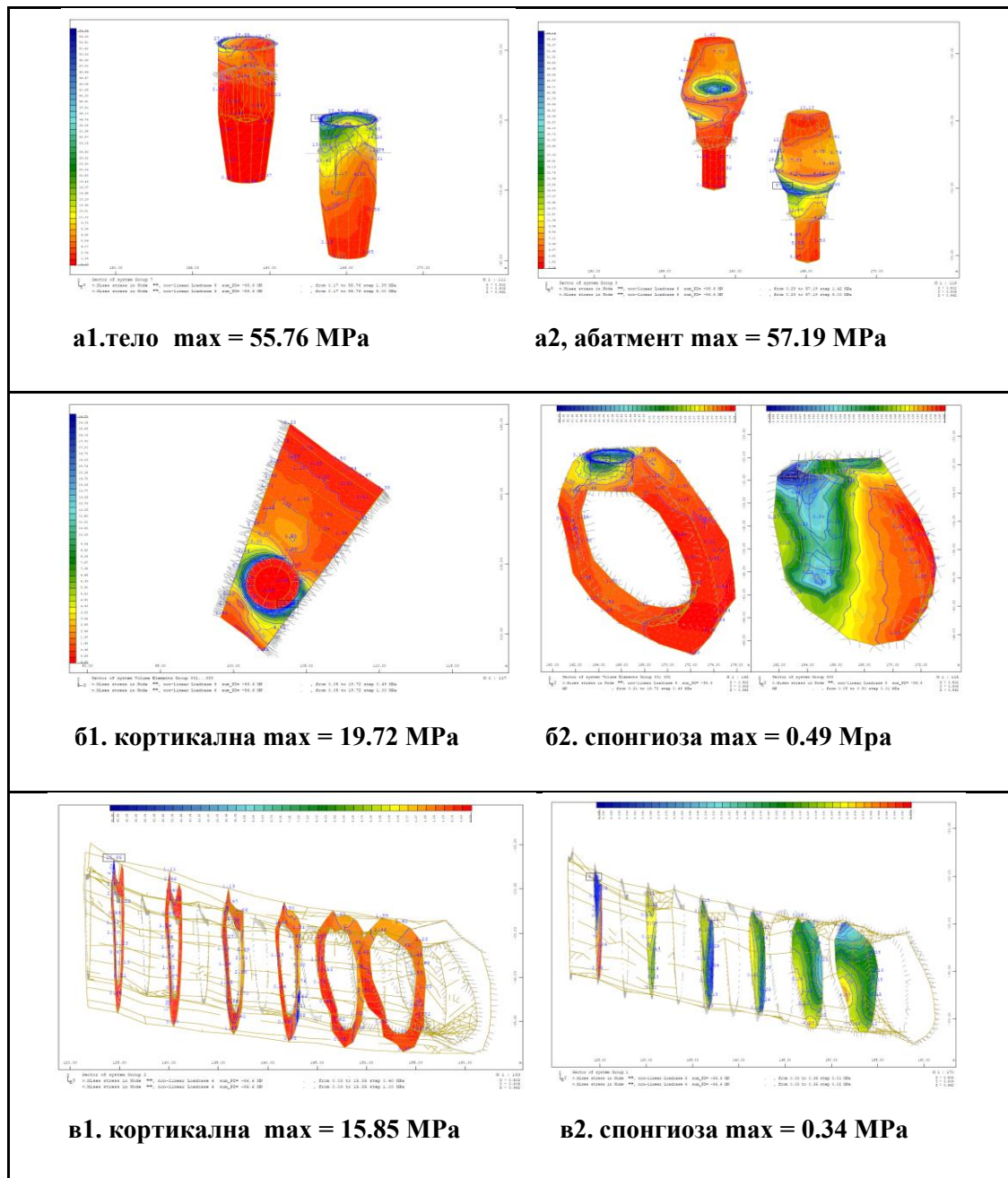
Слика 34. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со пречка-атечмент, при билатерално оптоварување со коси сили од 10 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентираат кај имплантот на неоптоварената страна. Повисоки вредности на напрегањата се регистрираат на вратниот дел од телото на имплантот, со вредност од 13,42 MPa, а во абатментот напрегањата се помали, исто така на вратниот дел на абатментот, со вредност од 12,07 MPa на контралатералната страна.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот, мезијално, на страната спротивна од оптоварувањето, со вредност од 5,79 MPa, додека во спонгиозната коска тие се во коската околу апексот на имплантот, со вредност од 0,14 MPa.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се забележуваат кај кортикалната коска во средината на гребенот, во пределот на премоларите на оптоварената страна, со вредност од 10,54 MPa, додека кај спонгиозата напрегањата се помали, со вредност од 0,42 MPa.

5.3.1.7 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите билатерални сили од 50 N кај моделот со пречка-атечмент



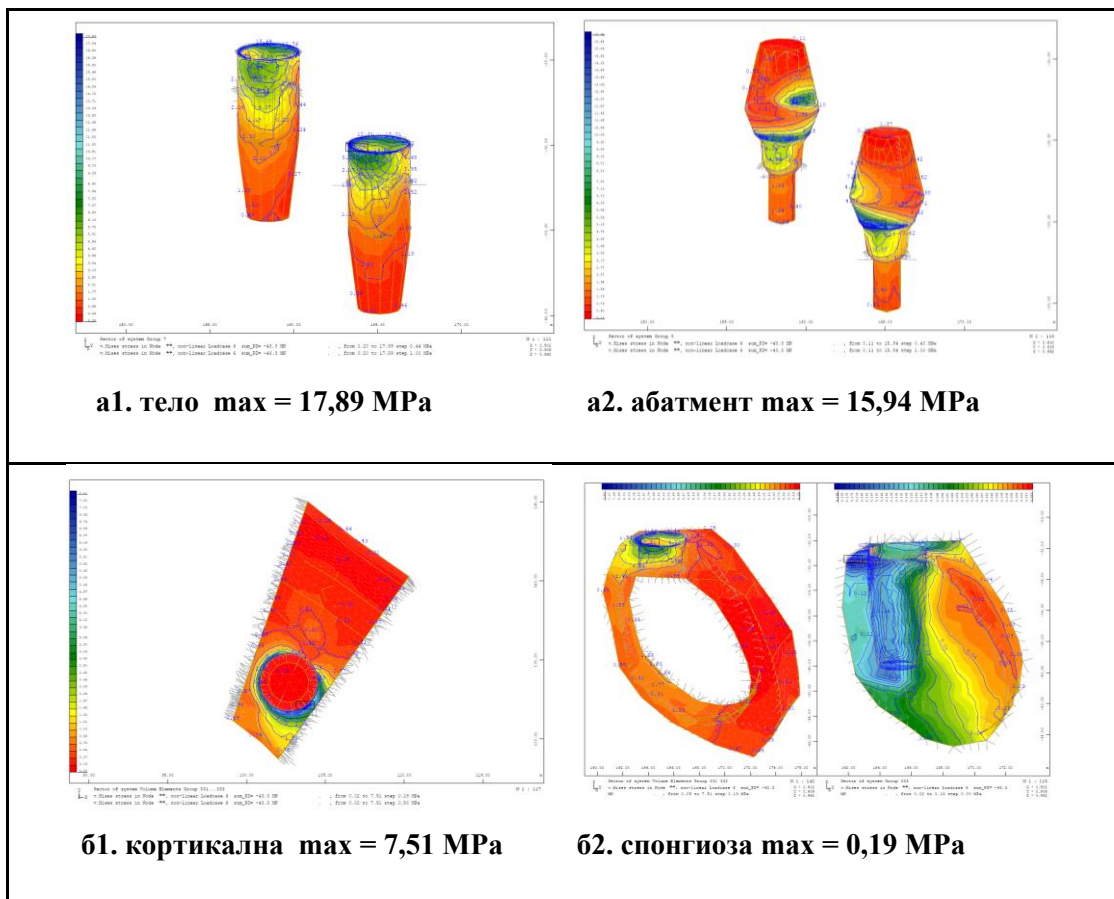
Слика 35. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со пречка-атечмент, при билатерално оптоварување со коси сили од 50 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

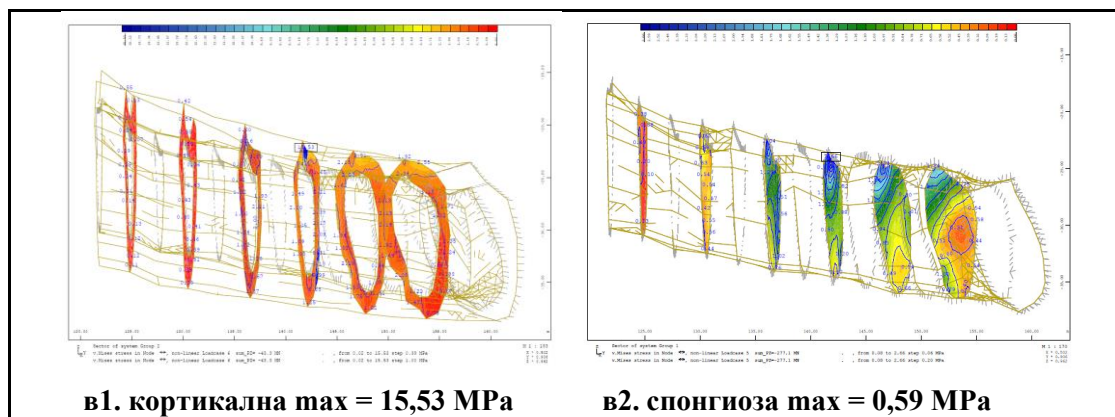
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентирани кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на вратниот дел на абатментот, мезијално, со вредност од 57,19 МПа, како и на мезијалните површини на вратниот дел од телото на имплантите со вредност од 55,76 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележуваат кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот, со вредност од 19,72 МПа, додека на спонгиозната коска тие се со вредност од 0,49 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се евидентирани кај кортикалната коска, ретромоларно, под лингвалното крило на протезата, со вредност од 15,85 МПа, а на спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0,34 МПа.

5.3.1.8 Максимални вредности на напрегањата по von Mises за косите унилатерални сили од 50 N кај моделот со пречка-абатмент





Слика 36. Максимални вредности на von Mises-напрегање (MPa) за моделот со пречка-атечмент, при унилатерално оптоварување со коси сили од 50 N: (а) имплант, (б) периимплантна коска, (в) постериорниот дел на РАГ.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантот на неоптоварената страна. Повисоки вредности на напрегањата се евидентират на вратниот дел од телото на имплантот со вредност од 17,89 МПа, а кај абатментот напрегањата се помали, исто така, на вратниот дел на абатментот на мезијалната површина, со вредност од 15,93 МПа.

Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се концентрирани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот на неоптоварената страна, со вредност од 7,51 МПа, а во спонгиозната коска тие се лоцирани кај коската околу апексот на имплантот, со вредност од 0,19 МПа.

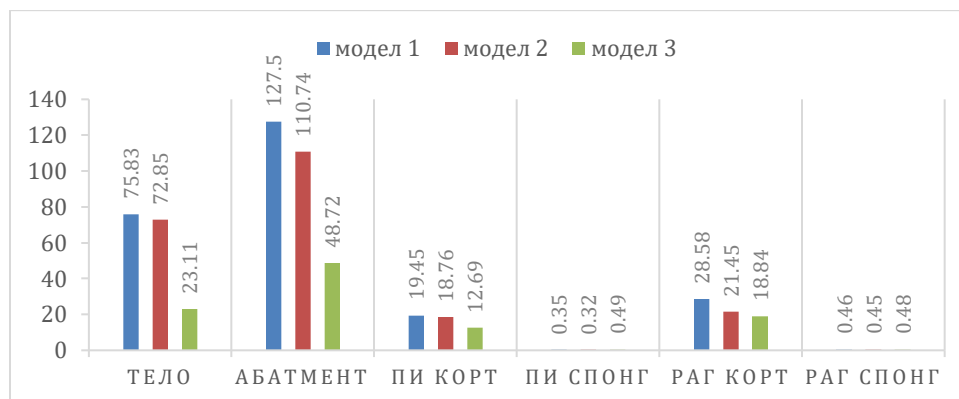
Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се забележуваат кај кортикалната коска на средината на гребенот во пределот на премоларите, на страната на оптоварувањето, со вредност од 15,53 МПа, додека кај спонгиозата напрегањата се помали со вредност од 0,59 МПа.

5.4 КОМПАРАТИВНА АНАЛИЗА НА ВРЕДНОСТИТЕ НА НАПРЕГАЊЕ КАЈ МОДЕЛИТЕ

За да може полесно да се споредат добиените резултати за напрегањата кај трите модели и да се воочи влијанието на различните сили, тие се прикажани табеларно и графички.

Табела 3. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под аксијални сили на оптоварување од 80 N билатерално

Модел	Имплант		Периимплантна коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел 1 – локатор	75,83	127,50	19,45	0,35	28,58	0,46
Модел 2 – топка	72,85	110,74	18,76	0,32	21,45	0,45
Модел 3 – пречка	23,11	48,72	12,69	0,49	18,84	0,48

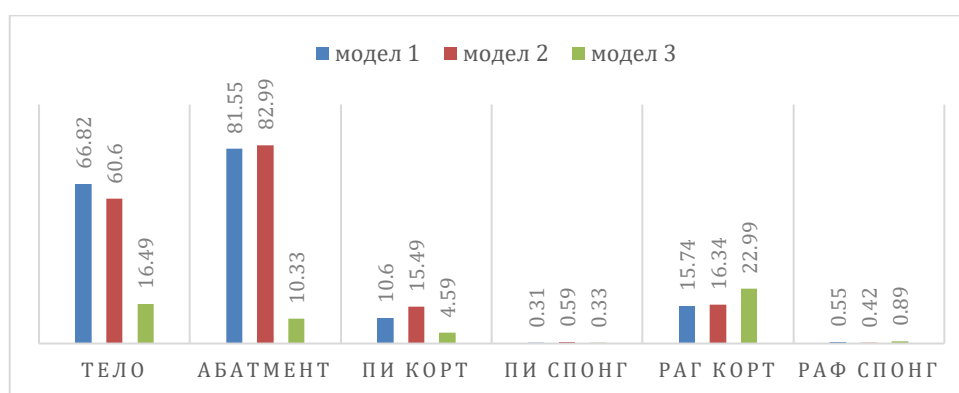


Графикон 1. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при билатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N

При аксијално билатерално оптоварување од 80 N, највисоките вредности на напрегање се забележуваат кај имплантите, особено кај абатментите. Повисоки вредности на напрегањето се забележуваат кај абатментите на моделот со локатор-атечмент. На периимплантната коска и во постериорната коската на РАГ, исто така, се забележуваат поголеми напрегања кај моделот со локатор-атечмент.

Табела 4. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под аксијални сили на оптоварување од 80 N, унилатерално

Модел	Имплант		Периимплантна коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел 1 – локатор	66,82	81,55	10,60	0,31	15,74	0,55
Модел 2 – топка	60,60	82,99	15,49	0,59	16,34	0,42
Модел 3 – пречка	16,49	10,33	4,59	0,33	22,99	0,89

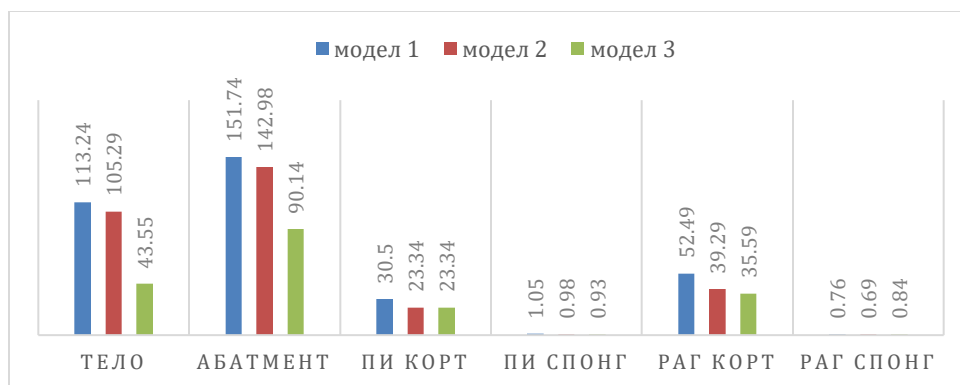


Графикон 2. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N

При унилатерално аксијално оптоварување од 80 N, највисоки вредности на напрегањата се локализирани кај имплантот на оптоварената страна. На телото на имплантот, повисоки напрегања се забележуваат кај моделот со локатор-атечмент, а на абатментот – кај моделот со топка-атечмент. Во периимплантната коска се забележуваат поголеми напрегања на моделот со топка-атечмент додека во РАГ најголеми напрегања се забележуваат кај моделот со пречка-атечмент.

Табела 5. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под аксијални сили на оптоварување од 150 N, билатерално

Модел	Имплант		Периимплантна коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел 1 – локатор	113,24	151,74	30,50	1,05	52,49	0,76
Модел 2 – топка	105,29	142,98	29,39	0,99	39,23	0,69
Модел 3 – пречка	43,55	90,14	23,34	0,93	35,59	0,84

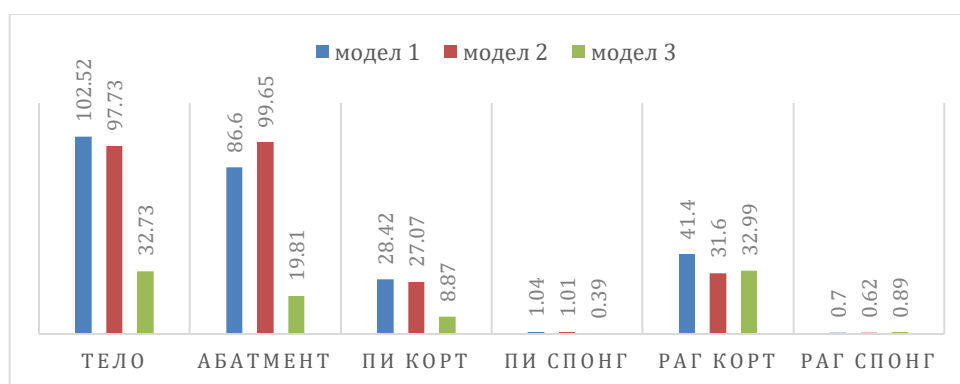


Графикон 3. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при билатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N

При билатерално аксијално оптоварување од 150 N на сите испитани структури – како на имплантите, периимплантната коска, така и на РАГ највисоки вредности на напрегањето се забележуваат кај моделот со локатор-атечмент.

Табела 6. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под аксијални сили на оптоварување од 150 N, унилатерално

Модел	Имплант		Периимплантна коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел 1 – локатор	102,52	86,60	28,42	1,04	41,40	0,70
Модел 2 – топка	97,73	99,65	27,07	1,01	31,60	0,62
Модел 3 – пречка	32,73	19,81	8,87	0,39	32,99	0,89

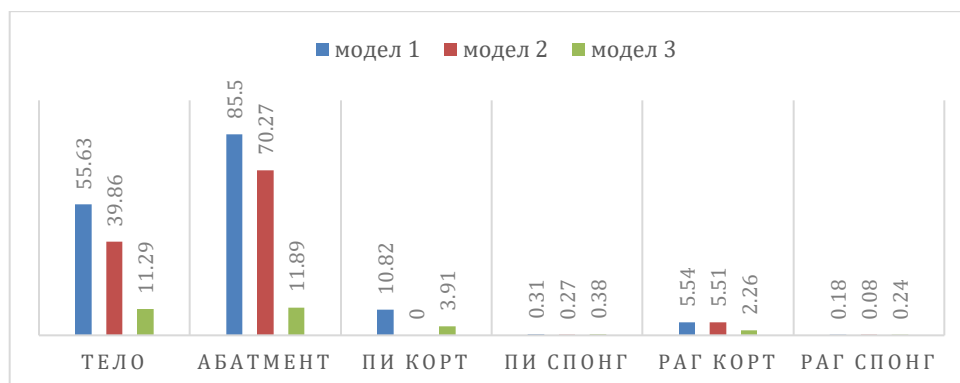


Графикон 4. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N

При унилатерално аксијално оптоварување од 150 N, највисоки напрегања се забележуваат на телото на имплантот кај моделот со локатор, а на абатментот повисоки напрегања се забележуваат кај моделот со топка. На ПИ-коската и на коската на постериорниот дел на РАГ, се појавуваат повисоки напрегања кај моделот со локатор-атечмент за разлика од моделите со топка- и пречка-атечмент.

Табела 7. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под коси сили на оптоварување од 10 N, билатерално

Модел	Имплант		Периимплантна коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел-1 локато	55.63	85.5	10.82	0.31	5.54	0.18
Модел-2 топка	39.86	70.27	7.72	0.27	5.51	0.08
Модел-3Пречка	11.29	11.89	3.91	0.38	2.26	0.24

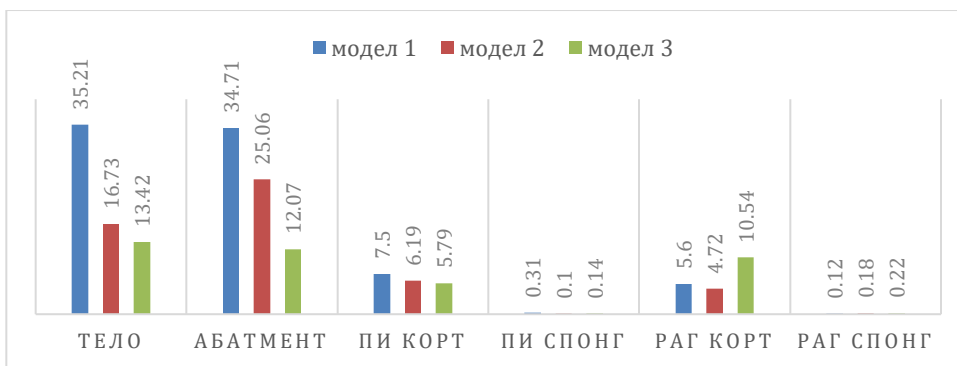


Графикон 5. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при билатерално оптоварување со коси сили од 10 N

При билатерално косо оптоварување од 10 N, најголемите напрегања се забележуваат кај имплантите, особено кај абатментите на локатор-атечментот. На ПИ-коската и на постериорната коската на РАГ, се забележуваат најголеми напрегања кај моделот со локатор.

Табела 8. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под коси сили на оптоварување од 10 N, унилатерално.

Модел	Имплант		Периимплантна коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел 1 - локатор	35,21	34,71	7,50	0,31	5,60	0,12
Модел 2 - топка	16,73	25,06	6,19	0,10	4,72	0,18
Модел 3 - пречка	13,42	12,07	5,79	0,14	10,54	0,42

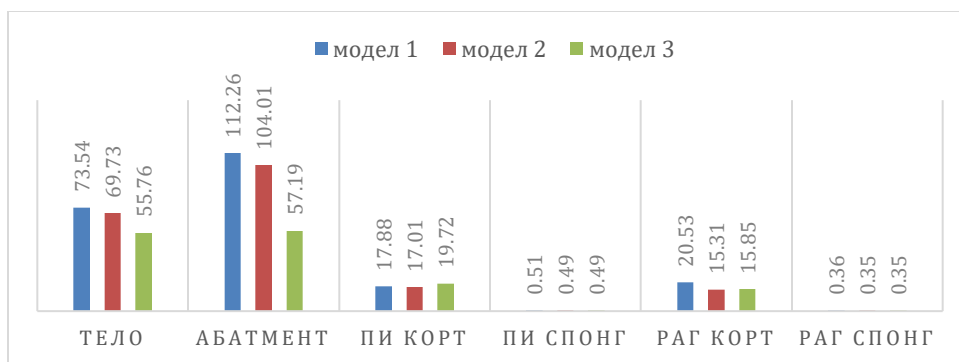


Графикон 6. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при унилатерално оптоварување со коси сили 10 N

При косо унилатерално оптоварување од 10 N, највисоки вредности на напрегањата се забележуваат кај имплантот на моделот со локатор, исто така, и на ПИ-коската, додека на постериорната коската на РАГ повисоки вредности на напрегањата се појавуваат кај моделот со пречка.

Табела 9. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под коси сили на оптоварување од 50 N, билатерално

Модел	Имплант		Периимплантна коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел-1 локато	73.54	112.26	17.88	0.51	20.53	0.36
Модел-2 топка	69.73	104.01	17.01	0.49	15.31	0.34
Модел-3Пречка	55.76	57.19	19.72	0.49	15.85	0.34

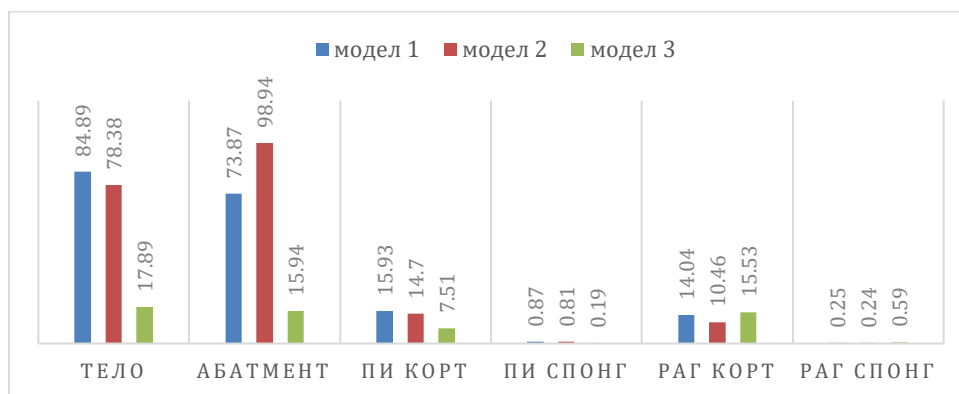


Графикон 7. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при билатерално оптоварување со коси сили од 50 N

При билатерално оптоварување со коси сили од 50 N, највисоки вредности на напрегање кај имплантите се забележуваат на абатментите на моделот со локатор-атечмент. На постериорниот дел на РАГ, се забележуваат најголеми напрегања на 3D-моделот со локатор додека на периимплантната коска – на моделот со пречка-атечмент.

Табела 10. Дистрибуција на von Mises-напрегање (MPa) за топка-, локатор- и пречка-атечмент под коси сили на оптоварување од 50 N, унилатерално

Модел	Имплант		Периимплантната коска		Постериорниот дел на РАГ	
	тело	абатмент	кортикална	спонгиоза	кортикална	спонгиоза
Модел 1 – локатор	84,89	73,87	15,93	0,87	14,06	0,25
Модел 2 – топка	78,38	98,94	14,70	0,81	10,46	0,24
Модел 3 – пречка	17,89	15,94	7,51	0,19	15,53	0,59



Графикон 8. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) за моделите при унилатерално оптоварување со коси сили од 50 N

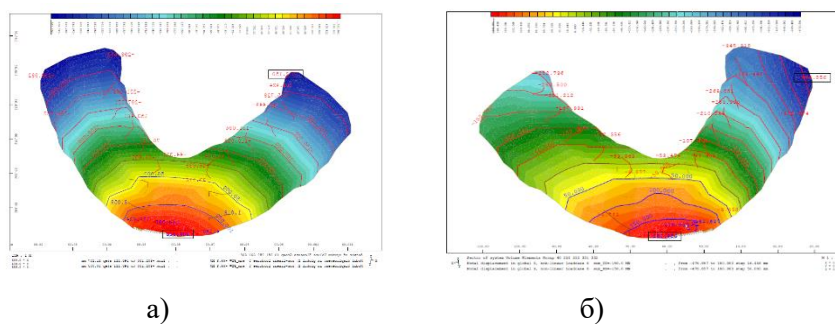
При унилатерално косо оптоварување од 50 N, највисоки напрегања се локализирани на абатментот на топка-атечментот. На ПИ-коската се забележуваат повисоки напрегања кај моделот со локатор додека на постериорната коска на РАГ кај моделот со пречка-атечмент, се појавуваат малку поголеми вредности на напрегање, за разлика од моделите со топка- и локатор-атечмент.

5.5 ПОМЕСТУВАЊЕ И ДЕФОРМАЦИИ КАЈ МОДЕЛИТЕ

Поместување на протезата и потпротезното ткиво во Z-оската (вертикално), е претставено преку ленти со кодирани бои, кои ја одразуваат амплитудата на поместување. Сината боја означува места на максимално поместување надолу и компресија на ткивата под базата на протезата додека црвената боја означува места на максимално поместување нагоре на протезата.



Слика 37. Приказ на градацијата на кодирани бои кои претставуваат поместување на протезата



Слика 38. Поместување на протезата: а) билатерално, б) унилатерално.

5.5.1 Поместување и деформации кај моделот 1

Табела 11. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при билатерални аксијални оптоварувања кај моделот со локатор-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
а. б. 80 N	0,0359	0,0015	0,0020
а. б. 150 N	0,0470	0,0022	0,0027

При аксијално билатерално оптоварување, кај моделот со локатор, протезата се поместува вертикално. Најголемите поместувања надолу на протезата, односно нејзино пропаѓање, се забележуваат во делот на дисталните крила 0,0359 mm при оптоварување од 80 N и 0,0470 mm при оптоварување од 150 N во регионот на моларите. Во оваа регија, протезата прима најголем товар, предизвикува компресија и поголеми деформации, како и микроподвижност на дисталните краеви на коската во ретромоларниот регион. Во интерфораминалниот дел, поместувањата се помали и тоа нагоре, бидејќи во тој дел протезата е поддржана од импланти. Највисоките вредности на деформација на кортикалната коска се забележуваат на двата краја од резидуалниот гребен на ретромоларниот регион, под лингвалното крило на протезата, подеднакво на двете страни: 0,0020 mm за сила од 80 N и 0,0037 mm за сила од 150 N. Највисоки вредности на деформација на ПИ-коската се забележуваат на кортикалната коска околу вратниот дел на имплантите – 0,0015 mm за сила 80 N и 0,0022 mm за сила од 150 N.

Табела 12. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при унилатерални аксијални оптоварувања кај моделот со локатор-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
а. у. 80 N	0,0301	0,0007	0,0011
а. у. 150 N	0,0457	0,0020	0,0030

При унилатерално аксијално оптоварување, кај моделот со локатор се забележува поместување, односно пропаѓање на протезата за 0,0301 mm при оптоварување од 80 N и за 0,0457 mm при оптоварување од 150 N, на страната на оптоварувањето, додека на контралатералната страна протезата се подигнува и има тенденција да се ротира околу линијата на потпора. Деформацијата на дисталниот крај на РАГ, односно на ретромоларниот регион изнесува 0,0011mm за оптоварување од 80 N и 0,0030 mm за оптоварување од 150 N. Најголема деформација на предниот дел (интерфораминалниот

дел), односно на ПИ-коската на страната на оптоварувањето изнесува 0,0007 mm за сила од 80 N и 0,0020 mm за сила од 150 N; имплантите и ретенциските елементи се изложуваат на повисоки латерални сили.

Табела 13. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при билатерални коси оптоварувања кај моделот со локатор-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
к. б. 10 N	0,0139	0,0007	0,0004
к. б. 50 N	0,0318	0,0013	0,0014

При косо билатерално оптоварување, силите се дистрибуираат симетрично, но движењата на протезата се покомплицирани, бидејќи косите сили ја имаат латералната компонента. Протезата кај моделот со локатор има тенденција да се помести во хоризонтална насока и има комбинирани движења: транслаторни и ротациони.

Дисталните крила на протезата се поместуваат за 0,0139 mm при оптоварување од 10 N и 0,0318 mm при оптоварување од 50 N, предизвикувајќи компресија и деформација на дисталните краеви на коската на вестибуларната страна. Највисоки вредности на деформација на коската се забележуваат на двата краја на резидуалниот гребен на моларниот регион вестибуларно, со вредност од 0,0004 mm при оптоварување од 10 N и 0,0014 mm при оптоварување од 50 N. Највисоките вредности на деформација на ПИ-коската се забележуваат на кортикалната коска околу дисталните површини на имплантите, со вредност од 0,0007 mm при оптоварување од 10 N и 0,0013 mm при оптоварување од 50 N.

Табела 14. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при унилатерални коси оптоварувања кај моделот со локатор

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
к. у. 10 N	0,0268	0,0005	0,0004
к. у. 50 N	0,0298	0,0010	0,0010

При унилатерално косо оптоварување, кај моделот со локатор се забележува поместување, односно пропаѓање на протезата за 0,0268 mm при оптоварување од 10 N и за 0,0298 mm при оптоварување од 50 N, на оптоварената страна, вршејќи компресија и

асиметрична деформација во кортикалната коска вестибуларно во пределот на премоларите; 0,0004 mm при оптоварување од 10 N и 0,0010 mm при оптоварување од 50 N, на страната на оптоварувањето. На контралатералната страна, протезата се подига и постои тенденција за изразена ротација на протезата, се зголемуваат напрегањата на имплантите и на ПИ-коската околу дисталната површина на имплантите и постои ризик за микродеформации од 0,0005 mm при оптоварување од 10 N и 0,0010 mm при оптоварување од 50 N.

5.5.2 Поместување и деформации кај моделот 2

Табела 15. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при билатерални аксијални оптоварувања кај моделот со топка

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
а. б. 80 N	0,0310	0,0013	0,0015
а. б. 150 N	0,0508	0,0021	0,0028

При аксијално билатерално оптоварување, кај моделот со топка-атечмент се забележува вертикално поместување на протезата. Дисталните крила на протезата пропаѓат за 0,0310 mm при оптоварување од 80 N и за 0,0508 mm при оптоварување од 150 N, предизвикувајќи компресија и деформација на постериорниот дел на РАГ. Највисоки вредности на деформација на кортикалната коска се забележуваат во ретромоларниот дел, при што деформацијата е подеднаква на двете страни, со вредност од 0,0015 mm при оптоварување од 80 N и 0,0028 mm при оптоварување од 50 N.

Највисоки вредности на деформација на ПИ-коската се забележуваат на кортикалната коска (КК) околу вратниот дел на двата импланти, со 0,0013 mm при оптоварување од 80 N и 0,0021 mm при оптоварување од 150 N.

Табела 16. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при унилатерални аксијални оптоварувања кај моделот со топка-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
а. у. 80 N	0,0377	0,0011	0,0012
а. у. 150 N	0,0476	0,0019	0,0023

При унилатерално аксијално оптоварување, кај моделот со топка-атечмент се забележува

поместување, односно пропаѓање на протезата со вредност од 0,0377 mm при оптоварување од 80 N и 0,0476 mm при оптоварување од 150 N, на оптоварената страна, предизвикувајќи забележлива деформација на коската на РАГ во ретромоларниот регион кај кортикалната коска, со вредност од 0,0012 mm при оптоварување од 80 N и 0,0023 mm при оптоварување од 150 N. На контралатералната страна, протезата се подигнува, односно се откачува од базата. Највисоки вредности на деформација на ПИ-коската се на КК околу вратниот дел на имплантот на оптоварената страна, со вредност од 0,0011 mm при оптоварување од 80 N и 0,0019 mm при оптоварување од 150 N.

Табела 17. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при билатерални коси оптоварувања кај моделот со топка-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
к. б. 10 N	0,0115	0,0005	0,0004
к. б. 50 N	0,0302	0,0012	0,0011

При косо билатерално оптоварување од 10 N и 50 N, кај моделот со топка-атечмент, дисталните крила на протезата пропаѓаат за 0,0115 mm при оптоварување од 10 N и 0,0302 mm при оптоварување од 50 N, вршејќи компресија и деформација на дисталните краеве на коската. Највисоки вредности на деформација на кортикалната коска се 0,0004 mm при оптоварување од 10 N и 0,0011 mm при оптоварување од 50 N во регионот на премоларите под вестибуларното крило на протезата. Највисоки деформации на ПИ-коската се 0,0005 mm при оптоварување од 10 N и 0,0012 mm при оптоварување од 50 N на КК; се јавуваат околу дисталните површини на имплантите.

Табела 18. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при унилатерални коси оптоварувања кај моделот со топка-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
к. у. 10 N	0,0219	0,0004	0,0003
к. у. 50 N	0,0284	0,0010	0,0007

При унилатерално косо оптоварување, на моделот со топка-атечмент се забележува поместување, односно пропаѓање на протезата за 0,0219 mm при оптоварување од 10 N и 0,0284 mm при оптоварување од 50 N на страната на оптоварувањето. Ова е проследено со компресија и асиметрична деформација на кортикалната коска на РАГ во пределот на

премоларите во средината на гребенот, при оптоварување од 10 N со вредност од 0,0003 mm; и на вестибуларната страна во пределот на моларите при оптоварување од 50 N со вредност од 0,0007 mm. На контралатералната страна, протезата се подигнува и има тенденција за изразена ротација. Најголема деформација на ПИ-коската се забележува на КК околу латералните површини на имплантот на оптоварената страна, со вредност од 0,0004 mm при оптоварување од 10 N и 0,0010 mm при оптоварување од 50 N.

5.5.3 Поместување и деформации кај моделот 3

Табела 19. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при билатерални аксијални оптоварувања кај моделот со пречка-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
а. б. 80 N	0,0340	0,0009	0,0013
а. б. 150 N	0,0373	0,0017	0,0025

При аксијално билатерално оптоварување, кај моделот со пречка-атечмент се забележуваат вертикални поместувања на протезата и деформација на коската. Дисталните крила на протезата пропаѓаат за 0,0340 mm при оптоварување од 80 N и 0,0373 mm при оптоварување од 150 N, предизвикувајќи компресија и деформација на дисталните делови на кортикална коската на РАГ. Највисоки вредности на деформација се забележуваат на двата краја на постериорниот дел на резидуалниот гребен, во ретромоларниот дел, и тоа 0,0013mm при оптоварување од 80 N и 0,0025 mm при оптоварување од 150 N. Кај ПИ-коската, највисока деформација на кортикалната коска се јавува околу вратниот дел на имплантите со вредност од 0,0009 mm при оптоварување од 80 N и 0,0017 mm при оптоварување од 80 N.

Табела 20. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при унилатерални аксијални оптоварувања кај моделот со пречка-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
а. у. 80 N	0,0783	0,0003	0,0016
а. у. 150 N	0,0850	0,0006	0,0024

При унилатерално аксијално оптоварување, кај моделот со пречка-атечмент се забележува големо поместување, односно пропаѓање на протезата за 0,0783 mm при оптоварување од 80 N и 0,0850 mm при оптоварување од 150 N на оптоварената страна,

додека во контралатералната страна, протезата се подигнува и има тенденција да се ротира. Деформација на коската во дисталниот крај на РАГ се регистрира на кортикалната коска на РАГ, во средината на гребенот во пределот на моларите на страната на оптоварувањето, со вредност од 0,0016 mm при оптоварување од 80 N и 0,0024 mm при оптоварување од 150 N. Најголема деформација на ПИ-коската се забележува на КК околу дисталните површини на имплантот на оптоварената страна, и тоа 0,0003 mm при оптоварување од 80 N и 0,0006 mm при оптоварување од 150 N.

Табела 21. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при билатерални коси оптоварувања кај моделот со пречка-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
к. б. 10 N	0,0190	0,0002	0,0005
к. б. 50 N	0,0327	0,0014	0,0012

При косо билатерално оптоварување, дисталните крила на протезата пропаѓаат за 0,0190 mm при оптоварување од 10 N и за 0,0327 mm при оптоварување од 50 N, вршејќи компресија и деформација на дисталните краеве на коската.

Највисоки вредности на деформација се констатирани на дисталните делови на кортикалната коска на РАГ, во средината на гребенот, со вредност од 0,0005 mm при оптоварување од 10 N и под вестибуларното крило на протезата со вредност од 0,0012 mm при оптоварување од 50 N. Кај ПИ-коската, максималните деформации се јавуваат на кортикалната коска околу латералните површини на имплантите – 0,0002 mm при оптоварување од 10 N и 0,0014 mm при оптоварување од 50 N.

Табела 22. Табеларен приказ за поместување и деформации (mm) при унилатерални коси оптоварувања кај моделот со пречка-атечмент

Сили	Поместување на протезата	Деформации на коската	
		ПИ-коска	РАГ-коска
к. у. 10 N	0,0371	0,0004	0,0007
к. у. 50 N	0,0536	0,0005	0,0011

При унилатерално косо оптоварување, поместувањето на протезата, односно пропаѓањето на протезата е доста големо, и тоа 0,0371 mm при оптоварување од 10 N и 0,0536 mm при оптоварување од 50 N, вршејќи компресија и мала деформација на кортикалната коска во средината на РАГ на страната на оптоварувањето, со вредност од 0,0007 mm при оптоварување од 10 N и 0,0011 mm при оптоварување од 50 N. На контралатералната страна, протезата се подигнува и има тенденција да се ротира,

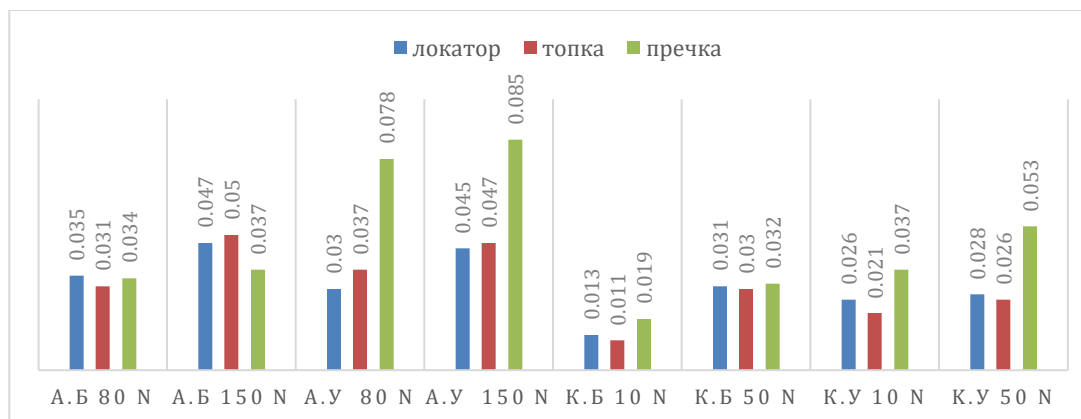
предизвикувајќи деформации на кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот на таа страна со вредност, од 0,0004 mm при оптоварување од 10 N и 0,0005 mm при оптоварување од 50 N.

5.6 КОМПАРАЦИЈА НА РЕЗУЛТАТИТЕ НА ПОМЕСТУВАЊЕ И ДЕФОРМАЦИЈА (mm) КАЈ ТРИТЕ МОДЕЛИ

За споредување на добиените резултати за поместување/деформација кај трите модели при дејствување на различните сили, тие се прикажани табеларно и графички.

Табела 23. Поместување на протезата (mm) при дејствување на силите кај моделите, во зависност од видот на атечментот

Модел	а. б. сили		а. у. сили		к. б. сили		к. у. сили	
	80 N	150 N	80 N	150 N	10 N	50 N	10 N	50 N
м. локатор	0,035	0,047	0,030	0,045	0,013	0,031	0,026	0,029
м. топка	0,031	0,050	0,037	0,047	0,011	0,030	0,021	0,028
м. пречка	0,034	0,037	0,078	0,085	0,019	0,032	0,037	0,053



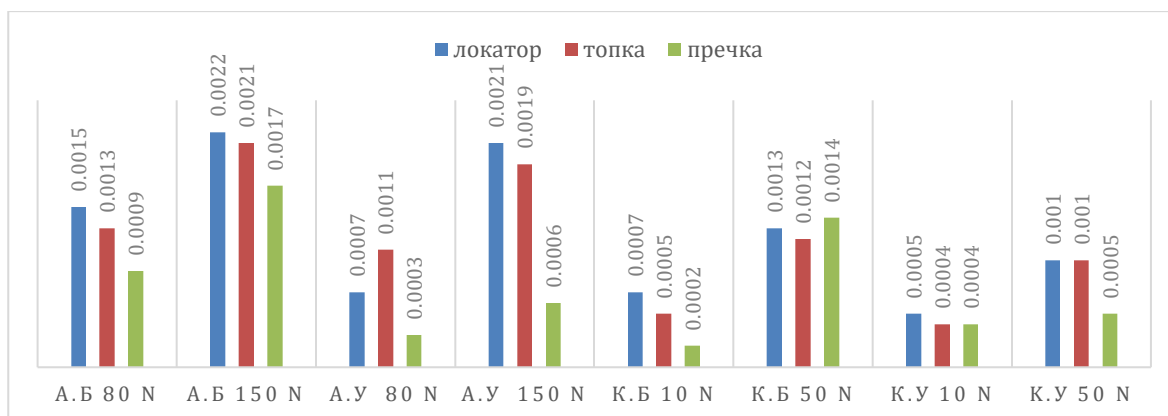
Графикон 9. Максимални поместувања (mm) на протезата во зависност од видот на атечментот

Најголемо поместување на протезата се забележува кај моделот со пречка-атечмент при унилатерално оптоварување со аксијални и коси сили.

Табела 24. Деформации (mm) на периимплантната коска при дејствување на сили кај моделите во зависност од видот на атечментот

Модел	а. б. сили		а. у. сили		к. б. сили		к. у. сили	
	80 N	150 N	80 N	150 N	10 N	50 N	10 N	50 N

м. локатор	0,0015	0,0022	0,0007	0,0020	0,0007	0,0013	0,0005	0,001
м. топка	0,0013	0,0021	0,0011	0,0019	0,0005	0,0012	0,0004	0,0010
м. пречка	0,0009	0,0017	0,0003	0,0006	0,0002	0,0014	0,0004	0,0005

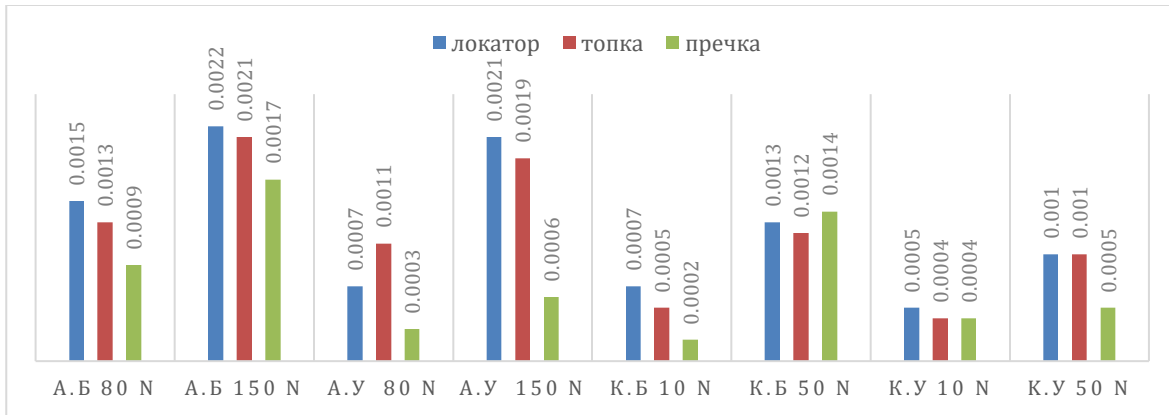


Графикон 10. Деформации (mm) на ПИ-коската во зависност од видот на атечментот

Повисоки вредности на деформација во периимплантната коска се забележуваат кај 3D-моделот со локатор-атечменти. Вредностите на деформацијата на периимплантната коска кај моделот со пречка-атечмент се пониски во споредба со оние кај моделите со локатор-и топка-атечмент, освен при косо билатерално оптоварување каде се забележува мала разлика на вредностите на деформацијата, односно малку поголема деформација во споредба со моделите со топка- и локатор-атечменти.

Табела 25. Деформации (mm) на коската на постериорниот дел на РАГ при дејствување на сили кај моделите во зависност од видот на атечментот

Модел	а. б. сили		а. у. сили		к. б. сили		к. у. сили	
	80 N	150 N	80 N	150 N	10 N	50 N	10 N	50 N
м. локатор	0,0020	0,0037	0,0011	0,0030	0,0004	0,0014	0,0004	0,0010
м. топка	0,0015	0,0028	0,0012	0,0023	0,0004	0,0011	0,0003	0,0007
м. пречка	0,0013	0,0025	0,0016	0,0024	0,0005	0,0012	0,0007	0,0011



Графикон 11. Деформации (mm) на коската на постериорниот дел на РАГ во зависност од видот на атечментот

Коската под основата на ПП, односно на постериорниот дел на РАГ, има повисоки вредности на деформација кај 3D-моделите со локатори како систем за ретенција. Вредностите на деформацијата на коскената основа во постериорниот дел на РАГ кај моделот со пречка како систем за ретенција беа пониски при сите оптоварувања, освен при унилатералното оптоварување од 50 N, каде беа малку повисоки за разлика од другите модели на оптоварување.

6. ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕ И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ

Стремеж на терапевтот, при целосна рехабилитација на стоматогнатниот систем, е што подолготрајна искористеност на протетичките конструкции од страна на пациентот. Покрај документираната висока стапка на успешност со неколку клинички испитувања, раните или доцните неуспеси на терапијата со импланти сè уште се непредвидливи. Структурни проблеми и неуспеси често се евидентираат по протетичкиот третман, најчесто поради биомеханички причини. Големиот број на спроведени ин-витро студии за биомеханичкиот аспект на имплантно-протетичките конструкции, поради сложеноста на мастикаторниот систем, не можат во целост да ги разјаснат механизмите на губење на осеоинтеграцијата или фрактурата на имплантите. Употребата на биоинженерските методи во имплантната стоматологијата помогна да се разберат биомеханичките аспекти поврзани со осеоинтегрираните импланти^{69,112}.

При мастикаторниот процес, мастикаторните сили се пренесуваат на супраструктурата и се шират низ целиот имплант-протетички комплекс. Протетичките компоненти, имплантите и потпорните ткива може да бидат преоптоварени од овие сили. Од биомеханички аспект, пренесувањето на оптоварувањето врз околната коска претставува клучен фактор за долгорочен успех на имплант-протетичкиот третман. Важни фактори за успешен имплант-протетички третман се карактеристиките на имплантот, квалитетот на околната коска, како и интензитетот и насоката на силата. Доколку оптоварувањата што се нанесуваат на функционалната имплантна единица и нејзините потпорни меки и тврди ткива го надминуваат нивниот адаптивен капацитет, тие реагираат со рано или со одложено катастрофално кршење на неживите компоненти или со појава на дегенеративни промени во периимплантните живи ткива¹¹³. Одамна е признаено дека и имплантот и коската треба да бидат под оптоварување во ограничен опсег за физиолошка хомеостаза. Преоптоварувањето може да предизвика ресорпција на коските или замор и фрактура на имплантот, додека никакво оптоварување над коската може да предизвика атрофија и последователно губење на коскената маса^{112,114}.

Токму затоа, при планирањето на имплант-протетичкиот третман, треба да се имаат предвид силите што ќе се појават за време на цвакањето, како и нивниот интензитет и насока. Во повеќето случаи, севкупната цвакална сила е резултат на аксијалните сили, но при мастикаторната функција се создаваат и странични сили (коси и хоризонтални). Имплантите многу подобро ги поднесуваат аксијалните сили во споредба со хоризонталните и косите сили на оптоварување¹¹⁵.

Аксијалните компресивни сили достигнуваат повисоки вредности, но се биокомпатибилни и предизвикуваат поширока, но поконтролирана распределба на

напрегањето. Тие се сметаат за физиолошки најприфатливи, бидејќи имплантите се дизајнирани подобро да ги издржат овие сили. Косите сили на смолкнување се странични сили кои дејствуваат под агол од 30° до 60° во однос на вертикалната оска и се појавуваат при странично цвакање. Иако се со помал интензитет (обично 50 – 100 N), тие се подеструктивни, бидејќи предизвикуваат концентрација на напрегањето во критичните точки и имаат тенденција да го ротираат имплантот. Хоризонталните сили, исто така, се странични сили на мастикаторниот систем. Тие дејствуваат паралелно со оклузалната рамнина (сили од образите и јазикот). Иако се помали по интензитет, обично од 30 – 70 N, тие се покритични за имплантите и за коската. За да се добијат поверодостојни резултати, Las Casas и сор. сметаат дека страничните сили треба да бидат дел од механичката анализа во истражувањата¹¹⁶.

Според Carr и Laney, вредноста на аксијалните сили кај пациенти кои имаат протези над импланти се движи од 45 до 255 N¹¹⁷. Sharma и сор. објавија дека кај пациентите носители на имплант-ретинирани покровни протези на долната вилица, вредностите на мастикаторните сили, се во опсег од 150 до 170 N¹¹⁸. Според Helmy и Kothayer, максималната цвакална сила кај носителите на тотална протеза изнесува 60 – 80 N. Овие вредности се зголемуваат на 150 – 170 N кај пациентите со покривна протеза ретинирана со импланти³⁴.

Секоја сила применета на супраструктурата се пренесува на имплантот и на околната коска. Ова создава напрегање во областа што ја носи силата, што се дефинира како начинот на кој силата е распределена на одредена површина. Зголемувањето на површината ја распределува силата на поголема површина, со што се намалува вкупното напрегање.

Напрегањето што се јавува околу имплантите е од особено значење, поради што во стоматологијата постојат многу студии кои пријавиле методи за минимизирање на овие напрегања^{119,112}.

Оваа студија има цел да ја минимизира можноста за клинички неуспеси како резултат на оклузалното оптоварување при протетичкиот третман на целосно безабна мандибула, преку анализа со употреба на МКЕ.

МКЕ претставува техника на компјутерска симулација која користи нумерички методи за моделирање и анализа на однесувањето на објект или структура под оптоварување. Во имплантната стоматологија, МКЕ може да се користи за симулирање на условите на оптоварување на кои е подложен имплантно-протетичкиот комплекс за време на цвакањето, како и за проценка на факторите на стрес и деформација кои се создаваат во коската и во самиот имплант¹²⁰.

Со оглед на тоа што се работи за компјутерски модел, експериментот може целосно да се контролира и овозможува промена на условите за тестирање и на влезните параметри, при што симулациите може да се повторуваат посакуваниот број пати. Отстапувањето од реалните услови е секогаш присутно во поголема или помала мера, бидејќи е невозможно да се имитира во целост сложеноста на состојбите што преовладуваат во устата на пациентот. Моделите на МКЕ што беа анализирани во оваа студија се сметаа за хомогени, изотропни и линеарно еластични. Ова се ограничувањата на студијата, бидејќи оралните ткива се посложени и анизотропни^{95,115}. Дополнително, се претпоставуваше дека осеоинтеграцијата е 100 %, што не се совпаѓа со клиничките ситуации. Клинички повисоки вредности на стресот би се создале при понизок степен на осеоинтеграција^{14,122}. Сепак, резултатите од оваа студија овозможуваат пошироко разбирање на потенцијалната локализација и концентрација на напрегањето на имплантите и на коските; и може да помогне во идентификувањето на областите со зголемено оптоварување или преоптоварување, кои би можеле да влијаат на стабилноста и издржливоста на имплантно-протетичкиот комплекс¹⁴.

Употребата на МКЕ за анализа и евалуација на биомеханичкото однесување на имплант-потпрените покровни протези претставува важна алатка во планирањето и предвидувањето на долгорочниот исход од третманот.

Во областа на имплантолошката терапија, биомеханичкото однесување на покровните протези ретинирани со импланти на долната вилица е од особен интерес, бидејќи бројот на импланти, видот на ретенциските елементи, интензитетот и насоката на дејствувачките сили, како и квалитетот на коската, имаат влијание врз распределбата на напрегањето.

Во оваа студија беше анализиран ефектот на атечментите врз распределбата на напрегањето и деформацијата на мандибуларната коска, предизвикани од различни оптоварувања, применети билатерално и унилатерално кај моделите, со употреба на методот на конечни елементи.

Со помош на математички равенки што ги решава компјутерот, рекреиран е тродимензионален модел со помош на методот на конечни елементи. Анализата со МКЕ може да биде статичка или динамичка. Статичката анализа се смета за соодветна за симулација на цвакачките околности¹²¹. За целите на оваа студија, симулирани се статичките оптоварувања. За анализа на напрегањата/деформациите на имплантите и потпорните структури беа создадени три модели со конечни елементи, кои симулираат безабна долна вилица на пациентка. На секој модел беа поставени по два импланти, над нив беше поставена покровна протеза која е ретинирана со имплантите со различни атечменти (топка, локатор и пречка).

Резилиентност на мукозата е, исто така, важен фактор за распределбата на оптоварувањето¹²². Вредностите на напрегањето во потпорните ткива се намалуваат со зголемување на дебелината и еластичноста на мукозите^{123,14}. Во оваа студија се претпоставуваше дека дебелината на мукозата е 2 mm. Меѓу протезата и мукозата беше воспоставен нелинеарен триечки контакт со цел да се симулираат различни очекувани движења^{14, 83}.

Врз основа на податоците од литературата^{34,117,118}, за интензитетот и смерот на цвакалните сили при имплант-протетички третман со ИППоП, во нашето истражување моделите беа тестирани под оптоварување со симулирани аксијални сили со интензитет од 80 N и 150 N, како и со коси сили од 10 N и 50 N под агол од 30°. Аксијалните сили од 80 N беа користени за симулација на оптоварувањата кога на спротивната вилица (антагонистите) пациентот има тотална протеза, додека силата од 150 N ги симулираше цвакалните сили кога пациентот на спротивната вилица има ИППоП.

Коси сили од 10 N не се појавуваат во мастикаторниот систем, но беа користени само за споредба (колку да се види дистрибуцијата на напрегањето). Силите од 50 N беа користени бидејќи се сметат за најниски коси сили што се појавуваат во мастикаторниот систем при странично цвакање.

Моларната површина беше избрана за примена на оптоварувањето бидејќи се смета за најголема потпора на силата на оптоварување⁹⁹.

Анализите и пресметките применети во ово истражување се однесуваат на von Mises еквивалентно напрегање. Тоа се напрегањата при кои материјалот попушта или се деформира. Со користење на von Mises-напрегање, може точно да се предвиди однесувањето на материјалот и да се дизајнираат имплант-протечки конструкции што можат да ги издржат очекуваните оптоварувања.

Материјалите кои се користени за ова истражување имаат точно дефинирани еластомеханичките карактеристики, како што се модулот на еластичност и Poisson-коэффициентот, за кои беа земени податоци од литературата. Еластичните својства на материјалите подразбират дека материјалот ќе се деформира кога е под дејство на сили, но веднаш по престанување на нивното дејство, тој се враќа во првобитната состојба на рамнотежа¹²⁴. Доколку оптоварувањата се многу големи, во материјалите се јавуваат напрегања/деформации коишто ги надминуваат граничните вредности на издржливост на материјалот, и со тоа се јавуваат трајни промени кои остануваат и по престанување на дејството на силата.

Способноста на различните системи за ретенција да го распределат оптоварувањето преку различни дизајни на атечменти (топка, локатор и пречка) е предмет на многу мал број истражувања. Тековното истражување се концентрираше на напрегањето и промените на

имплантите, како и на напрегањето и деформациите на периимплантатната коска, во постериорниот дел на РАГ, кај двоимплантна покровна протеза ретинирана со различни атечменти.

Во оваа студија, беа креирани три 3D-моделите за да се тестираат разликите што се забележуваат при користење на три различни атечменти (топка, локатор и пречка) за ретенција на мандибуларна покровна протеза на два предни тесни импланти и за да се спореди напрегањето врз имплантите за испитување на потенцијалот за фрактура. Напрегањата/деформацијата што ги доживува периимплантатната коска и постериорната коска на РАГ во моделите беа испитани за да се утврдат разликите во способноста на моделите да ја одржуваат коската.

6.1 Дистрибуција на напрегањето на имплантите

Бидејќи долната вилица на која е извршена анализата има тесен гребен и изразена аголноста, во оваа студија се користени тесни импланти со дијаметар од 3,3 mm и должина од 10 mm.

Имплантите од легурата на титаниум (Ti 6Al-4V), кои се користеа во оваа студија, се поставени во интерфораминалниот регион, на растојание од 20 mm едни од други и на исто растојание од симфизната линија (10 mm).

Имплантите со тесен дијаметар и со мала должина имаат помала отпорност на механички сили во споредба со имплантите со стандарден дијаметар и поголема стапка на неуспех. Според Morneburg, фрактурата на имплантот може да се избегне со внимателна контрола на оклузалните фактори, со правилен протокол за оптоварување, со поставување на имплантите во предниот дел на мандибулата и со употреба на кратки атечменти.^{102, 103}

Според резултатите од ова истражување, највисоките вредности на напрегање се појавуваат кај имплантите. При аксијалното оптоварување, највисоки напрегања се забележуваат на вратниот дел на телото на имплантот, како и на абатментите на сите три модели (табели: 3,4,5,6). Највисоките вредности на von Mises-напрегање на имплантите се евидентирани кај моделот со локатор-атечмент, но тие се во границата на издржливост, односно на механичката отпорност на имплантите што се користени во ова истражување, што значи дека не постои ризик од трајно оштетување на имплантите. Најмали вредности на напрегање на имплантите се појавуваат кај моделот со пречка-атечмент при сите применети оптоварувања во ова истражување. При косо оптоварување се појавува тенденција за дисторзија и зголемено напрегање на латералните површини на имплантите во сите модели. Највисоки вредности на напрегање на телото на имплантот се забележуваат кај моделот со локатор-атечмент и при коси оптоварувања (табели: 7,8,9 и 10). Слични резултати пријавиле и други автори.

Во својата студија Idzior-Naufa и сор. со употреба на МКЕ ги споредиле биомеханичките својства на ПП над два импланти поврзани со пречка и два самостојни импланти со топка-атечмент за ретенција на протеза и заклучиле дека обликот на ретенцискиот елемент влијае врз биомеханичките својства на покровната протеза. Топка-атечментите генерираат поголеми напрегања на имплантите, и на периимплантното коскено ткиво во споредба со пречка-атечментите⁹⁵.

Студијата на Valera-Jiménez и сор. со методот на конечни елементи утврдува дека компликациите поврзани со тесните импланти може да се намалат со механичките предности што ги дава пречката. Авторите заклучуваат дека поврзувањето на тесните импланти со пречка ги заштитило имплантите од прекумерно оптоварување. Со поврзувањето на имплантите се зголемила стабилноста на структурата како целина и се постигнала подобра дистрибуција на сили, со зголемување на вкупната површина што го прима оптоварувањето¹⁰⁴.

Резултатите од нашата студија одат во корелација со резултатите на Idzior-Naufa и сор., како и на Valera-Jiménez и сор. Според резултатите од оваа студија, кај моделот со пречка-атечмент, von Mises-напрегањето на имплантот беше помало во споредба со моделите со топка- и локатор-атечмент. Предноста на пречката е што ги поврзува имплантите во блок, што може да го реши проблемот со неповолната распределба на цвакалните сили и преоптоварувањето на имплантите. Ова може да се смета за биомеханичка поволност, особено ако се користат тесни и кратки импланти во услови на редуцирана коскена маса како последица на ресорпција.

6.2 Дистрибуција на напрегањето на периимплантната коска

Со оглед на распределбата на оптоварувањето за време на цвакалниот циклус, бројни биоинженерски студии на денталните импланти покажуваат дека главната концентрација на стрес се наоѓа во кортикалната коска околу „вратот“ на имплантот, а на спонгиозната коска – околу апексот на имплантот^{112,125}.

Во оваа студија, исто така, највисоките напрегања во периимплантната коска се концентрираат во кортикалната коска околу вратот на имплантит е, додека во спонгиозната коска, околу апикалниот регион, се забележуваат многу пониски вредности на напрегањето. Концентрацијата на напрегањето во овој дел може да се должи на повисокиот модул на еластичност на кортикалната коска во споредба со спонгиозната коска¹²⁶.

Иако нема клинички докази за нивото на напрегање при кое престанува ремоделирањето на коската и започнува ресорпцијата,¹²⁷ се претпоставува дека крајната цврстина на коската е физиолошката граница на кортикалната коска.⁸⁶

Се смета дека ресорпција на коската предизвикана од преоптоварување треба да се очекува кога компресивниот стрес го надминува опсегот од 100 до 130 МПа⁸⁶ на кортикалната коска^{128,129}. Во оваа студија, забележани се пониски и побезбедни вредности на напрегање на кортикалната коска околу вратот на имплантите, кои се сметат биомеханички прифатливи.

Слични резултати се објавени и во студиите на Daas и сор.⁶⁰, Meijer и сор.⁹³, Jiang и сор.⁹³, Menicucci и сор.⁹⁹, Kumbulo и сор. за други конфигурации на атечменти.

Meijer и сор. и Kumbulo и сор., во нивната анализа со МКЕ на 3D-моделот на беззабна мандибула со два импланти во интерфораминалниот регион, заклучиле дека најголемите напрегања се концентрирани на кортикалната коска околу вратот на имплантите, особено кога имплантите се оптоварени со коси сили, додека кај вертикалните сили на оптоварување се забележани помали напрегања⁹³.

Врз основа на резултатите од истражувањето на 3D-моделите на беззабна мандибула со поставени импланти и со пречка или локатор како систем за ретенција на протезата, Jiang и сор. заклучиле дека највисоката концентрација на напрегање е локализирана на вратот на имплантот и во кортикалната коска околу вратот на имплантот, без оглед на видот на системот за ретенција⁹⁴.

Различната геометрија на системите за ретенција може да се рефлектира преку различна, но незначителна разлика на дистрибуцијата на напрегањето на периимплантната коска при оптоварување. Затоа, правилниот избор на систем за ретенција претставува клучна карактеристика, бидејќи тој е критична врска помеѓу протезата и имплантот¹³⁰.

Со методот на конечни елементи, El Anwar и сор. го испитувале пренесувањето на вертикалните компресивни сили со цел да го анализираат пренесувањето на стресот и деформацијата кај топка- и локатор-атечментите и изјавиле дека локаторите предизвикуваат помалку напрегање од топка-атечментите⁹⁷. Додека Unsal и сор., во нивното истражување со МКЕ, добиле подобри биомеханички резултати кај моделот со топка-атечменти, во споредба со оној со локатор-атечменти⁹⁶.

John и сор., во нивното истражување со МКЕ, ја проценувале дистрибуцијата на стресот околу имплантите што ја поддржуваат мандибуларната покровна протеза и заклучиле дека зголемувањето на дијаметарот на атечментот доведува до зголемување на стресот во кортикалната коска околу имплантот⁹⁸.

Во нашата студија, кај моделите со топка- и локатор-атечмент се забележува поконцентрирано напрегање на периимплантната коска, при аксијални оптоварувања (табели: 3, 4, 5 и 6), но тоа не го надминува адаптивниот капацитет на кортикалната коска и не претставува ризик за појава на трајна деформација. На моделот со пречка-атечмент, напрегањата се помали. Голем дел од напрегањето се пренесува и на самата пречка и на постериорниот дел на РАГ, што е потврдено и во други студии¹¹⁵. Иако косите сили се со помал интензитет, тие предизвикуваат латерално смолкување на интерфејсот коска/имплант. Овие наоди се во согласност со други студии (Meijer и сор.⁹³ Idzior-Naufa и сор.⁹⁵, Satheesh и сор.¹¹⁵, кои забележале дека косите сили се поштетни за протетските компоненти, имплантите и коскениот ткиво. Бидејќи косите сили кои се симулирани во ова истражување се со мал интензитет (10 N и 50 N), тие не предизвикуваат максимални напрегања (табели: 7, 8, 9 и 10), што можат да бидат со неповратни последици врз периимплантната коска. Доколку интензитетот на косите сили би бил ист како интензитетот на аксијалните сили, напрегањата на периимплантната коска би биле за 50 % повисоки, како што истакнува Misch и сор.²⁹. За да се намали високото ниво на напрегање, неопходно е да се вложат напори за намалување на косите цвакални сили. Иако насоката на силата при загризување не може да се промени кај пациентите, магнитудата може да биде под влијание на дизајнот на протезата. Ова може да се постигне со внимателно планирање на оклузијата и видот на ретенцискиот елемент што ќе се користи¹¹⁵.

6.3 Дистрибуција на напрегањето во постериорниот дел на РАГ

Според литературните податоци, ресорпцијата на коската во постериорниот дел на алвеоларниот гребен на мандибулата е специфично поврзана со покровната протеза ретинирана на два импланти поставени во предниот дел на долната вилица^{73,99}.

Menicucci и сор. врз основа на резултатите добиени со анализа преку МКЕ, каде што ја испитувале распределбата на оптоварувањето кај ПоП ретинирана со импланти со топка- и пречка-атечмент, заклучиле дека кај моделот со топка-атечмент напрегањето во постериорниот дел на РАГ е поголемо во споредба со она кај моделот со пречка-атечмент⁹⁹. Овој наод кореспондира со наодите од нашето истражување, бидејќи и кај нас се забележува поповолна распределба на напрегањето во постериорниот дел на РАГ кај моделот со пречка.

Според истражувањето на El-Taftazani и сор., спроведено со МКЕ, секогаш кога системот за ретенција е резилентен, напрегањето во коската околу имплантот последователно се намалува и дел од напрегањето се пренесува на постериорниот дел на алвеоларниот гребен. Ова резултира со подобра распределба на напрегањето, а со тоа се намалува и максималното ниво на напрегање. Авторите истакнуваат дека локаторот како атечмент

обезбедува подобра распределба на оклузалните сили во споредба со топка-атечментот⁶¹.

Во спротивност со наодите од истражувањето на El-Taftazani и сор., каде што локатор-атечментите овозможуваат подобра распределба на оптоварувањето на постериорниот дел на РАГ, во нашето истражување највисоки вредности на напрегање во постериорниот дел на РАГ се забележуваат кај моделот со локатор.

Според резултатите добиени во оваа студија, напрегањето во постериорниот дел на РАГ кај моделот со локатор-атечмент, при билатерално и унилатерално аксијално оптоварување од 150 N (табели 5 и 6), го надминува адаптивниот капацитет на кортикалната коска и постои ризик за ресорпција на коската. Резултатите укажуваат дека локатор-атечментите не секогаш обезбедуваат поволна дистрибуција на оптоварувањето, особено кога се користат мали импланти, што доведува до поголема реакција на коската на постериорниот дел на РАГ.

Најповолна распределба на оптоварувањето забележавме кај моделот со пречка-атечмент, можеби поради малите димензии на имплантите се менува биомеханиката на системот, па затоа пречката станува поефикасен атечмент. Поврзувањето на имплантите ја зголемува вкупната стабилност и овозможува дистрибуција на оптоварувањето долж целата пречка, со што се намалува максималното ниво на напрегањето на имплантите и коскениот ткиво. Само при унилатерално косо оптоварување од 50 N се евидентираат повисоки напрегања на моделот со пречка (табела 10), но и тие се во границата на механичката издржливост на кортикалната коска и се сметаат за биомеханички безбедни, бидејќи коската се адаптира на овие оптоварувања, односно може да се ремоделира.

Овие резултати укажуваат на тоа дека биомеханичката предност на атечментите не зависи само од видот на атечментот, туку и од димензиите на имплантите и условите на оптоварување.

6.4 Поместување и деформациите кај моделите

Клиничките студии сугерираат дека една од главните грижи на пациентите кои носат покривна протеза со два импланти е ротацијата на протезата. Според консензусот на York (2009), ретенциските елементи што ги поврзуваат имплантите со протезата имаат големо влијание врз оптоварувањето што се врши на имплантите и на коската, како и врз движењето на протезата⁵⁸. Според Liu и сор., без оглед на типот на атечмент, ризикот од биомеханичка дестабилизација на ПоП потпрени на два импланти е, исто така, условен од потенцијалот за ротација околу линијата на потпора што минува низ двата импланти⁸⁹.

Кај проучуваните модели, поместувањето на протезата е под влијание на видот на

ретенцискиот елемент и насоката на силата. При билатерално оптоварување, протезата останува избалансирана. При аксијално билатерално оптоварување, поместувањата на протезата се минимални, вертикални, и не се создават сили што имаат тенденција да ја ротираат протезата. Најголемите поместувања на протезата се забележуваат на дисталните седла на протезата, каде што таа се движи надолу кон виличниот сегмент, додека во предниот дел (интерфораминалниот дел) поместувањата на протезата се минимални и насочени нагоре, бидејќи имплантите ја обезбедуваат главната стабилност на протезата. Најголеми поместувања се забележуваат кај моделот со локатор, кои ја надминуваат средната протетичка резилентност (0,03 mm – 0,25 mm)^{83, 131, 132} и можат да предизвикаат воспалителни промени на мукозата. Ова е очекуван резултат, ако се земе предвид степенот на слобода што го овозможува локаторот како систем за ретенција. Коската под основата на ПоП, односно на постериорниот дел на РАГ покажа повисоки вредности на деформација кај 3D-моделите со локатор како систем за ретенција, при билатерално аксијално оптоварување. Во постериорниот дел на РАГ, применетото оптоварување создава најголем контактен притисок помеѓу протезата и потпротезното коскено ткиво при оптоварување од 150 N. Деформацијата на постериорната коска на РАГ го надминува адаптациониот опсег на коската и при циклично оптоварување може да се предизвика ресорпција на коската во ретромоларниот регион. Сепак, при оптоварување од 80 N, коската е во безбедна зона. Коската околу имплантите не покажува ризик од трајна деформација, што значи дека таа се враќа во првобитната состојба по отстранување на оптоварувањето. При косо билатерално оптоварување, движењето на протезата е посложено, бидејќи косите сили претставуваат латерални сили што имаат тенденција да ја поместат протезата хоризонтално и да ја деформираат коската. Сепак, имплантите ефикасно ги неутрализираат страничните оптоварувања, со што се минимизира ротацијата на протезата. Кај проучуваните модели, протезата има минимална тенденција кон поместување (табела 23). Деформацијата на кортикална коската на РАГ и коската околу имплантите не ги надминува адаптивните капацитети, односно физиолошката граница на кортикалната коска, што значи нема ризик од трајна деформација, бидејќи косите сили кои се симулираат кај трите моделите се со низок интензитет (10 N и 50 N).

Асиметрично оптоварување беше користено за да се симулираат реалните клинички услови на мастикација. Овој тип на оптоварување е клинички релевантен за раната фаза на цвакање, кога храната се става на едната страна од протезата (работната страна) и нема оклузален контакт на неработната страна^{89,133}. При унилатерално оптоварување, оптоварената страна на протезата се движи надолу кон виличниот сегмент, односно се забележува вертикално пропаѓање, додека кај спротивното седло се забележува движење во спротивен правец, односно подигнување на протезата. Истото го докажа и Панчевска во своето истражување со МКЕ, при моделирање на МПП со дистални слободни седла.⁸³

При унилатерално аксијално оптоварување, протезата се ротира околу линијата на имплантите, со поголемо поместување кај моделот со пречка-атечмент, но, сепак, со ниски вредности на деформацијата на коската. Најголема деформација на коската се регистрира кај моделот со локатор-атечмент, каде што постои ризик од трајна деформација на коската доколку оптоварувањата се циклични (се повторуваат).

Косото унилатерално оптоварување е најнеповолно за имплант-протетичкиот комплекс. При вакво оптоварување, протезата се ротира и се поместува хоризонтално и вертикално, што предизвикува асиметрична деформација на коската, со зголемен ризик за микродеформации на ПИ-коската, и на коската на РАГ на оптоварената страна. Најголеми поместувања се забележуваат кај моделот со пречка-атечмент во споредба со моделот со топка- и оној со локатор-атечмент, коишто ја надминуваат средната протеичка резилентност на мукозата (табела 23) и може да предизвикаат декубитуси. Слични резултати пријавуваат и Shishesaz и сор, во нивната студија со МКЕ¹²⁶ каде го анализирале ефектот на атечментите на поместувањето на покривната протеза над импланти. Иако поместувањето на протезата е поголемо кај моделот со пречка при унилатерно оптоварување, распределбата на оптоварувањето е порамномерно на коската на постериорниот дел на РАГ (табели 24 и 25) и не предизвикува трајна деформација на коската под базата на протезата. Помали деформации се регистрираат и кај ПИ-коската.

Споредбата на поместувањата на покривната протеза ја покажа важноста на системите за ретенција¹²⁶. Разликите на поместувањата укажуваат дека влијанието на ретенцискиот систем зависи од неговата геометриска форма, димензиите на имплантите, интензитетот и насоката на силите, како и од карактеристиките на контактната површина.

Резултатите добиени во оваа студија укажуваат на различни модели на распределба на напрегањето и деформацијата/поместувањето во зависност од применетиот систем за ретенција и обезбедуваат нумерички и визуелни податоци кои се достапни за понатамошна анализа и толкување. Истотака, резултатите од оваа студија обезбедуваат значајни предлози за поставување дентални импланти и ретенциски системи каде што оптоварувањето е подобро распределено преку компонентите на протезата и мандибуларната коска. Објавените резултати и заклучоци можат да послужат како средство за консултации за стоматолозите, со препораки за почитување на одредени принципи и протоколи при планирање и изработка на имплант-протетички реставрации. Исто така, очекуваме дека ова наше истражување ќе ги поттикне колегите да ги прошират своите видувања и истражувања во оваа насока, со што ќе придонесе за подобри клинички резултати и поголем успех при изработка на протетските реставрации. Научниот придонес на оваа студија се состои од збогатување на научниот фонд преку примена на знаења и искуства за една област која се практикува секојдневно во светот, а за која постои мал број литературни податоци. Ова истражување ја обработува и ја проширува таа област.

7. ЗАКЛУЧОК

Со оглед на ограничувањата на овој виртуелен модел на истражување и земајќи ги предвид различните анатомски и физиолошки индивидуални разлики кај пациентите, може да се заклучи дека добиените резултати од ова истражување нагласуваат како долгорочниот успех на имплант-протетичкиот третман, со покровна протеза потпрена на импанти е под влијание на видот на ретенцискиот систем кој ја поврзува протезата со имплантите.

Врз основа на добиените резултати може да се заклучи следното:

1. Постои разлика во напрегањето што се појавува на имплантите во зависност од видот на атечмент кој се користи за ретенција на покровната протеза на имплантите. Повисоки вредности на напрегање во имплантите беа пронајдени кај моделите со локатор- и топка-атечмент додека кај моделот со пречка-атечмент се пронајдени пониски вредности на напрегање. Највисоките вредности на напрегање кај имплантите беа концентрирани во пределот на вратот на имплантите и абатментите, но тие се во границата на издржување на имплантите, што значи дека не постои ризик од трајно оштетување или фрактура на имплантите.
2. Постои разлика во напрегањето/деформациите што се појавуваат на периимплантна коска во зависност од видот на атечмент кој се користи за ретенција на покровната протеза на имплантите. Повисоки напрегања/деформации беа забележани кај моделите со локатор- и топка-атечмент додека кај моделот со пречка-атечмент, напрегањата/деформациите се помали. Напрегањето и деформацијата на периимплантната коска се во рамките на физиолошкиот опсег на кортикалната коска и се појавуваат околу вратниот дел на имплантите при аксијални оптоварувања и околу латералните површини на имплантите при косо оптоварување.
3. Забележана е разлика во напрегањето/деформацијата што го/ја доживува коската на постериорниот дел на РАГ меѓу моделите. Постериорната коска во моделот со локатор- атечмент покажа повисоки вредности на напрегање/деформација при аксијални оптоварувања од 150N, коишто ги надминуваат адаптивните капацитети на коската со потенцијален ризик за локална ресорпција на коската на ретромоларниот регион при долготрајно оптоварување.
4. Системот за ретенција има голем ефект врз оптоварувањето на имплантите, коската околу имплантите, постериорниот дел на РАГ, како и врз поместувањето на протезата.

Резултатите потврдуваат дека влијанието на ретенцискиот систем зависи од неговата геометрија, димензиите на имплантите, интензитетот и насоката на силите, како и од карактеристиките на контактната површина.

5. При имплант-протетички третман со покривна протеза потпрена на два импланти со мали димензии (тесни и кратки импланти), се препорачува користење пречка како ретенциски елемент, поради стабилизирачката функција и зголемување на целокупната површина за пренос на силите, што овозможува порамномерна дистрибуција на оптоварувањата, во споредба со топка- и локатор-атечментот.

8. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА ИЛИ РЕФЕРЕНЦИ

1. Sharma S, Makkar M, Teja SS, Singh P. Implant-supported overdenture: a review. *J Pharm Biomed Sci* 2017; 07(7):270–277.
2. Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F, Belser UC, Schimmel M. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Apr;25(4):426-34. doi: 10.1111/clr.12156. Epub 2013 Apr 9. PMID: 23566266.
3. Singh O, Kaur R.R, Nanda S, Sethi E. Residual ridge resorption: A major oral disease entity in relation to bone density. *Indian Journal of Oral Sciences*, 2016 7, 3.
4. Storelli S, Caputo A, Palandrani G, Peditto M, Del Fabbro M, Romeo E, Oteri G. Use of Narrow-Diameter Implants in Completely Edentulous Patients as a Prosthetic Option: A Systematic Review of the Literature. *Biomed Res Int.* 2021 Jun 22;2021:5571793. doi: 10.1155/2021/5571793. PMID: 34239926; PMCID: PMC8241526.
5. Tan WL, Wong TL, Wong MC, Lang NP. A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Feb;23 Suppl 5:1-21. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02375.x. PMID: 22211303
6. MacEntee M.I, Walton J.N, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *J Prosthet Dent.* 2005;93:28–37.
7. Preoteasa E, Preoteasa CT, Iosif L, Magureanu CM, Imre M. Denture and Overdenture Complications [Internet]. *Emerging Trends in Oral Health Sciences and Dentistry.* InTech; 2015. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/59250>
8. American College of Prosthodontists (ACP). The Prosthodontic Diagnostic Index for Complete Edentulism(PDICE).<http://www.gotoapro.org/assets/1/7>
9. <https://pocketdentistry.com/role-of-available-bone-in-dental-implants/>
10. Rangarajan.V, Padmanaban.B; Textbook of Prosthodontics Elsevier India, 2017 ISBN, 9788131249284
11. Bateli M, Att W, Strub JR. Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Mar-Apr;26(2):290-303. PMID: 21483882.
12. Schmidt MB, Rauch A, Schwarzer M, Lethaus B, Hahnel S. Combination of Digital and Conventional Workflows in the CAD/CAM-Fabrication of an Implant-Supported Overdenture. *Materials.* 2020; 13(17):3688. <https://doi.org/10.3390/ma13173688>

13. Jalalian S, Ansari lari H, Atashrazm P, Fatemi S. In vitro evaluation of the effect of distolabially inclined implant and Locator attachment on retention and longevity of implant-supported overdentures. *J Res Dent Sci* 2015;11(4):196-205.
14. Ozan O, Ramoglu S. Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *J Oral Implantol*. 2015 Jun;41(3):e50-9. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-13-00239. Epub 2014 Jan 28. PMID: 24471769.
15. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*. 1999 Jul;28(4):245-8. doi: 10.1038/sj/dmfr/4600448. PMID: 10455389.
16. Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Nov;23(11):1243-53. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x. Epub 2012 Mar 21. PMID: 22432473.
17. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Tecucianu JF. Priručnik dentalne implantologije. 220s In.Tri; Zagreb:2006.
18. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent*. 1992 Winter;1(4):289-94. doi: 10.1097/00008505-199200140-00011. PMID: 1298504.
19. Daou EE. Stud attachments for the mandibular implant-retained overdentures: Prosthetic complications. A literature review. *Saudi Dent J*. 2013 Apr;25(2):53-60. doi: 10.1016/j.sdentj.2012.12.003. Epub 2013 Feb 6. PMID: 23960557; PMCID: PMC3723078.
20. Gozneli R, Yildiz C, Vanlioglu B, Evren BA, Kulak-Ozkan Y. Retention behaviors of different attachment systems: precious versus nonprecious, precision versus semi-precision. *Dent Mater J*. 2013;32(5):801-7. doi: 10.4012/dmj.2013-003. PMID: 24088837.
21. Wolfart S. Implantoprotetika koncept usmjeren na pacijenta. 752s, Zagreb: 2015.
22. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2005 Feb;93(2):116-20. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.09.024. PMID: 15674219.
23. Liu W, Zhang X, Qing H, Wang J. Effect of LOCATOR attachments with different retentive forces on the stability of 2-implant-retained mandibular overdenture. *J Prosthet Dent*. 2020 Aug;124(2):224-229. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.09.005. Epub 2019 Nov 25. PMID: 31780109.
24. Vere J, Deans RF. Tooth-supported, magnet-retained overdentures: a review. *Dent Update*. 2009 Jun;36(5):305-8, 310. doi: 10.12968/denu.2009.36.5.305. PMID: 19585854.

25. Lavery DP, Green D, Marrison D, Addy L, Thomas MB. Implant retention systems for implant-retained overdentures. *Br Dent J.* 2017 Mar 10;222(5):347-359. doi: 10.1038/sj.bdj.2017.215. PMID: 28281622.
26. Cordaro L, di Torresanto VM, Petricevic N, Jornet PR, Torsello F. Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clin Oral Implants Res.* 2013 May;24(5):536-42. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02426.x. Epub 2012 Feb 10. PMID: 22320359.
27. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J.* 2008 Jun;53 Suppl 1:S60-8. doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.00043.x. PMID: 18498587.
28. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Feb;16(1):26-35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x. PMID: 15642028.
29. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. 2nd ed. St. Louis: Elsevier Health Sciences; 2015.
30. Shafie, Hamid R. *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. 1st ed. Iowa; 2007.
31. Geckili O, Cilingir A, Erdogan O, Kesoglu AC, et al. The influence of momentary retention forces on patient satisfaction and quality of life of two-implant-retained mandibular overdenture wearers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Mar-Apr;30(2):397-402. doi: 10.11607/jomi.3774. Epub 2014 Dec 5. PMID: 25506644.
32. Schmitt A, Zarb GA. The notion of implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent.* 1998 Jan;79(1):60-5. doi: 10.1016/s0022-3913(98)70195-7. PMID: 9474543.
33. Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *J Oral Rehabil.* 2000 Dec;27(12):1073-6. doi: 10.1046/j.1365-2842.2000.00620.x. PMID: 11251780.
34. Helmy M.A, Kothayer M, Effect of two different overdenture attachments on the biting force and occlusal force distribution. *Egypt. Dent. J.* 2019, V 65, P 1723-1732
35. Hu F, Gong Y, Bian Z, Zhang X, et al. Comparison of Three Different Types of Two-Implant-Supported Magnetic Attachments on the Stress Distribution in Edentulous Mandible. *Comput Math Methods Med.* 2019 Apr 8;2019:6839517. doi: 10.1155/2019/6839517. PMID: 31089390; PMCID: PMC6476138.
36. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E, Anello T. Titanium-zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clin Oral Implants*

Res. 2012 Oct;23(10):1136-41. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02296.x. Epub 2011 Aug 18. PMID: 22092806.

37. Zinsli B, Sägesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):92-9. PMID: 14982361.

38. Jung RE, Al-Nawas B, Araujo M, Avila-Ortiz G, et al. Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:69-77. doi: 10.1111/clr.13342. PMID: 30328189.

39. Kuć J, Sierpińska T, Gołębowska M. Alveolar ridge atrophy related to facial morphology in edentulous patients. *Clin Interv Aging*. 2017 Sep 13;12:1481-1494. doi: 10.2147/CIA.S140791. PMID: 28979109; PMCID: PMC5602450.

40. Franchi M, Fini M, Martini D, Orsini E, Leonardi L, Ruggeri A, Giavaresi G, Ottani V. Biological fixation of endosseous implants. *Micron*. 2005;36(7-8):665-71. doi: 10.1016/j.micron.2005.05.010. Epub 2005 Sep 6. PMID: 16233979.

41. Niznick GA. The Core-Vent implant system. *Oral Health*. 1983 Nov;73(11):13-7. PMID: 6374565.

42. Nelson C. Factors Affecting the Success of Dental Implants [Internet]. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. InTech; 2011. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/18746>

43. Mavriqi L, *Rehabilitimet implant-protetike me protokolin e ngarkesës immediate, Disertacioni i Doktoraturës ;2014; Tiranë*

44. DenOtter TD, Schubert J. Hounsfield Unit. 2023 Mar 6. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. PMID: 31613501.

45. Kühl S, Payer M, Zitzmann NU, Lambrecht JT, Filippi A. Technical accuracy of printed surgical templates for guided implant surgery with the coDiagnostiX™ software. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e177-82. doi: 10.1111/cid.12152. Epub 2013 Sep 11. PMID: 24020645.

46. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jul-Aug;27(4):894-904. PMID: 22848892.

47. Stamenković D, Nastić M. *Stomatološka protetika: parcijalne proteze*. Beograd: Zavod za udžbenike i nastavna sredstva; 2000.

48. Radulovic A. *Distribucija opterećenja u modelima implantno nosenih akriletnih nadoknada; Doktorska disertacija Banja Luka 2021.*

49. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585-98. doi: 10.1067/mpr.2001.115251. PMID: 11404759.
50. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 1994 Nov;15(11):1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344. PMID: 7758022.
51. Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update*. 1993 Oct;4(10):77-81. PMID: 7919404.
52. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent*. 1999 May;81(5):553-61. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70209-x. PMID: 10220659.
53. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Sep-Oct;13(5):677-83. PMID: 9796152.
54. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FD, et al: A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support, *Implant Dent* 14:108–114, 2005.
55. Bhattacharjee B, Saneja R, Singh A, Dubey PK, Bhatnagar A. Peri-implant stress distribution assessment of various attachment systems for implant supported overdenture prosthesis by finite element analysis- A systematic review. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2022 Nov-Dec;12(6):802-808. doi: 10.1016/j.jobcr.2022.09.002. Epub 2022 Sep 7. PMID: 36159066; PMCID: PMC9490590.
56. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*. 2007;97(4):229-235.
57. Maeda Y, Horisaka M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:271-5.
58. Gozneli R, Yildiz C, Vanlioglu B, Evren BA, Kulak-Ozkan Y. Retention behaviors of different attachment systems: precious versus nonprecious, precision versus semi-precision. *Dent Mater J*. 2013;32(5):801-7. doi: 10.4012/dmj.2013-003. PMID: 24088837.
59. Wang F, Monje A, Huang W, Zhang Z, Wang G, Wu Y. Maxillary Four Implant-retained Overdentures via Locator® Attachment: Intermediate-term Results from a Retrospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016 Jun;18(3):571-9. doi: 10.1111/cid.12335. Epub 2015 Mar 23. PMID: 25810348.
60. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implantretained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Physics* 2008 Mar;30(2):218-225

61. El-Taftazani I, Moubarak A, El-Anwar M. Locator attachment versus ball attachment: 3-Dimensional finite element study. *Egypt. Dent. J.* 2011;57(2)
62. Bollineni U, Shetty R, Singh I, Gopalakrishna S. Influence of Attachment Configuration on Stresses in Completely Edentulous Mandibular Ridge with an Implant-retained Overdenture: A Finite Element Analysis. *World J Dent* 2018;9(3)208-214
63. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Dec;7(4):387-96. doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.070413.x. PMID: 9151607.
64. Vasant R, Vasant MK. Retention systems for implant-retained overdentures. *Dent Update.* 2013 Jan-Feb;40(1):28-31. doi: 10.12968/denu.2013.40.1.28. PMID: 23505855.
65. Cagna DR, Massad JJ, Schiesser FJ. The neutral zone revisited: from historical concepts to modern application. *J Prosthet Dent.* 2009 Jun;101(6):405-12. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60087-1. PMID: 19463668.
66. Ahuja S, Cagna DR. Classification and management of restorative space in edentulous implant overdenture patients. *J Prosthet Dent.* 2011 May;105(5):332-7. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60064-4. PMID: 21530759.
67. Ebadian B, Talebi S, Khodaeian N, Farzin M. Stress analysis of mandibular implant-retained overdenture with independent attachment system: effect of restoration space and attachment height. *Gen Dent.* 2015 Jan-Feb;63(1):61-7. PMID: 25574722.
68. Cakarer S, Can T, Yaltirik M, Keskin C. Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011 Nov 1;16(7):e953-9. doi: 10.4317/medoral.17312. PMID: 21743398.
69. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998 Jun;106(3):721-64. doi: 10.1046/j.0909-8836..t01-6-.x. PMID: 9672097.
70. Chaware SH, Thakkar ST. A systematic review and meta-analysis of the attachments used in implant-supported overdentures. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020 Jul-Sep;20(3):255-268. doi: 10.4103/jips.jips_368_19. Epub 2020 Jul 17. PMID: 33223695; PMCID: PMC7654206.
71. Keshk, A.M, Alqutaibi, A.Y, Algabri, R.S, Swedan, M.S, Kaddah, A. Prosthodontic maintenance and peri-implant tissue conditions for telescopic attachment-retained mandibular implant overdenture: Systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Eur. J. Dent.* 2017, 11, 559–568.

72. Aldhohrah, T, Mashrah, M.A, Wang, Y. Effect of 2-implant mandibular overdenture with different attachments and loading protocols on peri-implant health and prosthetic complications: A systematic review and network meta-analysis. *J. Prosthet. Dent.*2021, in press.
73. Elsyad MA, Mohamed SS, Shawky AF. Posterior mandibular ridge resorption associated with different retentive systems for overdentures: a 7-year retrospective preliminary study. *Int J Prosthodont* 2017 May-Jun;30(3):260-265.
74. Pammer D. Evaluation of postoperative dental implant primary stability using 3D finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019 Feb;22(3):280-287. doi: 10.1080/10255842.2018.1552682. Epub 2019 Jan 24. PMID: 30676075.
75. Dimitrijević B, Jurišić M, Konstantinović V, Leković V, Stamenković D, Todorović A. *Oralna implantologija*. 1st ed. Beograd: 2006.
76. <https://www.dentistrytoday.com/consideration-of-biomechanical-stress-in-treatment-with-dental-implants/>
77. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jul-Aug;27(4):894-904. PMID: 22848892.
78. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8(6):393-405. doi: 10.1016/0021-9290(75)90075-5. PMID: 1206042.
79. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. St. Louis: Mosby; 1999.
80. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol.* 2001 Sep;72(9):1276-86. doi: 10.1902/jop.2000.72.9.1276. PMID: 11577963.
81. Evelyn Chung, Ting-Ling Chang and Perry R. Klokkevold Newman and Carranza's Clinical Periodontology and Implantology 74: Biomechanics, Prosthetic Considerations, and Treatment Planning Elsevier 2023
82. Boccaccio A, Uva AE, Fiorentino M, Monno G, Ballini A, Desiate A. Optimal Load for Bone Tissue Scaffolds with an Assigned Geometry. *Int J Med Sci.* 2018 Jan 1;15(1):16-22. doi: 10.7150/ijms.20522. PMID: 29333083; PMCID: PMC5765735.
83. Панчевска С. Тридимензионална анализа на дистрибуцијата на оклузалните сили кај парцијални протези со дистално слободни седла според методот на конечни елементи. Докторска дисертација. Скопје, 2010.
84. Liu GR, Quek SS. *Computational Model*. In: *The finite element method: a practical course* Oxford ; Boston: Butterworth-Heinemann; 2003.
85. Mocanu, R.G. Preoteasa, C. Meghea, D. Preoteasa, E. Florica, L. Mocanu, S. The Influence of Cantilever Length and Implant Angulation in Completely Edentulous Patients Using the

Finite

Element Analysis and the All-on-Four/Fast & Fixed Treatment

86. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008 Dec;100(6):422-31. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0. PMID: 19033026.
87. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014 Sep-Dec;4(3):200-3. doi: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008. Epub 2014 Dec 4. PMID: 25737944; PMCID: PMC4306993.
88. Hsu ML, Chang CL. Application of Finite Element Analysis in Dentistry [Internet]. Finite Element Analysis. *Sciyo*; 2010. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/10007>
89. Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013 Mar;41(3):241-9. doi: 10.1016/j.jdent.2012.11.008. Epub 2012 Nov 14. PMID: 23160036.
90. Khurana N, Rodrigues S, Shenoy S, Saldanha S, et al. Comparative Evaluation of Stress Distribution with Two Attachment Systems of Varying Heights in a Mandibular Implant-Supported Overdenture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Prosthodont*. 2019 Feb;28(2):e795-e805. doi: 10.1111/jopr.12966. Epub 2018 Sep 6. PMID: 30191668.
91. Ying Z, Gonda T, Maeda Y. Influence of Attachment Height and Shape on Lateral Force Transmission in Implant Overdenture Treatment. *Int J Prosthodont*. 2017 November/December;30(6):586–591. doi: 10.11607/ijp.5400. Epub 2017 Oct 30. PMID: 29084305.
92. ElsyadMA, Elhaddad AA, Khirallah AM. Retentive properties of O-Ring and Locator attachments for implant-retained Maxillary Overdentures: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 2016:1-9.
93. Meijer H J , Starman F J, Steen W H , Bosmann F. A 3D FEA of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993 Jun;38(6):491-6
94. Jiang MY, Wen J, Xu SS, Liu TS, Sun HQ. Three-dimensional finite element analysis of four-implants supported mandibular overdentures using two different attachments. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2019 Jan 9;54(1):41-45.
95. Idzior-Haufa, M, Pilarska, A.A, Hędzielek, W, Boniecki, P, Pilarski, K, Dorocka-Bobkowska, B. A comparison of biomechanical properties of implant-retained overdenture based on precision attachment type. *Materials* 2021, 14, 2598.

96. Unsal GS, Erbasar GNH, Aykent F, Ozyilmaz OY, Ozdogan MS. Evaluation of stress distribution on mandibular implant-supported overdentures with different bone heights and attachment types: A 3D finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2019;45:363–370.
97. El-Anwar MI, El-Taftazany EA, Hamed HA, ElHay MAA. Influence of number of implants and attachment type on stress distribution in mandibular implant-retained overdentures: Finite element analysis. *Open Access Maced J Med Sci* 2017;5:244–249.
98. John J, Rangarajan V, Savadi RC, Satheesh Kumar KS, Satheesh Kumar P. A finite element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/o ring and magnetic attachment. *J Indian Prosthodont Soc* 2012;12:37-44.
99. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant.* 1998, 13, 369–376.
100. Kümbülo Ö, Koyuncu B, Yerlio G, Al-Haj Husain N, Özcan M. Stress Distribution on Various Implant-Retained Bar Overdentures. *Materials* 2022, 15, 3248.
100. Kümbüloğlu Ö, Koyuncu B, Yerlioğlu G, Al-Haj Husain N, Özcan M. Stress Distribution on Various Implant-Retained Bar Overdentures. *Materials (Basel).* 2022 Apr 30;15(9):3248. doi: 10.3390/ma15093248. PMID: 35591581; PMCID: PMC9101733.
101. El-Sheikh A. M., Shihabuddin O. M., SMF G. A Prospective Study of Early Loaded Single Implant-Retained Mandibular Overdentures: Preliminary One-Year Results. *International Journal of Dentistry.* 2012;2012:7. doi: 10.1155/2012/236409.285684
102. Morneburg T. R. Success rates of microimplants in edentulous patients with residual ridge resorption. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2008;23(2):270–276.
103. S. Storelli , A. Caputo , G. Palandrani , M. Peditto , M. Del Fabbro , Use of Narrow-Diameter Implants in Completely Edentulous Patients as a Prosthetic Option: A Systematic Review of the Literature
104. 105. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):528-35. doi: 10.1067/mpr.2002.124589. PMID: 12070516.
105. Valera-Jiménez JF, Burgueño-Barris G, Gómez-González S, López-López J, Valmaseda-Castellón E, Fernández-Aguado E. Finite element analysis of narrow dental implants. *Dent Mater.* 2020 Jul;36(7):927-935. doi: 10.1016/j.dental.2020.04.013. Epub 2020 May 25. PMID: 32466868.
106. H, Mohammed. Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *Journal of Oral Hygiene & Health.* (2014) 02. 10.4172/2332-0702.1000156.

107. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 2005 Apr;283(2):259-74. doi: 10.1002/ar.a.20169. PMID: 15747355.
108. Shunmugasamy VC, Gupta N, Pessoa RS, Janal MN, Coelho PG. Influence of clinically relevant factors on the immediate biomechanical surrounding for a series of dental implant designs. *J Biomech Eng*. 2011 Mar;133(3):031005. doi: 10.1115/1.4003318. PMID: 21303181.
109. Moem F, Nisar S, Nimara Dar. A step by step guide of finite element analysis in dental implantology. *Pakistan Oral and dental Journal*. 2014; 34:164-69
110. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2002 Jun;29(6):565-74. doi: 10.1046/j.1365-2842.2002.00891.x. PMID: 12071926.
111. Akyuz E, Braun JT, Brown NA, Bachus KN. Static versus dynamic loading in the mechanical modulation of vertebral growth. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006 Dec 1;31(25):E952-8. doi: 10.1097/01.brs.0000248810.77151.22. PMID: 17139211.
112. Ciccì M, Cervino G, Milone D, Risitano G. FEM Investigation of the Stress Distribution over Mandibular Bone Due to Screwed Overdenture Positioned on Dental Implants. *Materials (Basel)*. 2018 Aug 23;11(9):1512. doi: 10.3390/ma11091512. PMID: 30142897; PMCID: PMC6164220.
113. Almeida E, Freitas A, Rocha E, Roberto, Nikhil, Tovar N, et al. Critical Aspects for Mechanical Simulation in Dental Implantology [Internet]. *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments*. InTech; 2012. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/38619>
114. Rancitelli D, Borgonovo AE, Ciccì M, Re D, Rizza F, Frigo AC, Maiorana C. Maxillary Sinus Septa and Anatomic Correlation With the Schneiderian Membrane. *J Craniofac Surg*. 2015 Jun;26(4):1394-8. doi: 10.1097/SCS.0000000000001725. PMID: 26080204.
115. Satheesh Kumar P, Satheesh KK, John J, Patil G, Patel R. Force transfer and stress distribution in an implant-supported overdenture retained with a hader bar attachment: a finite element analysis. *ISRN Dent*. 2013 Dec 26;2013:369147. doi: 10.1155/2013/369147. PMID: 24459589; PMCID:
116. de Las Casas EB, de Almeida AF, Cimini Junior CA, Gomes Pde T, Cornacchia TP, Saffar JM. Determination of tangential and normal components of oral forces. *J Appl Oral Sci*. 2007 Feb;15(1):70-6. doi: 10.1590/s1678-77572007000100015. PMID: 19089104; PMCID: PMC4327216.

117. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987 Spring;2(2):101-8. PMID: 3325414.
118. Sharma AJ, Nagrath R, Lahori M. A comparative evaluation of chewing efficiency, masticatory bite force, and patient satisfaction between conventional denture and implant-supported mandibular overdenture: An *in vivo* study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2017 Oct-Dec;17(4):361-372. doi: 10.4103/jips.jips_76_17. PMID: 29249880; PMCID: PMC5730927.
119. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. *Br Dent J*. 1970 Feb 3;128(3):117-24. doi: 10.1038/sj.bdj.4802433. PMID: 4914483.
120. Di Pietro N, Ceddia M, Romasco T, De Bortoli Junior N, Mello BF, Tumedei M, Specchiulli A, Piattelli A, Trentadue B. Finite Element Analysis (FEA) of the Stress and Strain Distribution in Cone-Morse Implant–Abutment Connection Implants Placed Equicrestally and Subcrestally. *Applied Sciences*. 2023; 13(14):8147. <https://doi.org/10.3390/app1314147>
121. Sharma S, Jain S, Gupta H, Gavara SG, Panwar P, Grover RK. Mandibular Flexure and Crestal Bone Stress Distribution on an Implant-Supported Fixed Full Arch Mandibular Prosthesis: Finite Element Analysis in Three Dimensions. *Cureus*. 2023 May 22;15(5):e39357. doi: 10.7759/cureus.39357. PMID: 37378222; PMCID: PMC10292118.
122. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. *J Periodontol*. 2008 Nov;79(11):2166-72. doi: 10.1902/jop.2008.080178. PMID: 18980526.
123. Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. *Comput Methods Programs Biomed*. 2008 Nov;92(2):213-23. doi: 10.1016/j.cmpb.2008.07.009. PMID: 18783845.
124. Спировска. А. Математичка анализа на напонско деформационата состојба на конус коронките и нивната врска со субтотална телескоп коронка. Магистерски труд. Скопје, 2009.
125. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Nov-Dec;13(6):781-90. PMID: 9857588.
126. Shishesaz M, Ahmadzadeh A, Baharan A. Finite Element Study of Three Different Treatment Designs of a Mandibular Three Implant-Retained Overdenture. *Latin American Journal of Solids and Structures* 2016. 13. 2826-2844. 10.1590/1679-78253212.
127. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004 Feb;74(1):3-15.

128. Natali AN, Hart RT, Pavan PG, Knets I. Mechanics of bone tissue. In: Natali AN, editor. *Dental biomechanics*. London: Taylor & Francis; 2003. p. 1-19.
129. Sotto-Maior BS, Lima Cde A, Senna PM, Camargos Gde V, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res*. 2014;28:S1806-83242014000100235. doi: 10.1590/1807-3107bor-2014.vol28.0023. Epub 2014 Aug 4. PMID: 25098822.
130. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont*. 2005 Mar-Apr;18(2):99-105. PMID: 15889656.
131. Kydd WL, Daly CH, Wheeler JB 3rd. The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo. *Int Dent J*. 1971 Dec 4;21(4):430-41. PMID: 5292203.
132. Kumakura S, Sakurai K, Tahara Y, Nakagawa K. Relationship between buccal mucosa ridging and viscoelastic behaviour of oral mucosa. *J Oral Rehabil*. 2011 Jun;38(6):429-33. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02167.x. Epub 2010 Nov 5. PMID: 21054483.
133. Barão VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2013 Apr 26;46(7):1312-20. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.008. Epub 2013 Mar 19. PMID: 23518207.

9. СПИСОК НА ОБЈАВЕНИ ТРУДОВИ

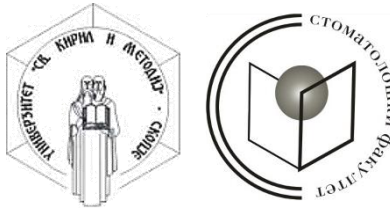
M. Sylejmani, S. Pancevska, V. Kokalanov, N. Janeva, G Pancevski , B. Pejkovska Shahpaska, N. Stavreva

STRESS DISTRIBUTION OF IMPLANT-RETAINED OVERDENTURE WITH DIFFERENT ATTACHMENT SYSTEMS: A FINITE ELEMENT ANALYSIS. Македонски стоматолошки преглед. ISSN 25454757,2024; 47 (34):119129

M. Sylejmani, V. Kokalanov, N. Janeva, B, Pejkovska Shahpaska, N. Stavreva

BIOMECHANICAL ASPECTS OF IMPLANT-RETAINED OVERDENTURES USING THE 3D FINITE ELEMENT METHOD -REVIEW. APOLONIA 56-57 • pg. 107-119 December 2024

УНИВЕРЗИТЕТ „СВЕТИ КИРИЛ И МЕТОДИЈ“
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ
Катедра по стоматолошка протетика



Мимоза Сулејмани

**ЕВАЛУАЦИЈА НА НАПРЕГАЊАТА И ДЕФОРМАЦИИТЕ КАЈ ИМПЛАНТ
ПОТПРЕНИ ПОКРОВНИ ПРОТЕЗИ СО МЕТОДОТ НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ
АВТОРЕЗИМЕ НА ДОКТОРСКАТА ДИСЕРТАЦИЈА**

Скопје, 2025 г.

1. ВОВЕД

Примарна цел на терапевтот при целосната рехабилитација на стоматогнатниот систем е воспоставување и одржување на правилна функција и естетика на орофацијалниот систем, при што деналните импланти играат клучна улога во замената на изгубените заби и воспоставувањето на оклузалната рамнотежа.

Со цел да се подобри мастикаторната функција, квалитетот на живот, како и зачувување на коскената структура кај пациентите, во современата стоматологија се воведени нови терапевтски модалитети за рехабилитација на пациенти со тотална беззабост кои не можат да се прилагодат на конвенционалните тотални протези. Покровните протези над импланти станаа рутинска опција за третман во последните години, поради релативно разумната цена, некомплицираното клиничко управување со значително подобрување на ретенцијата и стабилизацијата, што го прават овој тип на реставрација атрактивна опција за третман за пациентите и за стоматолозите¹². Овој третман бара употреба на системи за ретенција–атечмент (топка, локатор, пречка...), кои ја поврзуваат тоталната протеза со имплантите. Идеалниот систем за ретенција треба да ги намали движењата на протезата без да наметнува дополнителен стрес на имплантите и потпорните ткива¹⁹.

Однесувањето на покровната протеза, имплантите, елементите за ретенција, како и на околното потпорно ткиво под дејството на оклузалните сили е исклучително важно за планирање и спроведување на адекватен протетички третман. Еден од основните биомеханички принципи при планирањето на имплант-протетичкиот третман е воспоставувањето рамнотежа помеѓу силите што делуваат на супраструктурите и се пренесуваат на имплантите и коската. Прогнозата на третманот во голема мера зависи од распределбата на оптоварувањето што се јавува од оклузалните сили и се пренесува од протезата на ретенциониот систем, на имплантите и на коскеното ткиво. Биомеханичката интеракција меѓу имплантите, протезата, и околните ткива сè уште претставува предизвик, особено кај случаи со ресорбиран и тесен мандибуларен гребен, каде нема услови за импланти со стандарден дијаметар.

Од овие причини, **предмет на истражувањето** во докторската дисертација е биомеханичкото однесување на покровната протеза потпрена на два тесни импланти, при различни услови на оптоварување, со посебен акцент на дистрибуцијата на напрегањето во имплантите, коската околу имплантите и постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен, во зависност од видот на атечментот како ретенциски елемент. Видот на атечмент кој се користи за ретенција на ПП на имплантите се смета за суштински фактор за успехот на имплант-протетичкиот третман, во однос на оптоварувањата што се јавуваат кај имплантите и коскеното ткиво за време на функцијата. **Целта** на оваа студија е да се процени како видот на атечментот, како систем за ретенција на покровната протеза на два тесни и кратки импланти, влијае врз преносот на оклузалното оптоварување на имплантите, коската околу имплантите и на постериорниот дел на алвеоларниот гребен, каде што дијаметарот и должината на имплантите го ограничуваат

капацитетот за апсорпција и распределба на оптоварувањето. Покрај тоа, оваа студија нуди тродимензионална симулација на клиничка состојба во која рехабилитацијата на тоталната беззабост се постигнува со покривна протеза ретинирана со импланти со различен тип на атечменти (топка, локатор и пречка), со цел да им помогне на клиничарите во изборот на соодветен ретенциски систем за избегнување на ресорпција на коските поради преоптоварување со протетичката конструкција, што претставува основа на ова биомеханичко истражување.

Во согласност со целите на истражувањето, поставени се следните хипотези:

Нулта хипотеза. Видот на атечмент како ретенциски систем нема влијание врз дистрибуцијата на напрегањето и деформациите на имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 1. Видот на атечмент како ретенциски систем на покривната протеза на имплантите има влијание врз пренесувањето на напрегањето и деформацијата во периимплантната коска при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 2. Видот на атечмент како систем за ретенција на покривната протеза на имплантите има влијание врз пренесувањето на напрегањето на имплантите при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 3. Видот на атечмент како ретенциски систем има влијание врз пренесувањето на напрегањето и деформацијата (поместувањата) во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен при дејство на оклузални сили на оптоварување.

Хипотеза 4. Постои разлика во напрегањата и деформациите (поместувањата) кои се јавуваат кај имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен при дејство на оклузални сили на оптоварување, во зависност од атечментите (топка, локатор и пречка), како системи за ретенција на покривната протеза на имплантите.

1. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И МЕТОД НА РАБОТА

Во согласност со поставената цел, експерименталното истражување беше спроведено од софтверот за нумерички симулации на виртуелен модел креиран со 3D-методот на конечни елементи (МКЕ).

Со помош на математички равенки решени од компјутерот, реконструиран е тродимензионален модел со методот на конечни елементи врз основа на СВСТ-радиографски снимки на беззабна мандибула. За анализа на напрегањата/деформациите на имплантите и на потпорните структури, беа создадени три модели со конечни елементи со користење на софтверскиот пакет SOFISTIK. Моделите симулираат беззабна долна вилица на пациентка, при што на секој модел беа поставени два тесни и кратки импланти ($3,3 \times 10$ mm), над кои е поставена покривна протеза, ретинирана со имплантите со различни атечменти (топка, локатор и пречка).

МОДЕЛ 1: два импланти на позиција на канините и локатор-атечмент,

МОДЕЛ 2: два импланти на позиција на канините и точка-атечмент,

МОДЕЛ 3: два импланти на позиција на канините и пречка-атечмент.

Имплантите и ретенциските елементи се моделирани според фабричките димензии и препораки (преземени од каталогот на Alpha-BioTec, 2020 г.). Покривната протеза е изработена од топлополимеризиращки акрилат и акрилатни заби. Во оваа студија се претпоставуваше дека дебелината на мукозата изнесува 2 mm.

За целите на оваа студија беа симулирани статички оптоварувања. Моделите беа тестирани под оптоварување со симулирани аксијални сили со интензитет од 80 N и 150 N и коси сили од 10 N и 50 N под агол од 30° во регионот на првиот молар, унилатрално и билатерално.

Анализите и пресметките применети во ово истражување се однесуваат на von Mises еквивалентно напрегање. Тоа се напрегањата над кои материјалот попушта или се деформира.

Материјалите кои се користени во ова истражување имаат точно дефинирани еластомеханичките карактеристики, како што се модулот на еластичност и Poisson-коефициентот, за кои беа земени податоци од литературата. Еластичните својства на материјалите подразбират дека материјалот ќе се деформира кога е под дејство на сили, но веднаш по престанувањето на дејството на силите, тој се враќа во првобитната состојба.

2. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ

Оптоварувањето што беше симулирано кај трите модели на безабна мандибула со поставени импланти и различни атечменти за ретенција на покровната протеза даде резултати кои овозможуваат анализа на von Mises-напрегањето, неговото пренесување од од протезата и нејзините компоненти кон имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на РАГ. Von Mises-напрегањата беа користени за идентификација на точките со најголеми напрегања кај денталните импланти и кај коската (табели 1, 2 и 3). Тоа се напрегањата над кои материјалот попушта или се деформира.

3.1 ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНОТО ОПТОВАРУВАЊЕ КАЈ МОДЕЛОТ 1

Табела 1. Максимални вредности на напрегањата по von Mises за моделот со локатор-атечмент

МОДЕЛ 1	Билатерално оптоварување					
	Страна на оптоварување /ЛЕВО					
	Импл/локација	Von Mises макс (МПа)	ПИК/локација Кортикална коска	Von Mises макс (МПа)	РАГ/локација Кортикална коска	Von Mises макс (МПа)
Аксијална сила 80N	Т-вратниот дел А-горна повшина	75.83 127.50	Околу вратот на имплантот	19.45	Ретромоларниот регион	25.58
	Страна на оптоварување/ДЕСНО					
Аксијална сила 150N	Т-вратниот дел А-горна повшина дистално	113.24 151.74	Околу вратот на имплантот	30.50	Ретромоларни регион лингвално	52.49
Коса сила 10 N	Т-вратот на имплант А-дистална горна повшина	54.63 85.50	Околу вратот на имплантот	10.82	Ретромоларен регион	6.52
Коса сила 50 N	Т-вратот на имплант А-горна повшина дистално	73.54 112.26	Околу вратот на имплант	17.58	Ретромоларен регион	20.53
	Страна на оптоварување					
МОДЕЛ 1	Унилатерално оптоварување					
	Страна на оптоварување					

	Импл/локација	Von Mises макс (MPa)	ПИК/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)	РАГ/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)
Аксијална сила 80N	Т-вратниот дел	66.82	Околу вратот на имплантот дистално	10.60	Ретромоларен регион	5.76
Страна спротивно на оптоварување						
	А- горна повшина мезиално	81.85				
Аксијална сила 150N	Т-вратниот дел	102.52	Околу вратниот дел	28.42	Ретромоларен регион	41.40
	А-гониот дел мезиална повшина	86.60				
Аксијална сила 10N	Т-вратот на имплант А-мезиална површина	35.31 34.71	Околу вратот на имплантот	7.50	Вестибуларно пределот на премоларите	5.60
Коса сила 50N	Т-вратот дистално А-дистална повшина на вратот	84.89 73.87	Околу вратот на имплант дистално	15.97	Вестибуларно во предел на премоларите	14.04

Во табелата 1 се прикажани локализацијата и концентрацијата на напрегањата на имплантите, периимплантната коска и постериорниот дел на РАГ, при билатерално и унилатерално оптоварување со аксијални и коси сили кај моделот со локатор.

При билатерални оптоварувања, највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се евидентират во горните површини на абатментите дистално и на вратниот дел на телото на имплантите, исто така на дисталните површини. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот. Највисоките вредности на von Mises- напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се лоцирани кај кортикалната коска на ретромоларниот регион.

При унилатерални оптоварувања, највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се концентрирани во телото на имплантот на дисталната површина на вратниот дел на имплантот, на страната на оптоварувањето, како и на абатментот на

мезијалната површина на контралатералната страна при аксијално оптоварување, додека при косо оптоварување на абатментот на оптоварената страна. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани во кортикалната коска на дисталните површини околу вратниот дел на имплантот на оптоварената страна. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се кај кортикалната коска на оптоварената страна на ретромоларниот регион при аксијално оптоварување и на вестибуларната површина при косо оптоварување.

3.2 ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНОТО ОПТОВАРУВАЊЕ КАЈ МОДЕЛОТ 2

Табела 2. Максимални вредности на напрегањата по von Mises кај моделот со топкатачмент

МОДЕЛ 2	Билатерално оптоварување					
	Страна на оптоварување /ЛЕВО					
	Импл/локација	Von Mises макс (MPa)	ПИК/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)	РАГ/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)
Аксијална сила 80N	Т- вратниот дел А-вратниот дел	72.85 110.74	Околу вратот дистално	18.76	Ретромоларен дел	21.45
	Страна на оптоварување/ДЕСНО					
Аксијална сила 150N	Т-вратот дистално А-вратот на абатмен	105.24 142.98	Околу вратот дистално	29.39	Средина на гребен	39.23
Коса сила 10 N	Т-вратниот дел дистални А-вратот на абатмен	39.85 70.55	Околу вратот дистално	7.72	Регионот на премоларите вестибуларно	5.54
Коса сила 50 N	Т-вратниот дел дистално А-вратот на абатмен	69.73 104.01	Околу вратот дистално	17.01	Вестибуларна страна	15.31
МОДЕЛ 2	Унилатерално оптоварување					
	Страна на оптоварување					
	Импл/локација	Von Mises макс (MPa)	ПИК/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)	РАГ/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)
Аксијална	Т-вратниот дел	60.60	Околу вратот на	15.49	Ретромоларен	16.34

сила 80N	дистално А-вратниот дел	82.99	имплант		регион	
Страна спротивно на оптоварување						
Аксијална сила 150N	Т-вратот дистална површина А-вратот на абатмен	97.73 99.65	Околу вратот на имплант	27.07	Ретромоларен регион	31.01
Коса сила 10N	Т-вратот дистална површина А-вратот дистално	16.75 25.06	Околу вратот на имплант дистално	6.19	Средина на гребен	4.72
Коса сила 50N	Т-дистална површина А-Дистална површина	78.38 98.94	Латералните површини околу имплантот	14.70	Вестибуларна страна предел на премоларите	10.46

Според наодите од ова истражување, највисоките вредности на von Mises-напрегањата при билатерални оптоварувања кај моделот со топка-атечмент се забележуваат кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се евидентираат на вратот на абатментите и на вратниот дел на телото на имплантите, на дисталните површини. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се забележани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се регистрирани кај кортикалната коска.

При унилатерални оптоварувања, највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантот на страната на оптоварувањето. Повисоки вредности на напрегањата се концентрирани во вратниот дел на абатментот на дисталната површина и кај телото на имплантот на дисталната површина на неговиот вратен дел. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во периимплантната коска се евидентирани на кортикалната коска околу дисталните површини на имплантот на оптоварената страна. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се забележани кај кортикалната коска на оптоварената страна.

3.3 ДИСТРИБУЦИЈА НА ОКЛУЗАЛНОТО ОПТОВАРУВАЊЕ КАЈ МОДЕЛ 3

Табела 3. Максимални вредности на напрегањата по von Mises кај моделот со пречка-атечмент

МОДЕЛ 3	Билатерално оптоварување					
	Страна на оптоварување /ЛЕВО					
	Импл/локација	Von Mises макс (MPa)	ПИК/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)	РАГ/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)
Аксијална сила 80N	Т- вратниот дел дистално А-вратниот дел мезиално	48.72 23.11	Околу вратот дистално	12.69	Ретромоларен дел	18.34
	Страна на оптоварување/ДЕСНО					
Аксијална сила 150N	Т-вратот дистално А-мезиална површина	43.55 90.14	Околу вратот дистално	23.34	Ретромоларен регион	35.59
Коса сила 10 N	Т-вратниот дел дистални А-вратот на абатмен	39.85 70.55	Околу вратот дистално	7.27	Регионот на премоларите вестибуларно	5.54
Коса сила 50 N	Т-вратниот дел мезиално А-вратот мезиално	55.76 57.19	Околу вратот мезиално	19.72	Вестибуларна страна	15.85
	МОДЕЛ 3					
	Унилатерално оптоварување					
	Страна на оптоварување					
	Импл/локација	Von Mises макс (MPa)	ПИК/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)	РАГ/локација Кортикална коска	Von Mises макс (MPa)
Аксијална сила 80N	Т-вратниот дел дистално А-вратниот дел	16.49 10.43	Околу вратот на имплант	4.59	Ретромоларен регион	22.99
	Страна спротивно на оптоварување					
Аксијална сила 150N	Т-вратот дистална површина А-вратот на абатмен	32.73 19.18	Околу вратот на имплант	27.07	Ретромоларен регион	31.01
Коса сила					Средина на	10.54

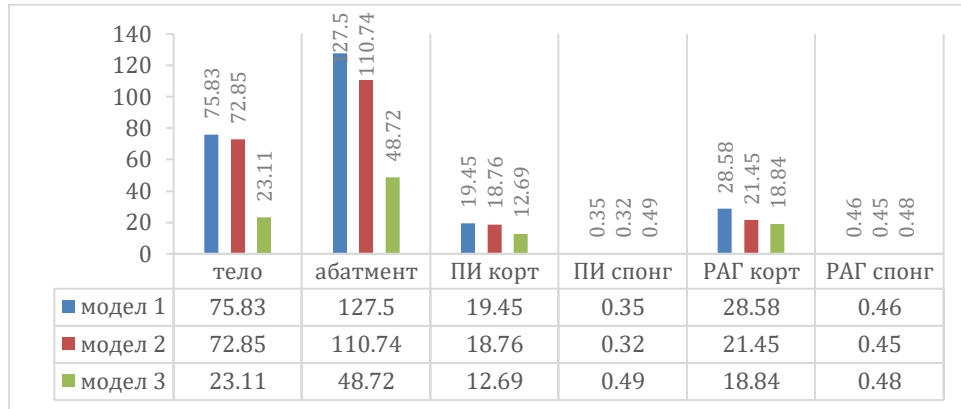
10N					гребен	
	T-вратниот дел мезиално	13.42	Околу вратниот дел мезиално	5.79		
	A-вратниот дел мезиално	12.07				
Коса сила 50N					Ретромоларен регион	15.53
	T-вратниот дел мезиално	17.89	Околу вратниот дел мезиално	7.51		
	A-вратниот дел мезиално	15.94				

Во табелата 6 се прикажани областите со зголемено оптоварување или максимално напрегање, при различен интензитет и насока на силите на оптоварување кај моделот со пречка-атечмент. При билатерално оптоварување, највисоките вредности на von Mises-напрегањата се забележуваат кај имплантите, рамномерно распределени на двата импланти. Повисоки вредности на напрегањата се регистрирани на мезијалните површини на абатментите и на вратниот дел на телото на имплантите на дисталните површини. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на периимплантната коска се забележани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот дистално. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се регистрирани кај кортикалната коска.

При унилатерални оптоварувања, највисоките вредности на von Mises-напрегањата се евидентираат кај имплантот на страната на оптоварувањето, при аксијално оптоварување, концентрирани на вратниот дел на телото на имплантот на дисталните површини, како и на дисталната страна на вратниот дел на абатментот. При косо оптоварување, повисоки напрегања се евидентираат кај имплантот на контралатералната страна, концентрирани на вратниот дел на телото и на абатментот на мезијалните површини. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата во ПИК се регистрирани кај кортикалната коска околу вратниот дел на имплантот на оптоварената страна при аксијални оптоварувања, додека при коси оптоварувања – на коската околу мезијалната површина на имплантот на контралатерална страна. Највисоките вредности на von Mises-напрегањата на постериорниот дел на резидуалниот алвеоларен гребен се евидентираат кај кортикалната коска на оптоварената страна.

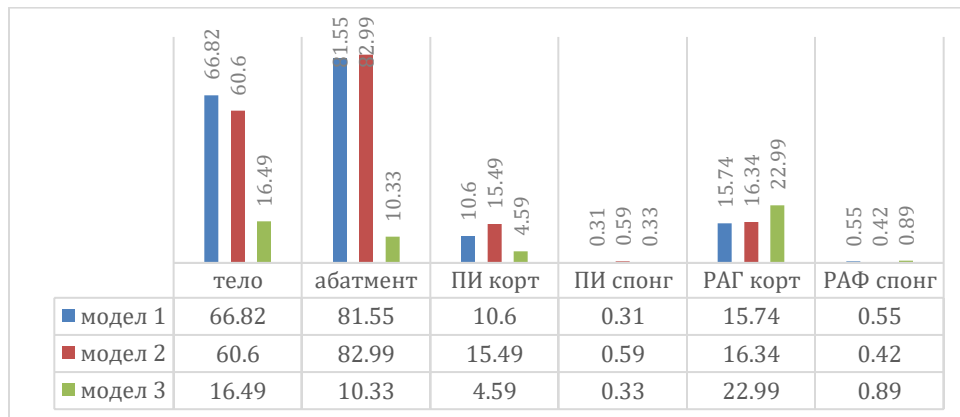
3.4 Компаративна анализа на вредностите на напрегање кај моделите

За да може полесно да се споредат добиените резултати за напрегањата кај трите модели и да се воочи влијанието на различните сили, тие се прикажани табеларно и графички.



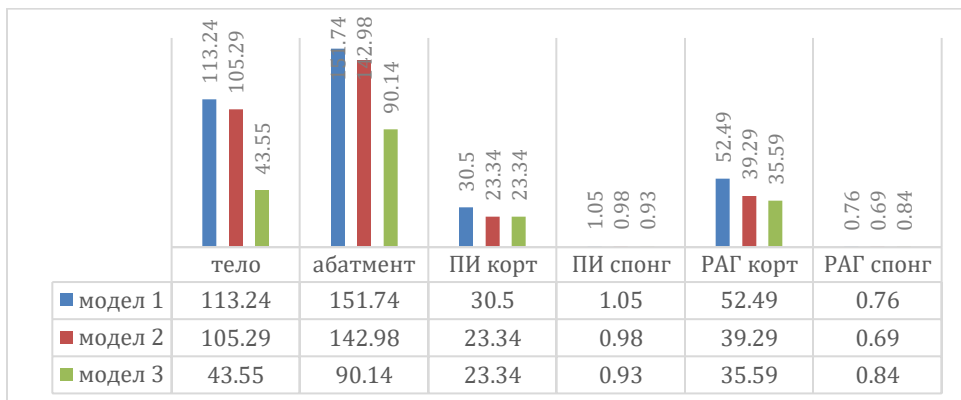
Графикон 1. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при билатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N

При аксијално билатерално оптоварување од 80 N, највисоки вредности на напрегање се забележуваат кај имплантите, особено кај абатментите. Повисоки напрегања се забележуваат на абатментите на моделот со локатор-атечмент – 12,27 MPa. На периимплантната коска и постериорната коската на РАГ, поголеми напрегања се забележуваат, исто така, на моделот со локатор-атечмент – 19,45 MPa и 28,57 MPa.



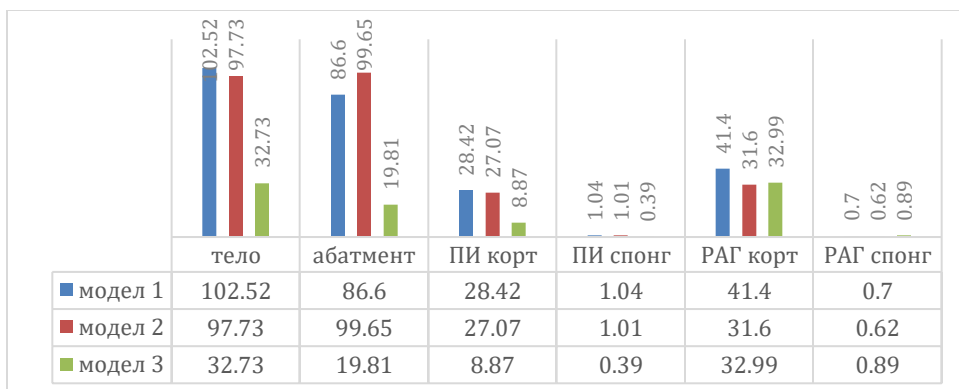
Графикон 2. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (MPa) при унilaterално оптоварување со аксијални сили од 80 N

При унилатерално аксијално оптоварување од 80 N, највисоки вредности на напрегање се локализирани кај имплантот на оптоварената страна. На телото на имплантот повисоки напрегања се забележуваат кај моделот со локатор – 66,82 МПа, а на абатментот на моделот со топка-атечмент – 82,99 МПа. На периимплантната коска поголеми напрегања се забележуваат кај моделот со топка-атечмент – 15,49 МПа, додека на РАГ најголеми напрегања се забележуваат кај моделот со пречка-атечмент – 22,99 МПа.



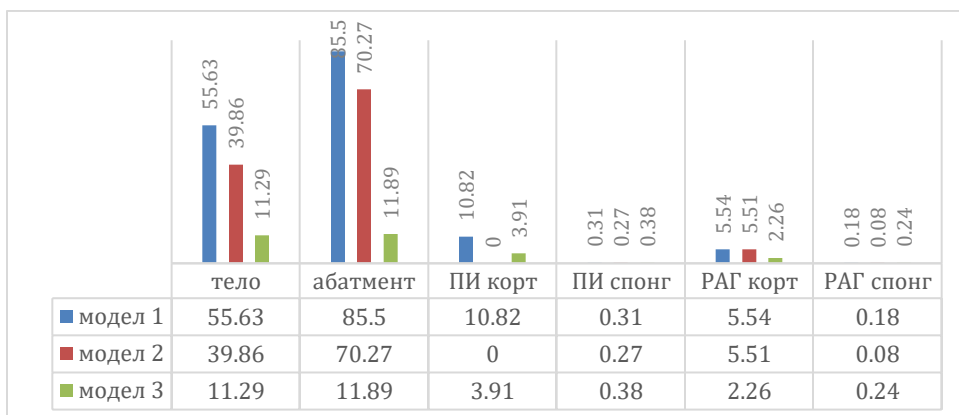
Графикон 3. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (МПа) при билатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N

При билатерално аксијално оптоварување од 150 N на сите испитани структури, највисоки вредности на напрегањето се забележуваат кај моделот со локатор-атечмент. Повисоки напрегања се регистрирани на абатментот со вредност од 151,74 МПа. Вредноста на напрегањето на ПИК е 30,5 МПа, а на РАГ достигнува поголема вредност – 52,49 МПа.



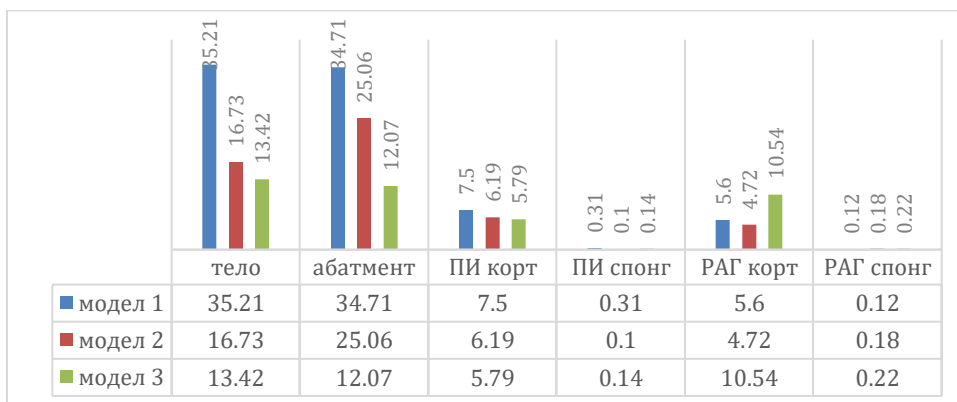
Графикон 4. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (МПа) при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 150 N

При унилатерално аксијално оптоварување од 150 N, највисоки напрегања се забележуваат на телото на имплантот кај моделот со локатор-атечмент – 102,52 МПа, а на абатментот повисоки напрегања се забележуваат кај моделот со топка – 99,65 МПа. На ПИ-коската (28,42 МПа) и на коската на постериорниот дел на РАГ (41,4 МПа), се појавуваат повисоки напрегања кај моделот со локатор-атечмент за разлика од моделите со топка- и пречка- атечмент.



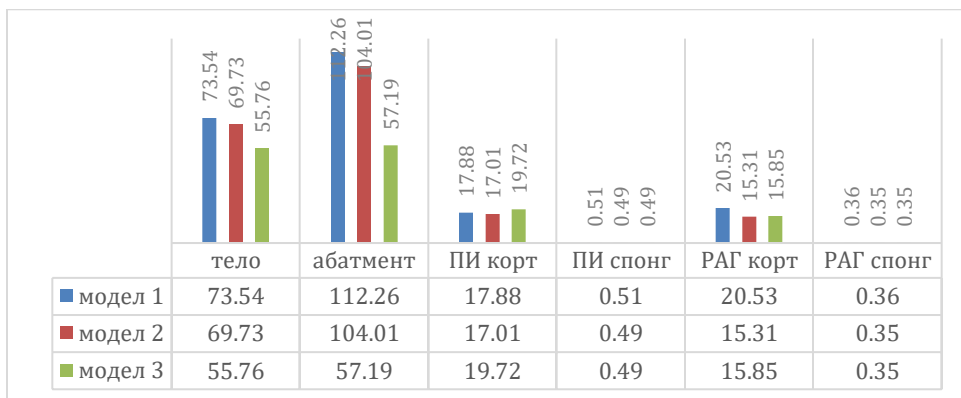
Графикон 5. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (МПа) при билатерално оптоварување со коси сили од 10 N

При билатерално косо оптоварување од 10 N, најголеми напрегања се забележуваат кај имплантите, особено кај абатментите (85,5 МПа) на локатор-атечментот. На ПИ-коската (10,82 МПа) и на постериорната коската на РАГ (5,54 МПа), најголеми напрегања се забележуваат кај моделот со локатор.



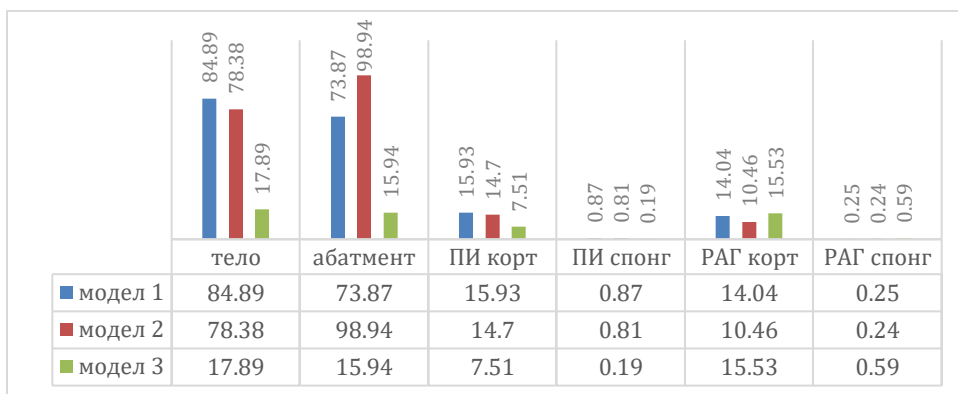
Графикон 6. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (МПа) при унилатерално оптоварување со коси сили од 10 N

При косо унилатерално оптоварување од 10 N, највисоки вредности на напрегањата се забележуваат кај телото на имплантот на моделот со локатор, со вредност од 35,21 МПа, исто така, и на ПИК со вредност 7,50 МПа, додека на постериорната коска на РАГ повисоки вредности на напрегањата се појавуваат кај моделот со пречка-атечмент, со вредност од 10,54 МПа.



Графикон 7. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (МПа) при билатерално оптоварување со коси сили од 50 N

При билатерално оптоварување со коси сили од 50 N, највисоки вредности на напрегањето кај имплантите се забележуваат на абатментите на моделот со локатор-атечмент, со вредност од 112,26 МПа. На постериорниот дел на РАГ, најголеми напрегања се забележуваат на 3D-моделот со локатор (20,53 МПа) додека на периимплантната коска – на моделот со пречка-атечмент (19,72 МПа).



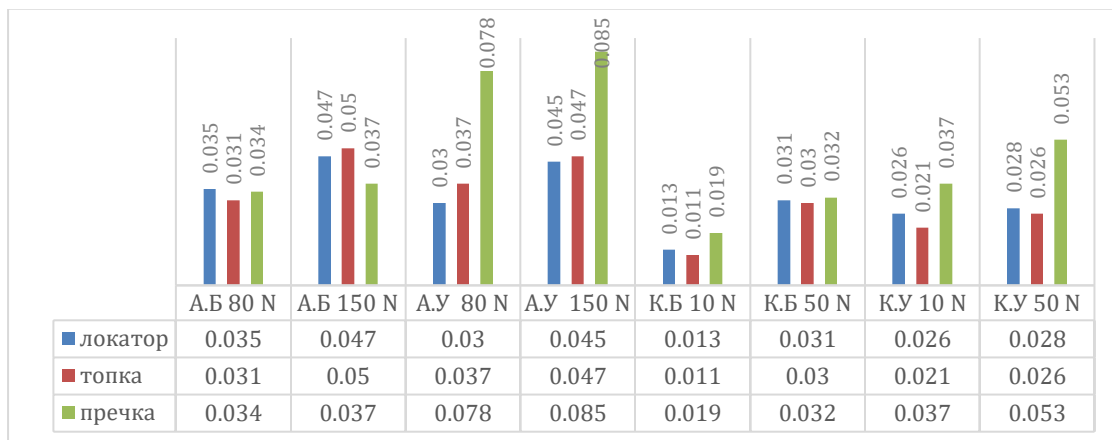
Графикон 8. Графички приказ на резултатите на von Mises-напрегање (МПа) за моделите при унилатерално оптоварување со коси сили од 50 N

При унилатерално косо оптоварување од 50 N, највисоки напрегања се локализирани на абатментот на топка-атечментот (98,94 МПа). На ПИ-коската повисоки напрегања се забележуваат кај моделот со локатор (15,93 МПа) додека на постериорната коска на РАГ

кај моделот со пречка-атечмент се појавуваат малку поголеми вредности на напрегање (15,53 MPa), за разлика од моделите со топка- и локатор-атечмент.

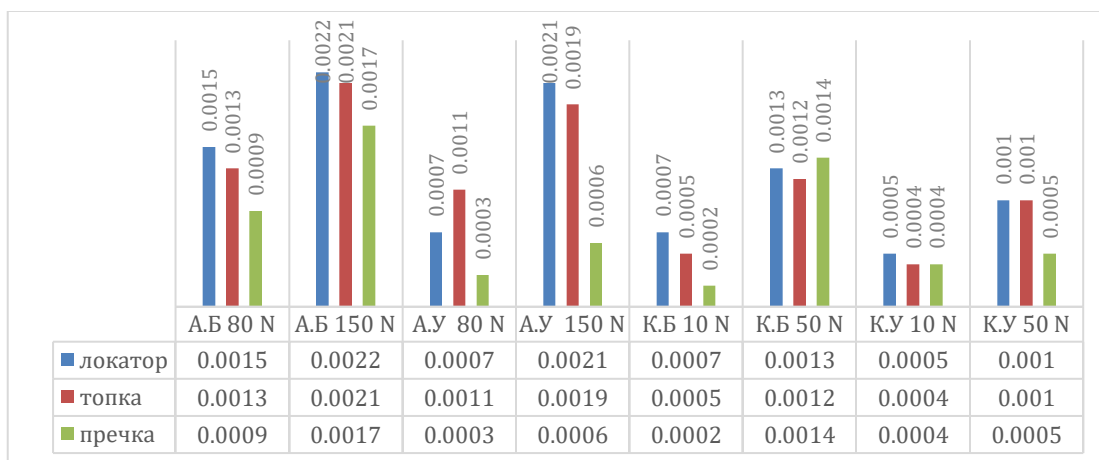
3.5 Компарација на резултатите на поместување и деформација (mm) кај трите модели

За споредување на добиените резултати за поместување/деформација кај трите модели при дејствување на различните сили, тие се прикажани табеларно и графички.



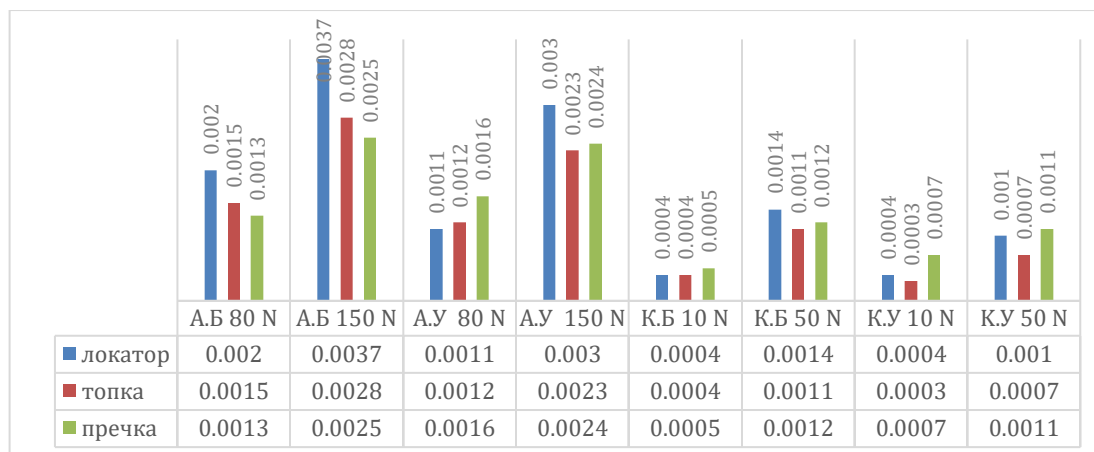
Графикон 9. Максималните поместувања (mm) на протезата во зависност од видот на атечмент

Најголемо поместување на протезата се забележува кај моделот со пречка-атечмент при унилатерално оптоварување со аксијални сили од 80 N со пропаѓање од 0,078 mm и аксијални сили од 150 N со пропаѓање од 0,085 mm. При оптоварување со коси сили од 10 N, протезата пропаѓа за 0,037 mm, а при сили од 50 N – за 0,053 mm.



Графикон 10. Деформации (mm) на ПИИ-коска во зависност од видот на атечмент

Повисоки вредности на деформацијата во периимплантната коска се забележуваат кај 3D-моделот со локатор-атечменти. Вредностите на деформацијата на периимплантната коска на моделот со пречка-атечмент се пониски во споредба со моделите со локатор- и топка-атечмент, освен при косо оптоварување од 50 N каде се забележува мала разлика на вредностите на деформацијата, односно малку поголема деформација во споредба со моделите со топка- и локатор-атечмент.



Графикон 11. Деформации (mm) на коската на постериорниот дел на РАГ во зависност од видот на атечмент

Коската под основата на ПП, односно на постериорниот дел на РАГ имаше повисоки вредности на деформација кај 3D-моделот со локатор (0,0037 mm) при а. б. сили од 150 N. Вредностите на деформацијата на коскената основа во постериорниот дел на РАГ на моделот со пречка како систем за ретенција беа пониски, при сите оптоварувања, освен при унилатерално оптоварување од 50 N каде се малку повисоки за разлика од другите модели (0,011 mm).

Резултатите добиени во оваа студија укажуваат на различен модел на распределба на напрегањето и деформацијата во зависност од применетиот систем за ретенција и обезбедуваат нумерички податоци кои се достапни за понатамошно анализа и толкување.

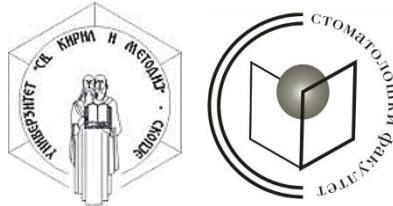
4. ЗАКЛУЧОК

Врз основа на поставените цели на истражувањето, применетата методологија со која се добиени резултатите и врз основа на анализата на резултатите, изведени се следните заклучоци:

1. Постои разлика во напрегањето што се појавува на имплантите во зависност од видот на атечмент кој се користи за ретенција на покровната протеза на имплантите. Повисоки вредности на напрегањето кај имплантите беа пронајдени кај моделот со локатор и топка додека кај моделот со пречка-атечмент пронајдени се пониски вредности на напрегање. Највисоките вредности на напрегањето кај имплантите беа концентрирани во пределот на вратот на имплантите и абатментите, но се во границата на издржливост на имплантите, што значи дека не постои ризик од трајно оштетување на имплантите или нивна фрактура.
2. Постои разлика во напрегањето/деформациите што се појавуваат во периимплантната коска во зависност од видот на атечмент кој се користи за ретенција на покровната протеза на имплантите. Повисоки напрегања/деформации беа забележани кај моделите со локатор- и топка-атечмент додека кај моделот со пречка, напрегањата/деформациите се помали. Напрегањето и деформацијата на периимплантната коска се во рамките на физиолошкиот опсег на кортикалната коска и се појавуваат околу вратниот дел на имплантите при аксијални оптоварувања, како и околу латералните површини на имплантите при косо оптоварување.
3. Регистрирана е разлика во напрегањето/деформацијата што го/ја доживува коската во постериорниот дел на РАГ во моделите. Постериорната коска кај моделот со локатор-атечмент покажа повисоки вредности на напрегањето/деформацијата при аксијални оптоварувања од 150 N, коишто ги надминуваат адаптивните капацитети на коската со потенцијален ризик за локална ресорпција на коската во ретромоларниот регион при долготрајно оптоварување.
4. Системот за ретенција има голем ефект врз оптоварувањето што се врши врз имплантите, коската околу имплантите, постериорниот дел на РАГ, како и врз поместувањето на протезата. Резултатите потврдуваат дека влијанието на ретенцискиот систем зависи од неговата геометрија, димензиите на имплантите, интензитетот и насоката на силите, како и од карактеристиките на контактната површина.

5. При имплант-протетички третман со покривна протеза потпрена на два импланти со мали димензии (тесни и кратки имплант), се препорачува користење пречка, како ретенциски елемент, поради стабилизирачката функција и зголемувањето на целокупната површина на пренос на силите, што овозможува порамномерна дистрибуција на оптоварувањата, во споредба со топка- и локатор-атечментот.

**SS CYRIL AND METHODIUS UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY – SKOPJE
Dental Prosthetics Department**



Mimoza Sulejmani

**EVALUATION OF STRESSES AND DEFORMATIONS IN IMPLANT-RESISTANT
OVERDENTURES USING THE FINIT ELEMENT METHOD
DOCTORAL DISERTATION SYNOPSIS**

Skopje, 2025

1. INTRODUCTION

The primary goal of the therapist in the complete rehabilitation of the stomatognathic system is to establish and maintain proper function and aesthetics of the orofacial system, with dental implants playing a key role in replacing lost teeth and establishing occlusal balance.

In order to improve masticatory function, quality of life, and preservation of bone structure in patients, new therapeutic modalities have been introduced in modern dentistry for the rehabilitation of patients with total edentulism who cannot adapt to conventional complete dentures. Implant-supported overdentures have become a routine treatment option in recent years, due to their relatively reasonable cost, uncomplicated clinical management with significant improvement in retention and stabilization, which make this type of restoration an attractive treatment option for patients and dentists¹². This treatment requires the use of retention systems - attachments (ball, locator, bar...), which connect the complete denture to the implants. The ideal retention system should reduce the movements of the denture without imposing additional stress on the implants and supporting tissues¹⁹.

The behavior of the overdenture, implants, retention elements, as well as the surrounding supporting tissue under the action of occlusal forces is extremely important for the planning and implementation of adequate prosthetic treatment. One of the basic biomechanical principles in the planning of implant-prosthetic treatment is the establishment of a balance between the forces acting on the superstructures and transmitted to the implants and bone. The prognosis of the treatment largely depends on the distribution of the load arising from the occlusal forces and transmitted from the denture to the retention system, to the implants and to the bone tissue. The biomechanical interaction between implants, prosthesis, and surrounding tissues still poses a challenge, especially in cases with resorbed and narrow mandibular ridges, where there are no conditions for standard diameter implants.

For these reasons, the subject of the research in the doctoral dissertation is the biomechanical behavior of an overdenture supported on two narrow implants, under different loading conditions, with a special emphasis on the stress distribution in implants, the bone around the implants and the posterior part of the residual alveolar ridge, depending on the type of attachment as a retention element. The type of attachment used for retention of implant overdentures (IOD) is considered an essential factor for the success of the implant-prosthetic treatment, in terms of the loads that occur on the implants and bone tissue during function. The aim of this study is to assess how the type of attachment, as a system for retention of the overdenture on two narrow and short implants, affects the transmission of occlusal load to the implants, the bone around the implants and the posterior part of the alveolar ridge, where the diameter and length of the implants limit the capacity for absorption and distribution of the load. In addition, this study provides a three-dimensional simulation of a clinical situation in which the rehabilitation of total edentulism is achieved with an overdenture retained by implants with different types of attachments (ball, locator and bar), in order to assist clinicians in selecting an

appropriate retention system to avoid bone resorption due to overloading with the prosthetic construction, which is the basis of this biomechanical research.

In accordance with the objectives of the research, the following hypotheses were set:

Null hypothesis. The type of attachment as a retention system has no influence on the distribution of stress and deformations of the implants, peri-implant bone and the posterior part of the residual alveolar ridge under the action of occlusal loading forces.

Hypothesis 1. The type of attachment as a retention system of the implant overdenture has an impact on the transmission of stress and deformation in the peri-implant bone under the action of occlusal loading forces.

Hypothesis 2. The type of attachment as a retention system of the implant overdenture has an impact on the transmission of stress to the implants under the action of occlusal loading forces.

Hypothesis 3. The type of attachment as a retention system has an impact on the transmission of stress and deformation (displacements) in the posterior part of the residual alveolar ridge under the action of occlusal loading forces.

Hypothesis 4. There is a difference in the stresses and deformations (displacements) that occur in implants, peri-implant bone, and the posterior part of the residual alveolar ridge under the action of occlusal loading forces, depending on the attachments (ball, locator, and bar) as retention systems for the overdenture on implants.

2. APPLIED SCIENTIFIC METHODS AND WORK METHOD

In accordance with the set goal, the experimental research was carried out by the software for numerical simulations of a virtual model created by the 3D finite element method (FEM).

Using mathematical equations solved by the computer, a three-dimensional model was recreated by the finite element method based on CBCT-radiographic images of an edentulous mandible. For the analysis of the stresses/deformations of the implants and the supporting structures, three finite element models were created using the SOFIFTIK software package. The models simulate an edentulous lower jaw of a patient, with two narrow and short implants (3.3×10 mm) placed on each model, over which a cover denture was placed, retained with the implants with different attachments (ball, locator and bar).

MODEL 1: two implants in the canine position and a locator attachment,

MODEL 2: two implants in the canine position and a ball attachment,

MODEL 3: two implants in the canine position and a bar attachment.

The implants and retention elements are modeled according to the factory dimensions and recommendations (taken from the Alpha-Bio Tec catalog, 2020). The overdenture is made of thermosetting acrylate and acrylate teeth. In this study, it was assumed that the mucosa thickness was 2 mm.

For the purposes of this study, static loads were simulated. The models were tested under load with simulated axial forces with intensities of 80 N and 150 N and oblique forces of 10 N and 50 N at an angle of 30° in the region of the first molar, unilaterally and bilaterally.

The analyses and calculations used in this study refer to the von Mises equivalent stress. These are the stresses above which the material yields or deforms.

The materials used in this study have precisely defined characteristics, such as the modulus of elasticity and Poisson's ratio, for which data were taken from the literature. The elastic properties of the materials imply that the material will deform when subjected to forces, but immediately after the cessation of the action of the forces, it returns to its original state.

3. OBTAINED RESULTS AND THEIR SIGNIFICANCE

The loading that was simulated in the three models of an edentulous mandible with implants placed and different attachments for retention of the overdenture gave results that allow the analysis of the von Mises stress, its transmission from the prosthesis and its components to the implants, the peri-implant bone and the posterior part of the RAG. Von Mises stresses were used to identify the points of greatest stress in dental implants and bone (Tables 1, 2 and 3). These are the stresses above which the material yields or deforms.

3.1 OCCLUSAL LOAD DISTRIBUTION IN MODEL 1

Table 1. Maximum von Mises stress values for the locator-attachment model

MODEL 1		Bilateral loading					
		Loading side /LEFT					
	Implant/location	Von Mises max (MPa)	PIB/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)	RAG/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)	
Axial force 80N	T-neck A-upper surface	75.83 127.50	Around implant neck	19.45	Retromolar region	25.58	
		Loading side/RIGHT					
Axial force 150N	T-neck A-upper surface distal	113.24 151.74	Around implant neck	30.50	Retromolar region	52.49	
Oblique force 10 N	T-neck of implant A-distal upper surface	54.63 85.50	Around implant neck	10.82	Retromolar region	6.52	
Oblique force 50 N	T-implant neck A-upper surface distal	73.54 112.26	Around implant neck	17.58	Retromolar region	20.53	
MODEL1		Unilateral loading					
		Loading side					
	Implant/location	Von Mises max. (MPa)	PIB/location Cortical bone	Von Mises max. (MPa)	RAG/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)	
Axial force 80N	T-neck	66.82	Around implant neck distally	10.60	Retromolar region	5.76	
		Opposite side to load					
	A-upper surface mesial	81.85					
Axial force 150N	T-neck	102.52	Around implant neck	28.42	Retromolar region	41.40	
	A-upper mesial	86.60					

	surface					
Oblique force 10N	T-neck A-mesial surface	35.31 34.71	Around implant neck	7.50	Vestibular region of premolars	5.60
Oblique force 50N	T-neck distally A-distal neck surface	84.89 73.87	Around implant neck distally	15.97	Vestibular region of premolars	14.04

Table 1 shows the localization and concentration of stresses on the implants, peri-implant bone and posterior part of the RAG, under bilateral and unilateral loading with axial and oblique forces in the locator model.

Under bilateral loading, the highest values of von Mises stresses are observed at the implants, evenly distributed on both implants. Higher values of stresses are recorded in the upper surfaces of the abutments distally and on the neck part of the implant body, also on the distal surfaces. The highest values of von Mises stresses in the peri-implant bone are in the cortical bone around the neck of the implant. The highest values of von Mises stresses in the posterior part of the residual alveolar ridge are located in the cortical bone of the retromolar region.

Under unilateral loading, the highest von Mises stresses are observed at the implant on the loading side. Higher stresses are concentrated in the implant body on the distal surface of the implant neck, on the loading side, and on the abutment on the mesial surface of the contralateral side under axial loading, while under oblique loading on the abutment on the loaded side. The highest von Mises stresses in the peri-implant bone are recorded in the cortical bone on the distal surfaces around the implant neck on the loaded side. The highest von Mises stresses in the posterior part of the residual alveolar ridge are in the cortical bone on the loaded side of the retromolar region under axial loading and on the vestibular surface under oblique loading.

3.2 OCCLUSAL LOAD DISTRIBUTION IN MODEL 2

Table 2. Maximum values of von Mises stresses in the ball-attachment model

MODEL 2	Bilateral loading					
	Loading side /LEFT					
	Implant/location	Von Mises max (MPa)	PIB/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)	RAG/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)
Axial force 80N	T-neck A-neck	72.85 110.74	Around neck distally	18.76	Retromolar region	21.45
	Loading side/RIGHT					
Axial force 150N	T-neck distally A- abutment neck	105.24 142.98	Around neck distally	29.39	Mid-ridge	39.23
Oblique force 10 N	T-neck distally A-neck	39.85 70.55	Around neck distally	7.72	Premolar region vestibular	5.54

Коса сила 50 N	T-neck distal surface A-abutment neck	69.73 104.01	Around neck distally	17.01	Vestibular region	15.31
MODEL2						
Unilateral load						
Loading side						
	Implant/location	Von Mises max (MPa).	PIB/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)	RAG/location Cortical bone	Von Mises Max (MPa)
Axial force 80N	T-neck distally A-neck	60.60 82.99	Around neck	15.49	Retromolar region	16.34
Opposite side to load						
Axial force 150N	T-neck distal surface A-abutment neck	97.73 99.65	Around implant neck	27.07	Retromolar region	31.01
Oblique force 10N	T- neck distal surface A- neck distal	16.75 25.06	Around implant neck distally	6.19	Mid-ridge	4.72
Oblique force 50N	T-distal surface A-distal surface	78.38 98.94	Lateral surfaces around implant	14.70	Vestibular side premolar region	10.46

According to the findings of this study, the highest values of von Mises stresses under bilateral loading in the ball-attachment model are observed at the implants, evenly distributed over both implants. Higher values of stresses are recorded at the necks of the abutments and at the neck of the implant body, on the distal surfaces. The highest values of von Mises stresses in the peri-implant bone are observed at the cortical bone around the neck of the implant. The highest values of von Mises stresses at the posterior part of the residual alveolar ridge are recorded at the cortical bone.

Under unilateral loading, the highest values of von Mises stresses are observed at the implant on the side of the load. Higher values of stresses are concentrated in the neck of the abutment on the distal surface and in the implant body on the distal surface of its neck. The highest values of von Mises stresses in the peri-implant bone were recorded in the cortical bone around the distal surfaces of the implant on the loaded side. The highest values of von Mises stresses in the posterior part of the residual alveolar ridge were recorded in the cortical bone on the loaded side.

3.3 OCCLUSAL LOAD DISTRIBUTION IN MODEL 3

Table 3. Maximum values of von Mises stresses in the model with a barrier-attachment

MODEL 3		Bilateral loading				
		Loading side / LEFT				
	Implant/location	Von Mises max (MPa)	PIB/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)	RAG/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)
Axial force 80N	T-neck distal A-neck mesial	48.72 23.11	Around the neck distal	12.69	Retromolar region	18.34
		Loading side / RIGHT				
Axial force 150N	T-neck distal A-mesial surface	43.55 90.14	Around neck distal	23.34	Retromolar region	35.59
Oblique force 10 N	T-neck distal A-neck	39.85 70.55	Around neck distal	7.27	Premolar region vestibular surface	5.54
Коса сила 50 N	T-neck mesial A-neck mesial	55.76 57.19	Around neck mesial	19.72	Vestibular side	15.85
MODEL 3		Unilateral loading				
		Loading side				
	Implant/location	Von Mises max (MPa)	PIB/location Cortical bone	Von Mises max (MPa)	RAG/location Cortical bone	Von Mises max. (MPa)
Axial force 80N	T-neck distal A-neck	16.49 10.43	Around implant neck	4.59	Retromolar region	22.99
		Opposite side to load				
Axial force 150N	T-neck distal A-neck	32.73 19.18	Around neck	27.07	Retromolar region	31.01
Oblique force 10N					Mid-ridge	10.54
	T-neck mesial A-neck mesial	13.42 12.07	Around neck mesial	5.79		
Коса сила 50N					Retromolar region	15.53
	T- neck mesial A- neck mesial	17.89 15.94	Around neck mesial	7.51		

Table 6 shows the areas of increased loading or maximum stress, at different intensities and directions of the loading forces in the model with a barrier-attachment. Under bilateral loading, the highest values of von Mises stresses are observed at the implants, evenly distributed on both implants. Higher values of stresses are recorded on the mesial surfaces of the abutments and on the neck of the implant body on the distal surfaces. The highest values of von Mises stresses in the peri-implant bone are recorded in the cortical bone around the neck of the implant distally. The highest values of von Mises stresses in the posterior part of the residual alveolar ridge are recorded in the cortical bone.

Under unilateral loading, the highest values of von Mises stresses are recorded at the implant on the loading side, under axial loading, concentrated on the neck of the implant body on the distal surfaces, as well as on the distal side of the neck of the abutment. Under oblique loading, higher stresses are recorded at the implant on the contralateral side, concentrated on the neck of the body and on the abutment on the mesial surfaces. The highest values of von Mises stresses in the PIC are recorded in the cortical bone around the neck of the implant on the loaded side under axial loading, while under oblique loading – in the bone around the mesial surface of the implant on the contralateral side. The highest values of von Mises stresses in the posterior part of the residual alveolar ridge are recorded in the cortical bone on the loaded side.

3.4 Comparative analysis of stress values in the models

In order to make it easier to compare the obtained stress results in the three models and to see the influence of the different forces, they are presented in a table and graphically.

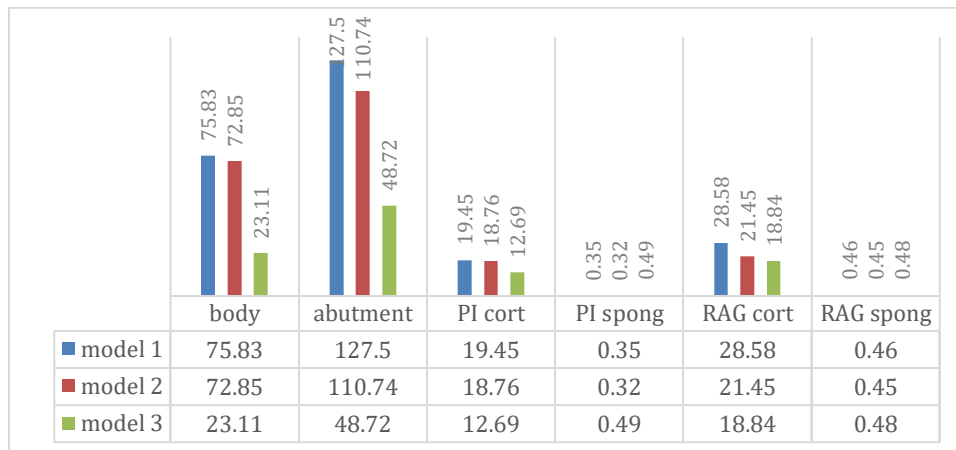


Chart 1. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results under bilateral loading with axial forces of 80 N

Under axial bilateral loading of 80 N, the highest stress values are observed at the implants, especially at the abutments. Higher stresses are observed at the abutments of the locator-

attachment model – 12.27 MPa. In the peri-implant bone and the posterior bone of the RAG, higher stresses are also observed at the locator-attachment model – 19.45 MPa and 28.57 MPa.

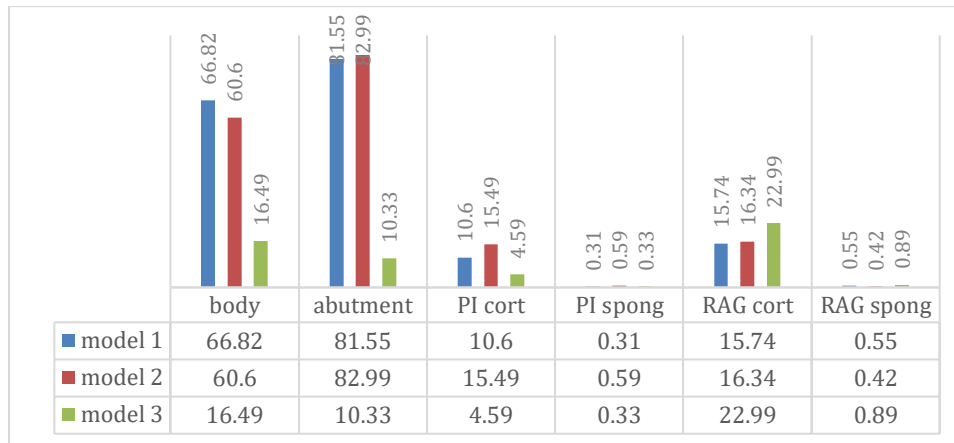


Chart 2. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results under unilateral loading with axial forces of 80 N

Under a unilateral axial load of 80 N, the highest stress values are localized at the implant on the loaded side. Higher stresses are observed on the implant body in the locator model – 66.82 MPa, and on the abutment of the ball-attachment model – 82.99 MPa. Higher stresses are observed on the peri-implant bone in the ball-attachment model – 15.49 MPa, while the highest stresses on the RAG are observed in the bar-attachment model – 22.99 MPa.

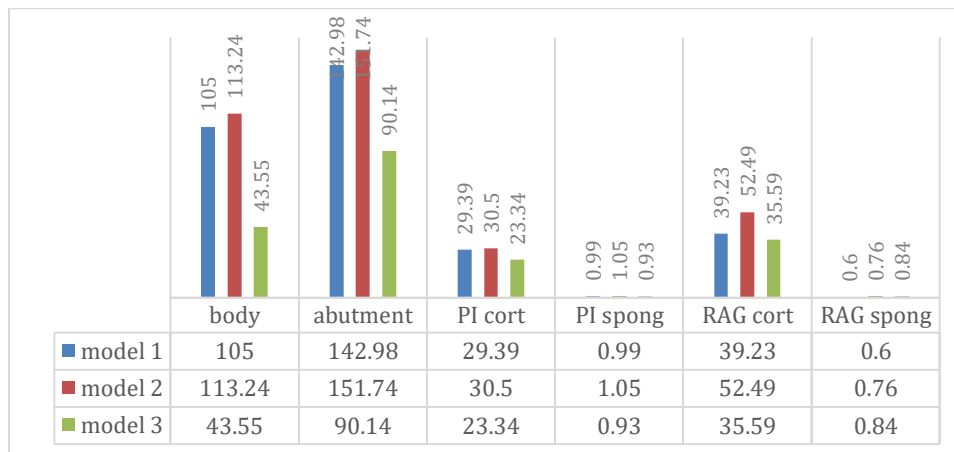


Chart 3. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results under bilateral loading with axial forces of 150 N

Under a bilateral axial load of 150 N on all examined structures, the highest stress values are observed in the model with a locator attachment. Higher stresses are registered on the abutment with a value of 151.74 MPa. The stress value on the PIK is 30.5 MPa, and on the RAG it reaches a higher value – 52.49 MPa.

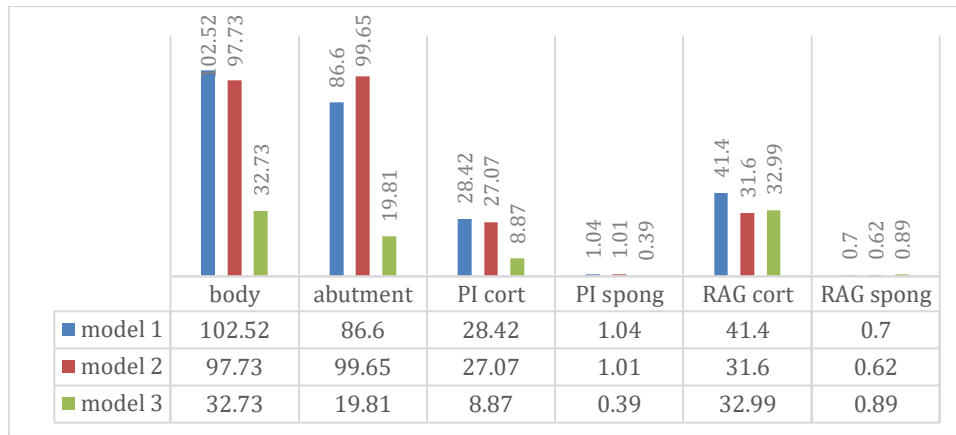


Chart 4. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results under unilateral loading with axial forces of 150 N

Under a unilateral axial load of 150 N, the highest stresses are observed on the implant body in the locator attachment model – 102.52 MPa, and on the abutment, higher stresses are observed in the ball model – 99.65 MPa. Higher stresses appear on the PI bone (28.42 MPa) and on the bone of the posterior part of the RAG (41.4 MPa) in the locator attachment model, in contrast to the ball and bar attachment models.

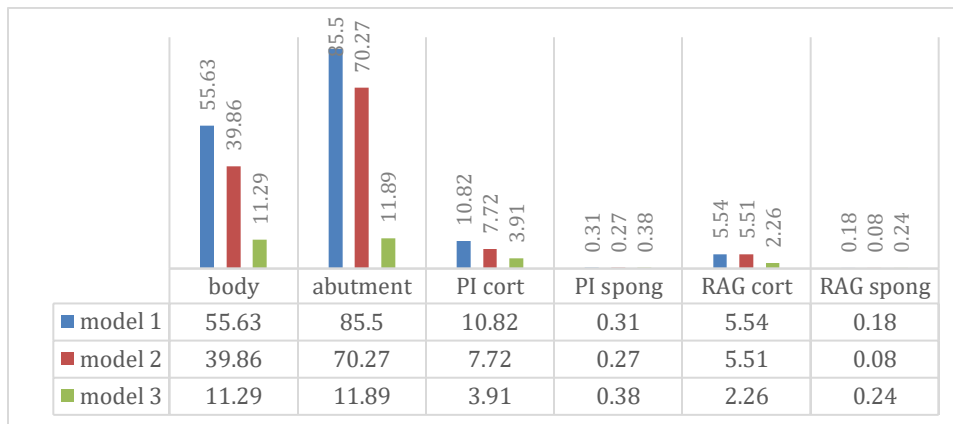


Chart 5. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results under bilateral oblique loading of 10 N

Under bilateral oblique loading of 10 N, the highest stresses are observed at the implants, especially at the abutments (85.5 MPa) of the locator attachment. At the PI bone (10.82 MPa) and the posterior bone of the RAG (5.54 MPa), the highest stresses are observed in the locator model.

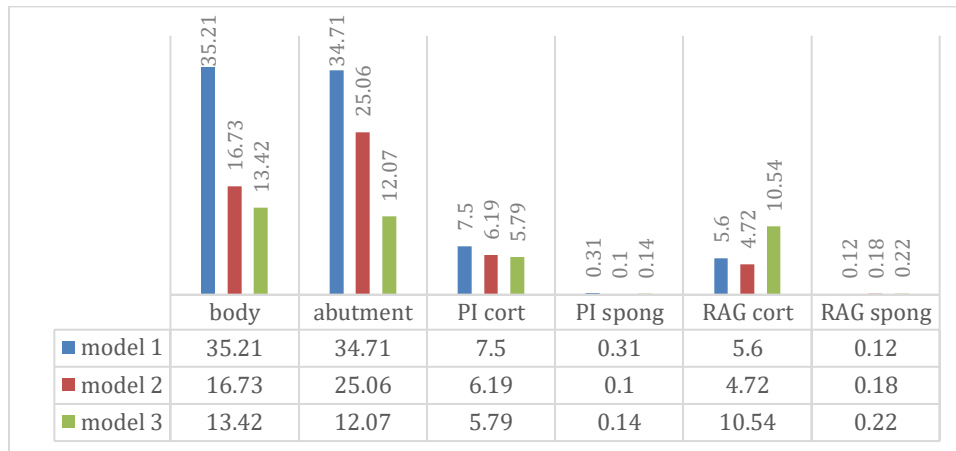


Chart 6. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results under unilateral oblique loading of 10 N

Under an oblique unilateral load of 10 N, the highest stress values are observed in the implant body of the locator model, with a value of 35.21 MPa, as well as in the PIC with a value of 7.50 MPa, while in the posterior bone of the RAG, higher stress values appear in the obstacle-attachment model, with a value of 10.54 MPa.

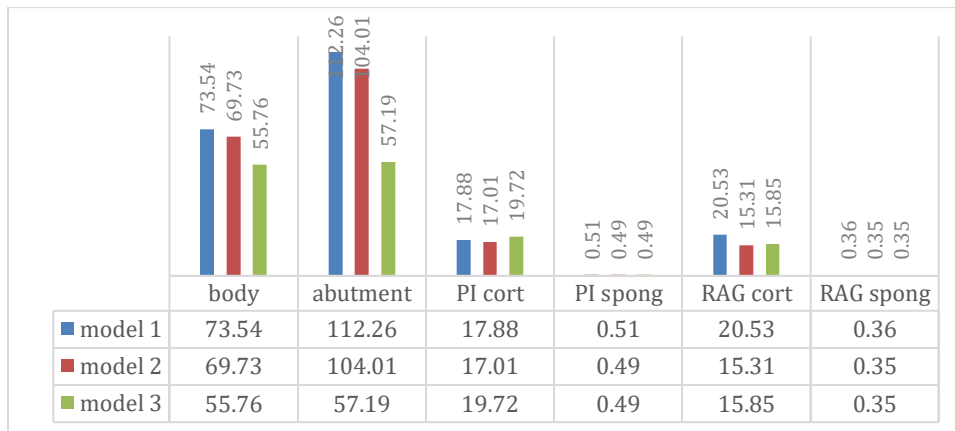


Chart 7. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results under bilateral loading with oblique forces of 50 N

Under bilateral loading with 50 N oblique forces, the highest implant stress values are observed at the abutments of the locator-attachment model, with a value of 112.26 MPa. At the posterior part of the RAG, the highest stresses are observed at the 3D locator model (20.53 MPa) while at the peri-implant bone – at the barrier-attachment model (19.72 MPa).

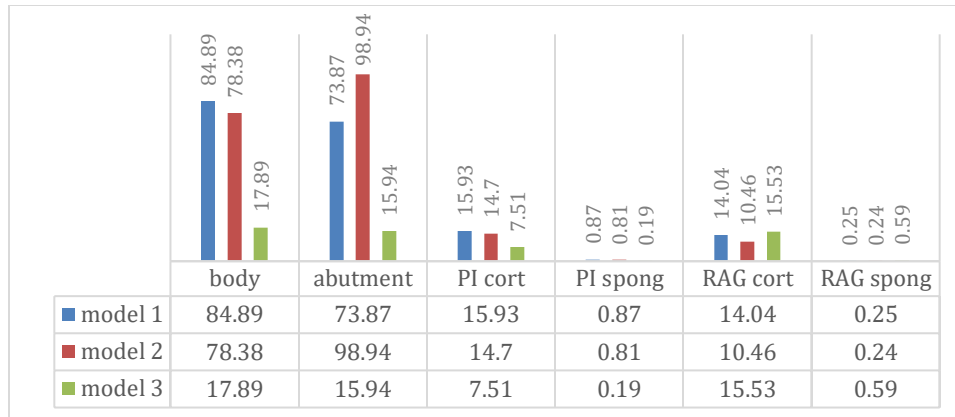


Chart 8. Graphical representation of von Mises stress (MPa) results for the models under unilateral loading with 50 N oblique forces

Under a unilateral oblique load of 50 N, the highest stresses are localized at the ball-attachment abutment (98.94 MPa). Higher stresses are observed on the PI bone in the locator model (15.93 MPa), while slightly higher stress values (15.53 MPa) appear on the posterior RAG bone in the obstacle-attachment model, in contrast to the ball- and locator-attachment models.

3.5 Comparison of displacement and deformation results (mm) for the three models

To compare the obtained displacement/deformation results for the three models under the action of different forces, they are presented in a table and graphic form.

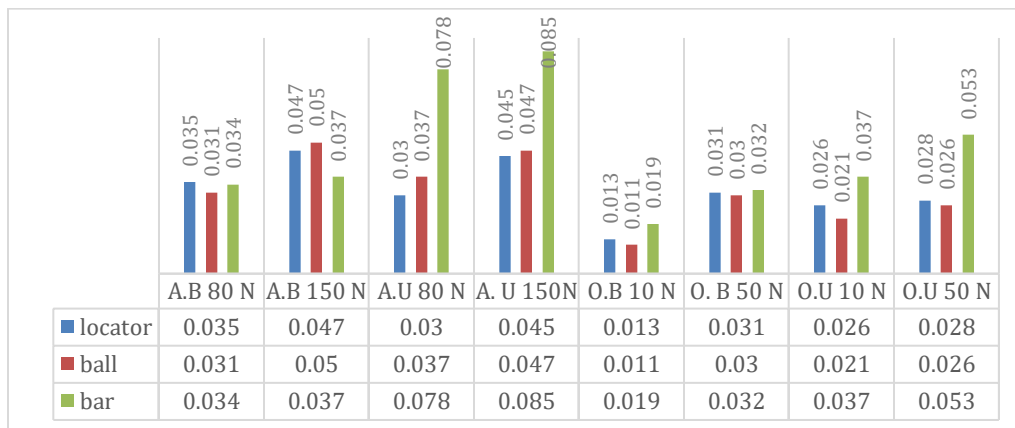


Chart 9. Maximum displacements (mm) of the prosthesis depending on the type of attachment

The largest displacement of the prosthesis is observed in the model with a bar-attachment under unilateral loading with axial forces of 80 N with a failure of 0.078 mm and axial forces of 150 N with a failure of 0.085 mm. When loaded with oblique forces of 10 N, the prosthesis fails by 0.037 mm, and at forces of 50 N – by 0.053 mm.

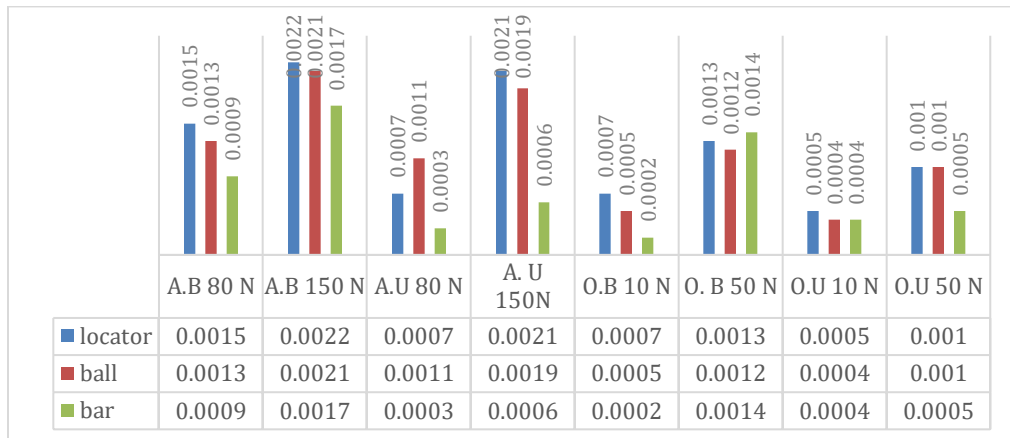


Chart 10. Deformations (mm) of PI-bone depending on the type of attachment

Higher values of deformation in the peri-implant bone are observed in the 3D-model with locator-attachments. The values of the deformation of the peri-implant bone of the model with the bar-attachment are lower compared to the models with locator- and ball-attachments, except for an oblique load of 50 N where a small difference in the values of the deformation is observed, i.e. a slightly higher deformation compared to the models with ball- and locator-attachments.

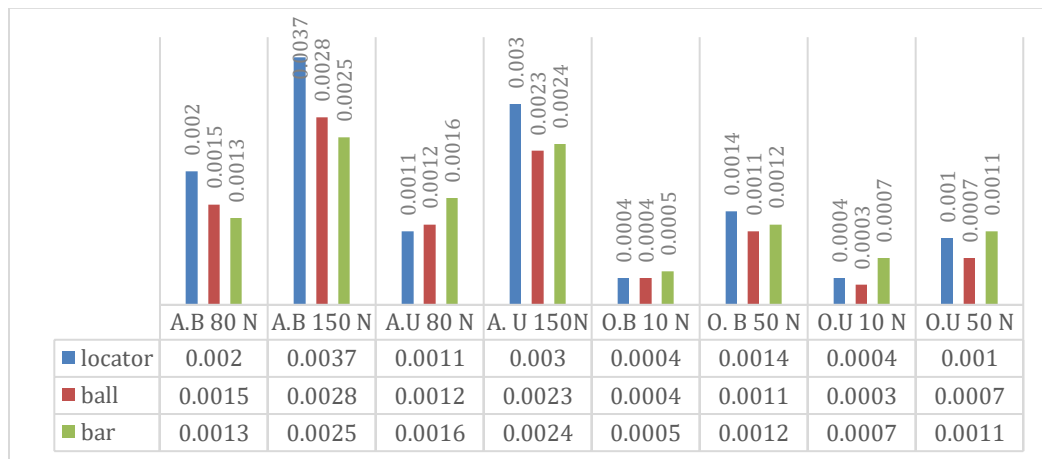


Chart 11. Deformations (mm) of the bone of the posterior part of the RAG depending on the type of attachment

The bone under the base of the PP, i.e. the posterior part of the RAG had higher deformation values in the 3D model with a locator (0.0037 mm) at a. b. forces of 150 N. The deformation values of the bone base in the posterior part of the RAG of the model with a barrier as a retention system were lower, at all loads, except for a unilateral load of 50 N where they are slightly

higher compared to the other models (0.011 mm). The results obtained in this study indicate a different pattern of stress and deformation distribution depending on the applied retention system and provide numerical data that are available for further analysis and interpretation.

4. CONCLUSION

Based on the set objectives of the research, the applied methodology with which the results were obtained and based on the analysis of the results, the following conclusions were drawn:

1. There is a difference in the stress that occurs on the implants depending on the type of attachment used for retention of the implant overdenture. Higher stress values on the implants were found in the locator and ball model, while lower stress values were found in the barrier-attachment model. The highest stress values on the implants were concentrated in the area of the implant neck and abutments, but are within the endurance limit of the implants, which means that there is no risk of permanent damage to the implants or their fracture.
2. There is a difference in the stress/deformations that occur in the peri-implant bone depending on the type of attachment used for retention of the implant overdenture. Higher stresses/strains were observed in the locator- and ball-attachment models, while in the barrier model, the stresses/strains were lower. The stress and strain of the peri-implant bone are within the physiological range of cortical bone and occur around the neck of the implants under axial loading, as well as around the lateral surfaces of the implants under oblique loading.
3. A difference in the stress/strain experienced by the bone in the posterior part of the RAG in the models was recorded. The posterior bone in the locator-attachment model showed higher stress/strain values under axial loading of 150 N, which exceeded the adaptive capacities of the bone with a potential risk of local bone resorption in the retromolar region under long-term loading.
4. The retention system has a major effect on the load exerted on the implants, the bone around the implants, the posterior part of the RAG, as well as on the displacement of the prosthesis. The results confirm that the influence of the retention system depends on its geometry, the dimensions of the implants, the intensity and direction of the forces, as well as on the characteristics of the contact surface.
5. In implant-prosthetic treatment with a cover prosthesis supported on two small-sized implants (narrow and short implants), it is recommended to use a bar as a retention element due to its stabilizing function and the increase in the overall force transmission surface, which allows for a more even distribution of the loads, compared to the ball- and locator-attachment.

