

МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – ПЛОВДИВ
ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА
КАТЕДРА ОПЕРАТИВНО ЗЪБОЛЕЧЕНИЕ И ЕНДОДОНТИЯ
Ръководител катедра: Проф. д-р Стоян Владимиров, дм



Д-Р ВАЛЕРИЯ АЛЕКСАНДРОВА АЛЕКСАНДРОВА

БИОМЕХАНИЧНИ ПРОБЛЕМИ ПРИ ДИРЕКТНО
ВЪЗСТАНОВЯВАНЕ НА I И II КЛАС КАРИОЗНИ
ДЕФЕКТИ ПРИ ПАЦИЕНТИ С БРУКСИЗЪМ

ДИСЕРТАЦИОНЕН ТРУД
ЗА ПРИДОБИВАНЕ НА ОБРАЗОВАТЕЛНА И НАУЧНА СТЕПЕН
„ДОКТОР“

Научна специалност 03.03.01
Терапевтична стоматология

Научен ръководител: Проф. д-р Нешка Манчорова-Велева, дм
Научен консултант: Доц. д-р Десислава Пашкулева

Пловдив 2018

СЪДЪРЖАНИЕ:

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ	5
I. ВЪВЕДЕНИЕ	6
II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР	9
1. Дъвкателен апарат и дъвкателно налягане	9
1.1. <i>Анатомия и функция на дъвкателния апарат.....</i>	<i>9</i>
1.2. <i>Физиология на пренасяне на дъвкателното налягане</i>	<i>10</i>
2. Функционална патология на дъвкателния апарат	13
2.1. <i>Дъвкателната функция – градивен или увреждащ фактор</i>	<i>13</i>
2.2. <i>Парафункции- дефиниция, видове</i>	<i>14</i>
3. Бруксизъм	16
3.1. <i>Честота, етиология и патогенеза</i>	<i>16</i>
3.2. <i>Клинична картина и диагноза</i>	<i>18</i>
3.3. <i>Лечение и прогноза.....</i>	<i>20</i>
4. Трибология в условията на устната кухина	22
4.1. <i>Терминология, механизми и фактори влияещи върху изтриването на ТЗТ и възстановителните материали.....</i>	<i>23</i>
4.2. <i>Апарати и техники за симулация на износването (изтриването) на възстановителните материали</i>	<i>28</i>
4.3. <i>Фактори, влияещи върху in vitro симулационните тестове за изтриване</i>	<i>31</i>
4.4. <i>Предимства и недостатъци на in vitro тестовете за изтриване.....</i>	<i>32</i>
5. Компютърни симулационни модели на биомеханичните параметри при дъвкателна функция. Метод на Крайните Елементи	33
6. Подходи при лечение на кариозни лезии на пациенти с диагностициран бруксизъм	35
6.1. <i>Критичен анализ на денталните материали показани за директни постериорни възстановявания и нововъведения в тази област.....</i>	<i>36</i>
7. Нерешени проблеми	46

III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ.....	47
IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ.....	49
Задача 1: Анкетно проучване на мнението на лекари по дентална медицина относно приложението на различни видове възстановявания за лечение на кариозни лезии в дисталната област при пациенти с бруксизъм.....	49
Задача 2: Проучване на биомеханичното поведение на I и II клас директни obtурации в условия на екстремни дъвкателни сили чрез 3D математическо моделиране по метода на крайните елементи.....	52
Задача 3: Изследване на трибологичните характеристики на различни поколения композиционни материали и амалгама.	56
Задача 4: Клинична оценка на директни композиционни възстановявания на кариозни дефекти в дисталната област при пациенти с бруксизъм.	62
V. СОБСТВЕНИ РЕЗУЛТАТИ И ОБСЪЖДАНЕ.....	74
Задача 1: Проучване на мнението на лекари по дентална медицина относно приложението на различни видове възстановявания за лечение на кариозни лезии в дисталната област при пациенти с бруксизъм.	74
Задача 2: Проучване на биомеханичното поведение на I и II клас директни obtурации в условия на екстремни дъвкателни сили чрез 3D математическо моделиране по метода на крайните елементи.....	90
Подзадача 2.1. Анализ на разпределението на напреженията в obtурациите, зъбните тъкани и граничните им повърхности при различни поколения композитни възстановявания и амалгама.	90
Подзадача 2.2. Анализ на разпределението на деформациите в интегрирани 3D модели на конвенционални и адхезивни кавитети, възстановени с различни поколения амалгамени и композитни obtурации.	104
Подзадача 2.3. Сравнително представяне на максималните напрежения и деформации при изследваните различни поколения амалгама и композитни материали.....	111
Задача 3: Изследване на трибологичните характеристики на различни поколения композиционни материали и амалгама.	130
Подзадача 3.1. Създаване на собствен, оригинален експериментален модел за провеждане на трибологични изследвания на дентални материали в стандартни изпитателни условия.	130
Подзадача 3.2. Изследване на скоростта и дълбочината на износване чрез микро-надраскване при конвенционални и съвременни композити и амалгама.....	137

Подзадача 3.3. Проучване на устойчивостта на триене и износване на повърхността и в дълбочина на възстановителни материали от конвенционални и съвременни композити и амалгама.	148
Задача 4: Клинична оценка на директни композиционни възстановявания на кариозни дефекти в дисталната област при пациенти с бруксизъм.	163
VI. ЗАКЛЮЧЕНИЕ	179
VII. ИЗВОДИ	185
VIII. ПРЕПОРЪКИ КЪМ ЛЕКАРИТЕ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА ..	187
IX. ПРИНОСИ	188
X. БИБЛИОГРАФИЯ	189
XI. ПРИЛОЖЕНИЯ	208
АВТОБИОГРАФИЯ	219
ПУБЛИКАЦИИ СВЪРЗАНИ С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД	220
Пълнотекстови статии	220
Участия в научни форуми.....	221

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ:

ТЗТ	Твърди зъбни тъкани
ДА	Дентална амалгама
КМ	Композитен материал
ГЙЦ	Глас-йономерен цимент
МКЕ	Метод на крайните елементи
ЛДМ	Лекари по дентална медицина
ОЗЕ	Оперативно зъболечение и ендодонтия
ПДМ	Протетична дентална медицина
ДДМ	Датска дентална медицина
ОХ	Орална хирургия
ЛЧХ	Лицево-челюстна хирургия
P_A	Абсолютна мускулна сила
P_m	Дъвкателна мускулна сила
P_s	Специфична дъвкателна сила
TGDMA	Триглицидил диметакрилат
UDMA	Уретан диметакрилат
Bis-EMA	Бисфенол-А-полиетиленгликол диетер диметакрилат
Bis-GMA	Бисфенол-А-Глицидил метакрилат
MPa	Мегапаскали
N	Нютон
mm	Милиметър
min	Минути
g	Грам
μA	Микроампера
SB	Нощен бруксизъм
AB	Дневен бруксизъм

I. ВЪВЕДЕНИЕ

Биомеханичните компоненти на дъвкателния апарат, като отделен елемент от биомеханиката на човешкото тяло, представляват добре оформена и синхронизирана система. Ефективността на зъбните редици във функция зависи от анатомичната съпоставка на отделни структури на оклузалната повърхност и е в абсолютен баланс с темпоромандибуларния ставен комплекс.

От еволюционна гледна точка - типът на хранене, доминиращия психомоторен генотип и условията на средата, диктуват начина на разпределение и концентрацията на дъвкателните сили по време на дъвкателния акт. Основен феномен – резултат от функцията се явява **оклузалното зъбно изтриване**. Отделяйки сенилните изменения, които настъпват нормално в хода на жизнения цикъл се наблюдават и патологични оклузо-артикуляционни промени. Те се изявяват за сравнително кратък период под въздействие на единични или група от фактори. Тези фактори обикновено действат в млада възраст - през пубертета или непосредствено след завършване на разтежните промени. Най-често в литературата и в клиниката се използва понятието – **парафункция**. С голямо значение за денталната практика е парафункционалната активност, дефинирана с названието – **бруксизъм**. Съществуващите критерий за отдиференциране на пораженията вследствие на абнормно оклузално зъбно изтриване дават недостатъчна и несистематична информация - неприложима за всеки конкретен случай. Проблемите в клиничната диагностика на стадийността на зъбното изтриване поставят практикуващите лекари по дентална медицина пред дилема в избора на метод на лечение на зъбния кариес – директен или индиректен подход. Много често се пристъпва към необоснована подготовка за протетично лечение или

използване на неподходящ **материал за възстановяване на кариозните дефекти.**

Физичният модел на долночелюстните движения при дъвкателна функция, определя нарастване на приложената сила с приближаване към точките на захващане на мускулите затварачи. Това предоставя тълкуване на феномена на оклузалното зъбно изтриване. Най-големи дъвкателни сили се концентрират в областта на моларите. Свръх големи напрежения се развиват в същата област при бруксизъм. Тази биомеханична концепция обяснява обособяването на обтуровъчните материали, които се прилагат в постериорната област в отделна група.

В исторически аспект изборът на материал при лечение на зъбен кариес, преди 1962 г. е бил сравнително ограничен, включващ индиректни обтурации от лят метал и дентална амалгама.

В съвременното дентално материалознание паралелно с развитието на композитните материали, денталната амалгама продължава да бъде обект на избор при лечение на кариозни дефекти в условия на повишено дъвкателно натоварване.

Обоснованото приложение на конвенционалните композитни материали в условия на повишен оклузален стрес, изисква подобрене в различни техни **механични характеристики** (модул на еластичност, твърдост и абразивоустойчивост), **физико-химични качества** (полимеризационно свиване) и **биопоносимост** (остатъчни мономери, токсичност и алергични реакции). Това е основна цел в усъвършенстването на настоящите и бъдещите поколения чрез модификация както на неорганичните компоненти така и на органичния матрикс.

Изборът на лечение във всеки един етап на патологичното зъбно изтриване налага симулация на разглеждания феномен - бруксизъм в лабораторни условия. **Разработването на компютърни програми и**

триизмерни модели на вариации на клинични сценарии, спомага за детайлно вникване в интимния механизъм на разглежданата патология. Генерираният **оклузален стрес**, в условията на запазени пародонтални структурни единици, поражда въпросът за неутрализиране на силовите напрежения, както и количествено, и качествено измерване на граничния компенсаторен потенциал на избраният obturationen материал. Анализират се напреженията и деформациите, които настъпват във възстановяването преди разрушаването му. Изграждат се прогностични алгоритми, чрез които се прави оценка на много каскадно свързани фактори: вид obturationen материал, кавитетна конфигурация и дъвкателни сили (при функция и парафункция).

Условията на динамометричен стрес в устната кухина изискват разглеждане на **трибологичната характеристика**, както на натоварения, така и на натоварващия елемент от функциониращото звено – дъвкателна двойка антагонисти. Прогнозата на провежданите лабораторни изследвания, би определила препоръчителни стойности при използването на определен вид obturationen материал в условия на повишено дъвкателно натоварване.

II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

1. Дъвкателен апарат и дъвкателно налягане

1.1. Анатомия и функция на дъвкателния апарат

Дъвкателната функция се извършва от обособени органи и тъкани на лицево челюстната област, обединени в дъвкателен апарат, наричан още зъбно-челюстен или дъвкателна система. Дъвкателният апарат на човека се е формирал след дълга филогенетична еволюция, обусловена от непрекъснатите процеси на приспособяване към променящите се условия на средата според законите на борбата за съществуване, естествения подбор и социалното развитие. Дъвкателният апарат се състои от следните части: челюстно-лицеви кости и мускули, долно челюстни стави, зъби, пародонт, слюнчени жлези, нерви, кръвоносни и лимфни съдове, кожа, лигавица, език, бузи и устни. Всички части са взаимосвързани и обединени от различните функции - дъвкателна, говорна и дихателна. Дъвкателната функция по същество е физичен акт за механично преработване на храната. Активният физически фактор в механичния процес е дъвкателната сила, която е резултат от съкращенията на дъвкателните мускули привеждащи долната челюст в движение.

Оклузалните повърхности на двете зъбни редици осъществяват динамичен контакт, при което протича процеса на дъвкателната артикулация. Като резултат на това храната между зъбите се подлага на силно механично напрежение, което довежда до нейното раздробяване и стриване. (15)

Veber 1836 г. установява, че големината на развиваната от един мускул сила зависи от напречното му сечение. Според него мускул със сечение 1 cm^2 постига максимална сила от около 98 N (10 kg) (21).

Общата средна напречна площ на мускулите, които затварят устата двустранно е 39 cm^2 . При едновременното си съкращение те

развиват сила от около 3822 N (390 kg). Тази стойност изразява максималния силов капацитет на дъвкателната мускулатура и се нарича абсолютна мускулна сила (P_A). Силата, която се развива при физиологичната дъвкателна дейност е наречена дъвкателна мускулна сила (P_m). Нейната средна стойност е 30% от абсолютната мускулна сила, приблизително 1080 – 1180 N (110-120 kg). Силата, която понася отделният зъб в зависимост от отдалечеността му от челюстния ъгъл, се нарича специфична дъвкателна сила (P_s). Големината ѝ е правопрпорционална на дъвкателната мускулна сила и обратнопрпорционална на дължината на рамото на долната челюст. В областта на дисталните зъби специфичната дъвкателна сила е около 790 N (80 kg), а при резците – около 296 N (30 kg).

Характеристиките на дъвкателните сили имат важно значение за изясняването на биомеханичните закономерности на дъвкателния апарат, но не са достатъчни за механичния акт на дъвченето. Решаващият фактор в дъвкателния процес е ефектът на притискането на храните между зъбните повърхности, който се нарича дъвкателно налягане (15).

1.2. Физиология на пренасяне на дъвкателното налягане

Под **дъвкателно налягане** се разбира сборно понятие, което обединява:

- Оклузалното налягане, което е основният физичен фактор за механично обработване на храната.
- Пародонталното налягане, което определя интензивността на биологичната реакция на пародонта.

Оклузално налягане: Според физичните закони големината на налягането (σ) е правопрпорционално на големината на приложената

сила (P) и обратнопропорционално на площта (F), върху която действа силата.

$$\sigma = \frac{P}{F}$$

Механичният ефект на дъвченето е резултат от налягането, което възниква между оклузалните зъбни повърхности. То е наречено оклузално налягане и се изразява с формулата:

$$\sigma_o = \frac{P_o}{F_o} \quad Pa \text{ (kg/cm}^2\text{)}$$

Дъвкателният апарат се характеризира с прецизен и математичен баланс между оклузалните площи и специфичните дъвкателни сили. Наблюдаваните пропорции са пример за функционална хармония, която ясно е интерпретирана в концепцията на биомеханичното равновесие (закон за биомеханичното равновесие) на Балабанов.

Равномерното стесняване на оклузалните площи (F_o) във фронталните зъбни участъци води до повишаване на оклузалното налягане (σ_o). Това е съгласувано със закономерно намаляване на специфичните дъвкателни сили (P_s) в тези зони и респективно понижаване на налягането (σ_o). Така във всички области на зъбната редица се упражнява налягане в почти уравновесен диапазон.

В това се изразява една от многото филогенетично утвърдени природни прояви на физиологичното приспособяване. Формата на зъбите (в случая F_o) е обособена от функционалния фактор (в случая P_s) така, че при дъвчене навсякъде между зъбите да възниква равномерно налягане (σ_o).

Пародонтално налягане: Под действието на специфичната дъвкателна сила (P_s) зъбът осъществява микродвижения в алвеолата и съгласно физическите закони в пародонталните тъкани възниква равностойна съпротивителна сила (R_s) равна на (P_s), със срещуположна посока. В целия пародонт се развива механично напрежение, наречено пародонтално налягане. Неговата стойност се определя от големината на реактивната сила (R_s) и на пародонталната повърхност (F_p)

$$\sigma_p = \frac{R_s}{F_p} \quad Pa \text{ (kg/cm}^2\text{)}$$

И. Л. Рубинов (1965) определя елементарната физиологична единица на дъвкателния акт, като я нарича **дъвкателно звено**. То се състои от:

- * **Опорна част** (зъб, пародонт, кост)
- * **Двигателна част** (мускулатура)
- * **Нервно-регулираща част** (сензорна и моторна инервация)
- * **Трофична част** (кръвоносни съдове, трфична инервация)

В биологичен аспект дъвкателният акт е сложна координация между условни и безусловни рефлексии. При интактни зъби и нормален пародонт рефлексната дъга започва от пародонталните рецептори. Възниква аферентен импулс, който се отправя към ЦНС. Трансформиран в моторен сигнал и насочен към мускулите, еферентният импулс възбужда мускулно съкращение. Следват силови ефекти, дъвкателно налягане и компенсирането му. Такъв е естественият физиологичен път за възникване и предаване на дъвкателното налягане от зъба през пародонта към костта. Посоченият нервно-рефлекторен механизъм на нормалния дъвкателен акт е наречен **пародонто - мускулен рефлекс**.

Когато зъбът е изваден, нормалният вид на дъвкателното звено е нарушен. Пародонтът не съществува, а алвеоларният гребен е покрит с лигавица. Дъвкателното налягане принудително се предава към костта през лигавицата. Интензивността на функционалните напрежения (респективно силата на мускулната дейност) се регулира от лигавичните рецептори, т. е. чрез **лигавично-мускулен рефлекс**.

Освен чрез пародонто-мускулния и лигавично-мускулния рефлекс силата и напрежението на мускулния тонус се контролира и регулира още и от рецепторите, разположени в самите мускули и техните сухожилия. Те проявяват действието си при различни функционални състояния свързани с разтягане на дъвкателната мускулатура. Тогава възниква т.нар. **миотатичен рефлекс** – рефлекторно повишаване на мускулния тонус както при покой така и при функция (15) .

2. Функционална патология на дъвкателния апарат

2.1. Дъвкателната функция – градивен или увреждащ фактор

Бергман 1932 г. пръв говори за Функционална патология на дъвкателния апарат. Според него нормалната дъвкателна функция може да стане етиологичен фактор при определени условия и да предизвика местни и общи патологични реакции в организма (68). В денталната медицина основните въпроси на функционалната патология са разработени от Курляндцки през 1952 г. Установено е, че нормалната дъвкателна функция осигурява нормално развитие на всички органи в лицево-челюстната област.

В проведени антропометрични измервания Б. Николов, Й. Йорданов 1966 г., установяват, че дебелината на стените на зъбните коронки е правопрпорционална на общата големина на коронката и тясно свързана с функционалната натовареност на зъба при дъвкателния акт (11).

Наред с това обаче има много доказателства за възможността функцията да уврежда и саморазрушава тъканните структури. Нормалните функционални натоварвания са физиологично съвместими с генетично създадените тъкани и органи и поддържат тонуса на организма с неговите адаптивни и защитни реакции. При определени условия обаче, всяко функционално претоварване може да се окаже непоносимо за тъканите и да предизвика структурни разрушения. Конкретно в денталната медицина функционалната патология води до болестно състояние на дъвкателния апарат, при което всяко функционално натоварване при определени условия не се приема като нормално физиологично дразнене, а като патологичен дразнител (13).

2.2. Парафункции- дефиниция, видове

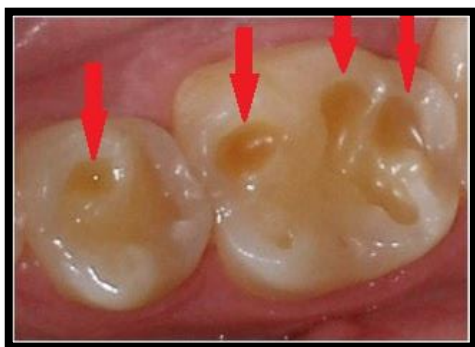
1950 г. Друм въвежда понятието парафункции за първи път в денталната литература, в което обединява вредните навици в лицево-челюстната област. Той нарича парафункция всяка необичайна повтаряща се двигателна активност на дъвкателната система, количествено и качествено различна от нормалната ѝ функция (73).

Най-често срещани орални парафункции са захвапване на долната устна или езика, засмукване на бузите, на малки предмети, смучене на пръст, гризане на ноктите и др. Вниманието на лекарите по дентална медицина се фокусира върху т. нар. скърцане със зъби или бруксизъм като парафункционална активност (165, 181).

В САЩ и други страни се използва само термина бруксизъм.

В речникът на термините на Американската Асоциация по Орофациални заболявания (AAOP), бруксизмът се дефинира като: „Парафункционална дневна или нощна активност, включваща триене, скърцане и стискане на зъбите. Може да се срещне при липса на

субективни усещания и се диагностицира посредством налични **фасети** на зъбно износване (фиг. 1, 2), които не са в резултат на ежедневната дъвкателната функция“ (54).



Фиг. 1



Фиг. 2

В България се прави разлика между бруксизъм и бруксомания:

Бруксизъм - парафункционална реакция на скърцане със зъбите, която се получава при хоризонтални: предно- задни и странични плъзгателни движения на долната челюст, под действието на силно напрегнати дъвкателни мускули. Зъбите и зъбните редици на двете челюсти са силно притиснати и при плъзгателно движение дъвкателните им повърхности се трият и издават звук, т. нар. скърцане със зъби.

Бруксомания - парафункционална реакция на стискане на зъбите в статично положение, без движение на долната челюст (13).

В англоезичната дентална литература бруксизмът се приема за оро-двигателно заболяване, но последствията от него се припокриват с парафункционалната активност (64, 104). Автори на други чуждестранни публикации определят бруксизма като продължително съкращение на дъвкателната мускулатура комбинирано със зъбен контакт (76, 133).

3. Бруксизъм

3.1. Честота, етиология и патогенеза

Честота:

Според П. Василев, в изследвания от 1987 г. честотата на бруксизма и бруксоманията у нас е около 26% – на трето място след кариеса и заболяванията на пародонта (13).

По съвременни литературни данни честотата на бруксизма в световен мащаб е 6-20%. Някои автори наблюдават разпространението на бруксизма сред студенти (43, 71). Други изследват цялото население (72, 103).

Само 10-20% от пациентите със диагностициран бруксизъм осъзнават, че скърцат със зъби (43).

Установено е, че с нарастване на възрастта особено след 50 години намалява разпространението на бруксизма (52).

Бруксизмът може да се прояви, както през деня, така и през нощта (178).

По научни данни разпространението на отчетените случаи на нощен бруксизъм (SB) варира различно, но се приема че разпространението е около 10% от населението (116).

Етиология:

Причините за бруксизма все още не са напълно изяснени. Още преди 1957 г. Надлер разделя приетите етиологични фактори на локални и общи (50).

Локалните етиологични фактори могат да бъдат различни дразнителни в устната кухина: предварителен контакт, оклузо-артикуляционен контакт, ортодонтска аномалия, феномен на Годон, повишена височина на оклузия от неснемаема или снемаема зъбопротезна конструкция и др.

Общите етиологични фактори могат да имат кортико-висцерален или висцеро-висцерален произход. С кортико-висцерален, централен произход се обяснява психогенната компонента в етиологията – фобия, стрес, умствена или физическа преумора и др. С висцеро-висцерален произход е бруксизма най-вече при деца, който се дължи на дразнене и болка при поразени вътрешни органи от паразити – глисти, тетанус и др.

Според Филчев и кол. (13) бруксизмът се дължи най-често на обща причина, с кортико-висцерален централен произход, по-рядко на локална причина и много рядко на обща причина с висцеро-висцерален произход.

Анатольевна и Александровна (3), приемат съществуването на две теории за етиологията на бруксизма:

Структурна теория: Структурната теория се позовава на отклоненията в захапката и промяна във съотношенията между двете зъбни редици.

Функционална теория: Подкрепящите тази теория определят доминиращата роля на стреса, емоционалното напрежение и личностните особености, характеризиращи индивида (3).

Поради колебанието в клиничната изява, изследователските колективи на Lavigne и Коуано приемат, че няма специфични фактори, водещи до нощния бруксизъм. Въпросът за етиологията остава отворен (105, 93).

Патогенеза:

Под влияние на горепосочените причини се предизвиква **патологичен миотатичен рефлекс** на стискане и скърцане на зъбите.

Когато причината е местна и е налице оклузално несъответствие, като преждевременен контакт или оклузо-артикуляционен блокаж. В резултат на това се възбуждат рецепторите в пародонта, а чрез тях се

отключва миотатичния рефлекс. Има основание да се говори за оклузо-пародонто-миотатичен рефлекс, за да се подчертае откъде се активира патологична рефлексна дъга – от небалансиран оклузо-артикуляционен контакт.

Когато причината е обща, тогава може да се говори за патологичен миотатичен рефлекс с общ централен произход. При стискането или скърцането със зъби рецепторите в пародонта се възбуждат и изпращат сигнал по аферентните пътища до ЦНС. Обратно, по еферентните пътища пристигат ответни сигнали, които поддържат дъвкателните мускули във възбудено, напрегнато състояние. Това води до анемизиране на периодонталните тъкани и увреждане на рецепторите (13).

Бруксизмът се характеризира със специфичен циркаден биоритъм: по време на сън (описан като нощен бруксизъм, SB) или по време на будност (описан като буден бруксизъм, AB). SB се счита за нормален функционален навик, но при определени обстоятелства може да има сериозни последици, като зъбно изтриване, компрометиране на денталните възстановявания. Той влияе върху дълготрайността на obtурациите и орофациалната болка (83).

3.2. Клинична картина и диагноза

Клинична картина:

Наблюдава се разнообразна клинична картина, която се характеризира с местни и общи реакции.

Когато пораженията са главно в твърдите зъбни тъкани се наблюдава:

- процеси на зъбна атриция и абразия в различна степен на развитие;
- оклузални фасети, които се наричат бруксофасети;
- понижаване височината на захапката с няколко mm;

- чувствителност на зъбите при термични и осмотични дразнителни (вдишване на студен въздух, пиене на студена или гореща напитка, на сладко, кисело и др) (23).

При поражения, предимно в пародонта се наблюдава:

- минимална загуба на твърди зъбни тъкани;
- изменения на маргиналният венеч;
- резорбтивни и атрофични процеси в алвеоларната кост;
- патологична зъбна подвижност (13).

Зъбното износване в резултат на бруксизъм най-често се характеризира с плоска повърхност, с централна зона, която понякога достига до дентина, заобиколена от емайлова зона (134). Тези промени са резултат от действието на трансверзални (хоризонтални) микродвижения.

Waltimo и кол. (183) поддържат твърдението, че най-често срещаните оклузални фасети, са тези с хоризонтална форма, което подкрепя стриващия модел на износване при бруксизъм отколкото модела на статично стискане на зъби. Поради превес на сагиталните движения при бруксизъм, оклузалното зъбно изтриване се извява с характерно задълбочаване в областта на централната зъбна фисура заобиколена от тънки стени от емайлова периферия.

Някои пациенти се оплакват от схващане на дъвкателните мускули сутрин след сън, затруднено първо раздвижване на долната челюст, което може да се придружава с болка. Интраорално може да се види отпечатване на лингвалните повърхности на зъбите върху страничните части на езика. При екстраорален оглед може да се установи лицева асиметрия в резултат на хипертрофия на масетерния мускул. Чрез палпация се установява силна напрегнатост на дъвкателните мускули, които са твърди, като че ли „бомбирани“ (21).

Диагноза:

Поставя се въз основа на анамнезата, клиничната картина, интра-, екстра-оралния оглед и палпация.

Сложната етиология на нощния бруксизъм изисква използването на комбинация от доказателствени анамнестични данни, налични клинични симптоми и съчетание с апаратно изследване. Електро миография (ЕМГ) на дъвкателната мускулна активност по време на сън е възможна благодарение на разработени преносими апарати, използвани за оценка на SB (97, 111, 167, 168).

Jonsgar Ch. et al. (84) в свое изследване използват един от тези ЕМГ апарати (Grindcare Measure®, Medotech A/S, Copenhagen, Denmark) като индикатор за SB.

Като златен стандарт в диагностиката на SB се счита полисомнографията (PSG), съчетана с аудио и видео наблюдение. Трудностите идват от практическото изпълнение, тъй като се изискват последователни нощни записи за установяване на графични колебания (105, 106, 115, 99).

За точно диагностициране А. Филчев и кол. (13), описват специфичен тест в клинични условия. Пациентът се моли да извърши движение на триене с притиснати зъби в оклузия. Ако движението се осъществи и се чуе шум на скърцане се поставя диагноза бруксизъм.

3.3. Лечение и прогноза

Лечение:

Основна цел на лечението е да се прекъсне патологичния миотатичен рефлекс на стискане и скърцане със зъбите. Провежда се **общо лечение** чрез психотерапия, психоанализ, самовнушение, самонаблюдение, хипноза. Паралелно се извършва и **местно лечение** за промяна на мускулния тонус.

Това се постига по няколко начина

1. Изработване на назъбна шина на долната челюст. Чрез нея се коригира загубената височина на долния лицев етаж, така, че да компенсира загубата на изтритите твърди зъбни тъкани. Шината трябва да бъде около височината на физиологичен покой. Показана е като профилактично средство за забавяне изтриването на твърдите зъбни тъкани при бруксизъм и бруксомания.
2. Затваряне на носа (Н. Попов 1973 г.) Силният безусловен рефлекс на дишане е в състояние да прекъсне патологичния миотатичен рефлекс на стискане и скърцане със зъби. Този метод се прилага по време на сън и се възприема от болни, които могат да понасят дишането през устата.
3. Вестибуларни ограничители (Попов, Филчев, 1979 г.). Използват се два вида – едностранен и двустранен ограничител на долната челюст. Напрежението, което се създава във вестибулума и чувствителността на лигавицата възбуждат доминантно огнище, което се противопоставя на протичането на патологичния миотатичен рефлекс и спомага за затихването му (13).

Прогноза:

С най-голямо значение за прогнозата от лечението на парафункциите е нарушаването на пародонто-мускулния и миотатичния рефлекс, които осигуряват автоматизма на дъвкателната функция. Това създава предпоставки за претоварване на пародонта. Под непрекъснатото действие на дъвкателната функция процесите постепенно и прогресивно се задълбочават, докато се премине от компенсирано в субкомпенсирано и декомпенсирано състояние. **Компенсираното функционално състояние** на дъвкателния апарат

при наличие на парафункции се изразява в зъбна атриция и поражения на маргиналният пародонт. Със задълбочаване поражението на твърдите зъбни тъкани например при зъбна абразия 1-ва степен дъвкателният апарат е в **субкомпенсирано функционално състояние**. **Декомпенсираното функционално състояние** на дъвкателния апарат се описва с понижена височина на захапката и патологично разклащане на зъби. Наблюдава се когато местната реактивност на организма е с изчерпани резервни сили, дъвкателната функция е непълноценна и се проявява общата реактивност на организма (13).

4. Трибология в условията на устната кухина

Трибологията е подраздел на приложната механика. В денталната медицина, трибологичните изпитвания заимстват терминологията и достиженията на механоинженерството (126). Тази дисциплина изучава обстойно триенето (фрикцията), износването и лубрикацията (смазването) на материалите и тъканите по време на дъвкателния акт.

За правилно разбиране и определяне механизмите на износване, както на зъбните тъкани, така и на obturationните материали е необходимо да се разгледа устната кухина като трибологична система съставена от четири основни части (196).

1. Основен елемент е зъба, независимо от това дали е със запазена цялост или възстановен.
2. Антагонист – най-често това е зъбът от срещуположната зъбна редица, но може да бъде и мека тъкан, език, по рядко течност или газ, или комбинация от изброените елементи.
3. Междинна част (посредник) – най-често твърди хранителни частици, течности – основно слюнка, по рядко газ или комбинация от двете.
4. Заобикаляща среда – най-често въздух.

Тази трибологична система определя четири основни механизма на изтриване, както на зъбните тъкани, така и на възстановителните материали (126). Тези механизми зависят от ъгълът на контакт, коефициента на изтриване, скоростта на движение, упражненото налягане, разстоянието и специфичната твърдост на материала (20, 197).

4.1. Терминология, механизми и фактори влияещи върху изтриването на ТЗТ и възстановителните материали

Зъбното износване или изтриване се описва в литературата като загуба в състава на зъба (количествен и качествен) и се класифицира като: атриция, абразия, ерозия и комбинацията от тези фактори (114).

Според Lambrechts et al. (100) в приложната механика са утвърдени различни трибологични термини, които описват изтриването на твърдите зъбни тъкани и денталните материали. Биотрибокорозията дефинира износването като сложен феномен. Той е резултат от много взаимосвързани процеси, които се описват чрез следните термини:

- Тип 1 абразивно изтриване (Two-body abrasion).
- Тип 2 абразивно изтриване (Three-body abrasion).
- Адхезивно износване (Adhesive wear).
- Износване чрез умора (Fatigue wear).
- Корозивно износване (Tribiochemical wear, dental erosion).

Абразията между зъбните повърхности е свързана главно със сборния ефект от действието на дъвкателните сили. Два са факторите отговорни за тези процеси:

- от една страна, буко-лингвалните латерални премествания, ограничени от високата еластичност на периодонциума;
- от друга страна, силите насочени дисто-мезиално, които се описват като второстепенни дъвкателни сили (188).

Тип 1 абразивно изтриване се осъществява с участието на две тела. При големи разлики в твърдостта на контактуващите обекти, напр. емайл/дентин, можем да разграничим – микронаграпяване, при което се формират бразди по посока на движение. Те завършват с отслабени ръбове и са причина за т. нар. микроумора. Друг случай на тип 1 абразивно износване се наблюдава при наличие на контакт между две тела с приблизително еднаква твърдост, напр. метал и керамика. По-твърдият материал предизвиква равномерни награпявания наречени микросрезове, без да се деформира пластично останалата прилежаща повърхност. Дълбочината на формираните бразди зависи от загубата на материал. Ако към контактуващите обекти се добави допълнителен натиск, към основната бразда се формират множество микропукнатини, които се разделят на все по-малки микробразди, водещи до отделянето на големи частички от основния обект (188).

При тип 2 абразивно изтриване, има две тела движещи се срещуположно едно на друго и трето-абразивно тяло, разположено между тях. Трибологично са предложени два модела на тип 2. В първия случай, разстоянието между първите разминаващи се тела е достатъчно голямо, така че междинният слой е равномерно диспергиран между тях и само една малка част от междинната фаза действа абразивно на противоположно движещите се повърхности. Липсва абразия, резултат от контакт между двете тела, поради голямото разстояние. Във втория случай, разстоянието между двете тела е минимално и междинното тяло, под формата на абразивни частици, се разполага в грапавини по повърхността на образците. Абразивните частици от междинния слой, са отговорни за формирането на съответстващи си микрограпавини, по повърхността на контактуващите тела. Вторият случай на абразивно износване се доближава по ефект до Тип 1 абразивно износване (Two-body wear).

По време на дъвкателния цикъл, двата модела съществуват последователно, следвайки трибологичния модел (188).

Кумулативния ефект от последователно повтарящите се абразивни модели, води до заглаждане на емайловите ръбове. Когато имаме открит дентин, поради повишеното му органично съдържание, типът на абразия е различен от този на емайла (194).

Износването на естествените зъби, зависи от стойностите на състава и твърдостта на емайла, натоварването между контактните повърхности, слюнката и продължителността на контакта (86, 87).

Физиологичната абразия, която нормално присъства в процеса на дъвчене засяга обикновено ръбовете на кучешките зъби, опорните туберкули, моларните ямки и бразди (31).

Lambrechts et al. (101) съобщават за физиологично изтриване на емайла в областта на оклузалните контакти около 29 μm за една година при постоянните молари и около 15 μm за постоянните премолари.

Голяма част от изследванията, които измерват зъбното изтриване при пациенти суспектни за бруксизъм, основават диагностиката си на визуално определяне на загубата на зъбна тъкан (113, 140), но те не могат да направят категорична разлика между физиологично и патологично зъбно изтриване, без използването на надеждни апаратни дигитални методи.

Адхезивно износване – Този механизъм, на износване се среща главно при метални и композитни възстановявания (фиг. 3, 4). Когато контактуващите обекти са в непосредствена близост и са подложени на голямо натоварване. От трибологична гледна точка, контактуващите повърхности в непосредствена близост, претърпяват пластични деформации, като в отделни участъци, може да се стигне до сливане на два разнородни материала, чрез процес аналогичен на студеното заваряване. Количеството обменен материал в тези случаи

зависи от налягането, температурата и разстоянието между обектите (196). Отделените частици от повърхността на двата обекта, в тези случаи започват да действат по втория трибологичен модел (Three-body wear). В условията на устната кухина, парафункциите триене (скърцане) и стискане на зъбите, теоретично могат да произведат този тип абразия.



Фиг. 3



Фиг. 4

Провеждани *in vitro*, тестове по първи – (two-body wear) тип износване, показват трансфер на частици към емайла (или негов аналог), от възстановителния материал – амалгама (185), злато (74), някои композити – под високо налягане (163).

Приплъзващите се зъбни повърхности по време на функция са под комплексно трибологично въздействие. Триенето се наблюдава когато има дори незначително движение между контактуващите повърхности, като по сила и посока винаги се противопоставя на движението. В случаите, в които контактуват ненаграпавени повърхности, коефициентът на изтриване значително намалява при наличен междинен течен (лубрикиращ) слой. От трибологична гледна точка, може да се направи изводът, че намалението на оралните течности в условия на повишено дъвкателно натоварване води до ускорено триене и загуба на зъбна тъкан (89).

Отделянето на слюнка следва определена дневна цикличност, като значително намалява през нощта. Преглъщането на слюнка варира между 25 и 60 пъти за час през деня и само 1 до 9 пъти за час през нощта (122).

Отделянето на слюнка и буферния ѝ капацитет варират индивидуално и могат да се окажат решаващи за защита на фрикционното зъбно изтриване (136).

В устната кухина адхезивното изтриване е намалено поради лубрикиращия ефект на слюнката, но тип 2 абразията в резултат от действието на хранителните частици води до откъсване на малки структури от повърхността на възстановителния материал.

Изтриване в резултат на умора – Този тип на зъбно изтриване се наблюдава при близък контакт между зъбните повърхности при условия на изключително силно натоварване. В зависимост от повърхностната грапавост се създават условия за повишен натиск в едни зони и повишено огъване в други. Като резултат се стига до микрофрактури. Отделените частици, отново водят до развитие на тип-2 модел на абразията. Изтриване в резултат на умора на материала се наблюдава при емайла, поради неговата висока степен на кристализация, висок модул на еластичност и ниска еластична граница. Емайловата призматична организация води до блокиране на микрофрактурите (125, 189) най-често оклузално, където призмите са перпендикулярно на повърхността и кристализацията е оптимална (49, 194). Когато възникнат микрофрактури, това обикновено започва с интерпризматично разслояване, като в следствие се обхващат и самите призми (196). Възникналите микрофрактури не преминават в дентина, поради протективния ефект на емайло-дентиновата граница (157). Подобно разслояване и емайлови дефекти най-често се наблюдават при ендодонтски лекувани зъби, зъби с неправилна коронкова форма, при пациенти с дневни парафункции или нощен бруксизъм (39).

Основно повърхностното разслояване на емайла е в резултат на взаимодействието на различни по степен и механизъм износване – адхезивно и в резултат на умора (196).

Корозивно износване – Наблюдава се в случаите, при които химически субстанции или киселини атакуват интермолекулните връзки на твърдите зъбни тъкани или obtурационните възстановителни материали, и по този начин създават предпоставка за действие на останалите механизми на зъбно изтриване – основно атриция вследствие парафункционална активност, оклузална абразия и цервикална ятрогенна абразия (67). Тази форма на износване е непозната в праисторическите общества (36, 49), но делът ѝ нараства неимоверно в резултат на промяната в диетния режим, особено при млади хора (25, 142, 162).

Корозивните фактори водещи до изтриване са или външни, или вътрешни по своя произход, с небактериална природа (122). Към външните фактори се отнасят газираните напитки, натуралните сокове с повишено киселинно съдържание, енергийните напитки, вина с повишена киселинност и др. Към вътрешните причини се причисляват регургитациите, гастро-езофагиалният рефлукс и спонтанните повръщания при хроничен алкохолизъм и хранителни разстройства по типа анорексия-булимия.

При активни корозионни фактори, това допълнително утежнява абразията в резултат на ежедневната хигиена и води до цервикална и оклузална абразия, която се изразява във формиране на конкавни и заоблени зони на изтриване (32, 66).

В съвременния свят, **корозията** се явява най-доминиращата форма на зъбно изтриване (184), нарастваща толкова бързо, че в момента е световен здравен проблем.

4.2. Апарати и техники за симулация на износването (изтриването) на възстановителните материали

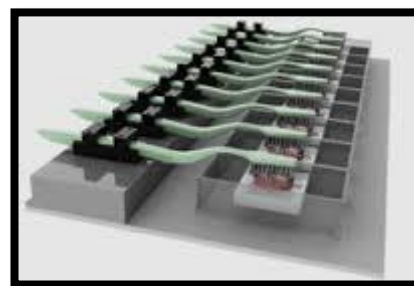
В научните изследвания резистентността на абразия се определя като основен фактор, оказващ влияние върху дълготрайността на

обтурациите от КМ за директни дистални възстановявания. За да се направи клинична оценка на износоустойчивостта на КМ са необходими години клинично проследяване. Съществуват проучвания, които потвърждават факта, че лабораторното симулиране на изтриването на КМ е изключително ценно при скринингово изследване на нови материали и до голяма степен предсказва клиничното им представяне (47, 110, 185).

Редица изследователски центрове имат създадени симулатори на зъбно изтриване, различаващи се по степента на сложност (100).

- **Апарати симулиращи абразия в резултат от миене на зъбите при орална хигиена (фиг. 5).**

Тези апарати използват зъбна четка, като имат програмирани модел на четкане и път на преминаване на четката, автоматично регулиране на влагата, симулирайки влажната среда в устната кухина, абразивен елемент – паста за зъби.



Фиг. 5

Допълнително могат да се контролират броя на циклите от 20 000 до 35 600 за време от 60 до 100 min. и натоварване в диапазона 50-300 g. (58, 169).

- **Апарати симулиращи зъбно изтриване с участие на две тела (Two-body wear), (фиг. 6).**



Фиг. 6

При тяхното използване е необходима изключително точна информация, за твърдост, модул на еластичност, приложена сила по време на теста, за получаване на точни съпоставими резултати. Варианти на този тип изследвания са т.нар. щифт върху диск - апарати, при които се измерва триене, вследствие на плъзгане на натоварващата част (Two body machine sliding wear), (75, 81, 96, 138).

- **Апарати симулиращи зъбно изтриване с участие на три тела (Three-body wear).**

Целта на тези апарати е да възпроизведат максимално близо условията в устната кухина, и да подредят ресторативните дентални материали в зависимост от тяхната износоустойчивост.

Разработени устройства са:

- В България апарат тип Дъвкателен симулатор е разработен от И. Чакалов 2014, апаратът работи със стойности на натоварващата част: при начален контакт (20 N); максимална сила (50 N); след централна оклузия (40 N). Контактното време е около 450 ms и честота на дъвчене 1 Hz. Предимство на апарата е сменяемият държател на антагонистите, позволяващ използването на зъбни туберкули, перли от различни керамични материали, има възможност за монтиране на четка за зъби (17).
- OHSU: Oregon Health Sciences University: Oral wear simulator - в този апарат натоварващата част може да бъде конична или естествен зъбен емайл, междинната част – макови семена или полимерен полиметилметакрилатен прах, натоварващата сила е в диапазона 20-70 N, броят на извършените цикли от 50 000-100 000, (45, 47).
- Апарат предложен от Alabama University – Wear simulator. Натоварващата част е конична, междинната част са перли от

полиметилметакрилатен прах, натиск със заложена стойност - 75,6 N, брой на циклите 100 000-200 000 (108, 166).

- Разработени и предложени за *in vitro* тестове за износоустойчивост са и BIOMAT – Wear simulator, Minesota: MTS Wear simulator, Zurich computer-controlled masticator, АСТА wear machine (Three body) (46, 144, 159, 190).

4.3. Фактори, влияещи върху *in vitro* симулационните тестове за изтриване

- **Стандартизация на *in vitro* материала, който симулира *in vivo* антагониста**

При всяко лабораторно изследване на износоустойчивостта на денталните материали е необходимо осигуряването на условия, така че получените резултати да са сравними с тези в клинично проведени изследвания. Критичен фактор в осъществяването на трибологичните изследвания е изборът на материал, който да симулира *in vivo* антагониста. За целта се провеждат обстояйни изследвания на състава, механичните и химичните качества на потенциалният материал. Най-често използвани са емайл, злато, керамика, композити, закалена неръждаема стомана, алуминий. Тези материали могат да бъдат под формата на плоскост, награвена повърхност, топче и др (94, 161).

- **Вид и големина на натоварващата сила**

Според Lutz (123) в симулационните трибологични тестове натоварващата сила може да бъде:

- Статична, синусоидална циклична или динамична.
- Контактната сила на натоварване варира между: 1, 10, 20, 25, 50, 75, 100 N.
- Максималната дъвкателна сила е 53-75,6 N.

- **Контактна площ**

Влиянието на контактната площ върху устойчивостта на абразия на възстановителните материали е проучвано *in vitro* от Krejci et al. (94). Те измерват контактната площ между възстановяванията и туберкула на антагониста с помощта на сканиращ електронен микроскоп (SEM) както преди така и след приложеното натоварване. Получените стойности те сравняват и отчитат увеличаването на контактната площ след провеждане на трибологичното изследване. За стандартна контактна площ се приемат стойност от 0,26; 0,38; 1,18; и 4,10 mm.

- **Брой на натоварващите цикли**

За осъществяване на сравнение на резултатите от различни лабораторни изследвания броят на циклите се стандартизира и варира между 5000; 10000; 25000; 50000; 100000; 120000 (97).

- **Честота на натоварващите цикли**

Честотата на натоварващите цикли използвана в различни трибологични тестове е между 1,2 до 1,7 Hz (94).

4.4. Предимства и недостатъци на *in vitro* тестовете за изтриване

Lambrechts et al. (81) систематизират предимствата и недостатъците на *in vitro* тестовете за изтриване.

- **Предимства на симулационните тестове**

- Могат да бъдат проведени изследвания върху голям брой тестови образци за сравнително кратък период от време;
- Постига се високо ниво на стандартизация;

- Осъществява се контролирано време на експозиция;
- *In vitro* изследванията са изключително полезни за демонстрация на резистентността на изтриване на тестваните материали.

- **Недостатъци на симулационните тестове**

- Симулационните модели не са в състояние да възпроизведат оралната среда със всички нейни биологични характеристики.

5. Компютърни симулационни модели на биомеханичните параметри при дъвкателна функция. Метод на Крайните Елементи

В резултат от действието на дъвкателните сили зъбните реставрации са подложени на различен по сила механичен стрес, който има значение за дълготрайността на възстановяването. Това налага провеждането на обширни проучвания за изясняване на основния механизъм за възникване на този стрес (171).

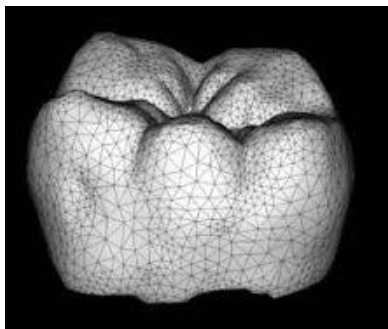
В провеждането на биомедицински изследвания възникват специфични проблеми, свързани с високата цена и противоречиви етични норми, когато се извършват на живи индивиди. За да се ограничат разходите и рисковете при такива експерименти се въвеждат виртуални модели и симулационни прогнози.

Непрекъснато се оптимизира дизайна за компютърно визуализиране на виртуален прототип и виртуални тестове и оценки.

В съвременните дентални научни проучвания, експериментално-числени подходи като **МКЕ** (фиг. 7, 8), несъмнено представляват най-изчерпателните *in vitro* методи за изследване във възстановителната дентална медицина (145).

Методът на крайните елементи (МКЕ) е мощен и ефективен инструмент за анализ на разпределението на напреженията в

структури в различни промишлени сфери. От теоретична гледна точка МКЕ е физико-математичен анализ, в който сложна структура (система) се подразделя на определен брой малки елементи с прости форми. Когато деформациите на всички малки елементи се изчисляват едновременно, може да бъде възпроизведена общата деформация на цялостната структурата (192).



Фиг. 7



Фиг. 8

През последните десетилетия значително нараства приложението на анализа чрез МКЕ в проучвания за целите на денталната медицина (29).

Посредством този метод се извършва:

- Оценка на разпределението на оклузалния стрес в денталните реставрации (53, 170);
- Изследване на неснимаеми частични протезни възстановявания (112);
- Проследяване на клиничното поведение на различни системи дентални щифтове (102, 139);
- Изследване напреженията върху зъбни импланти (91).

Българския опит в приложението на МКЕ се изразява в:

- Анализ на напреженията в ТЗТ и пародонта (7);
- Симулация на травматични ситуации и демонстриране на вероятни локализации на фрактури на долната челюст (4);

- Осъществяване на сравнителна компютърна симулация на силите на полимеризационно свиване на композиционния материал и изследване на разпределението на напреженията и деформациите върху връзката твърди зъбни тъкани – адхезивен слой – композиционен материал (10);
- Изследване на натоварването на околоимплантатната кост в зоната на най-дистално разположените имплантати (1);
- Проучване на разпределението на деформациите и напреженията при ендодонтски лекувани зъби с различни щифтови системи (9).

Изработването на модели на биологични структури с неправилна форма и различни материали е трудно, особено когато става въпрос за послойни структури. Разработването на оптимален модел по МКЕ е предизвикателство (156).

Разпределението на напреженията в човешкото съзъбие и прилежащите поддържащи тъкани при различни условия на натоварване може да се изследва чрез различни методи на крайните елементи. Механичният стрес в рамките на зъбите и поддържащите тъкани е различен. В резултат на това, не всеки МКЕ може да изследва разпределението на напреженията в зъбите напълно близко до *in vivo* условия (28, 158, 173).

6. Подходи при лечение на кариозни лезии на пациенти с диагностициран бруксизъм

Въпреки доказано по-голямата дълготрайност на индиректните възстановявания, в клиничната дентална практика директните реставрации на кариозните лезии в дисталната област продължават да бъдат първи избор на денталните лекари (77).

6.1. Критичен анализ на денталните материали показани за директни постериорни възстановявания и нововъведения в тази област

Идеалният материал за директни obturации на дистални зъби трябва да притежава много качества: да бъде резистентен на дъвкателните сили и оклузалния стрес; да притежава висока устойчивост на изтриване; да не търпи обемни промени; да изисква минимално отстраняване на ТЗТ; да има отлични манипулативни качества; да е биологично поносим; да има бактерицидни качества; да осигурява оптимална естетика; да има стабилен цвят; да бъде резистентен на оцветяване (182)

Идеален материал за възстановяване на кариозните лезии в дисталната област на съзъбието не съществува. За подходящи obtуровъчни средства се приемат денталната амалгама и композитните материали. Успешно се прилагат и модифицираните с пластмаса ГЙЦ. В случай на екстремни дъвкателни натоварвания, каквито има при бруксизъм директни obturационни материали с подходящи механични качества са денталната амалгама и композиционните материали (155).

Дентална амалгама

Денталната амалгама (ДА) се използва за възстановяване в денталната медицина повече от 165 години (5). Представява смес от метали, единият от които е в течно състояние в момента на смесването им. Известни са 6 генерации ДА, в които се наблюдават промени във металургията, размера и формата на частиците. С тях се цели:

- Да се намали свободния живак в кристализиралата ДА;
- Да се увеличи относителния дял на медта и да се изключи възможността за образуване на неблагородната γ -2 фаза;

- Да се подобри пластичността ѝ и възможността за по-добро адаптиране на ДА към стените на кавитета;
- Да се намали корозионната и активност;
- Да се подобри издръжливостта на натиск;
- Да се редуцират обемните промени по време на амалгамиране и по-късно в процеса на функция.

Основните съставни метали на широко използваната днес ДА са среброто, калаят, медта и цинкът. Към тази формула се добавят в малки количества злато, паладий и платина за подобряване на физичните, механичните и биологичните ѝ качества. Работи се в посока намиране на алтернативен вариант на живачната амалгама, в тях живакът е заместен с галий – индий (6).

Въпреки надеждите галиевата амалгама да измести и замени живачната, в клиничната практика, тази иновация претърпя неуспех. Основен недостатък на галиевата амалгама е чувствителността ѝ към влага, която води до свръхразширяване. Не без значение е генерирането на токсични корозивни продукти по повърхността ѝ.

ДА е показана за директно възстановяване на I-ви и II-ри клас кариозни дефекти в зони на повишен оклузален стрес. В съвременната дентална практика ДА все още е средство на избор за директни дистални реставрации. Това се дължи на **предимствата**, които притежава спрямо други директни obturationни материали. ДА има отлични механични качества, абразивоустойчивост подобна на тази на зъбните структури, висока толерантност към влага при трудности в изолацията на оперативното поле при дълбоки субгингивални кариозни лезии. Корозионните ѝ продукти ограничават степента на микропропускливост по границата на obturationията с кавитета. Затова тя на практика е единственият материал, чиято адаптация се подобрява с времето. Притежава добри манипулативни качества и е най-евтиният от постоянните obturationни материали.

Като основни недостатъци на ДА се изтъкват липсата на естетика, макро-механичната връзка с ТЗТ, която се постига чрез прекомерно отстраняване на здрави ТЗТ, съдържанието на живак, корозионната ѝ нестабилност, обемните ѝ промени и рисковете от патогалванизъм (5, 19, 129, 154).

В научни изследвания безспорно се доказва по-голямата дълготрайност на обтурациите от ДА в дисталните зони спрямо обтурациите от КМ (164).

Kolker (92) и колектив установяват средна продължителност на живота на обтурациите от ДА 22.5 години. Според други автори (132) модерната ДА може да се манипулира така, че да има дълготрайност от 12 до 15 години. Те смятат, че приблизително 90 % от амалгамените обтурации са функционално годни повече от 10 години.

Въпреки дългогодишното успешно приложение на ДА в клиничната дентална практика периодично е поставян въпросът за безопасността на този материал от гледна точка на съдържанието на живак в него. В световен мащаб всички големи здравни организации като: Националният Институт по Дентални и Краниофациални Проучвания, Центровете за Профилактика и Контрол на Заболяванията, Администрацията на храните и лекарствата в САЩ, както и Световната Здравна Организация, и Международната Дентална Федерация обявяват ДА за безопасна и ефективна (177).

Количеството на освободеният живак по време на дъвчене е минимално и до момента няма потвърдени данни, които да показват, че ДА е свързана с каквото и да е заболяване. Дискутира се и възможността за локална алергична реакция спрямо ДА. Всяка съставка на ДА, както и на всеки друг обтурационен материал може да предизвика алергична реакция, но свръхчувствителността към живак е изключително рядка. От хората, които имат истинска алергия

към него, само 1% развиват клинично забележими реакции към живака от обтурациите от ДА (6, 34).

По литературни данни за периода 1905 – 1986 г. са описани само 41 случая на алергия към ДА на фона на изработени милиони обтурации от ДА (179).

Необходимостта от постигане на оптимална естетика при възстановяването на кариозните дефекти дори и в дисталните участъци на съзъбието налага навлизането на денталните КМ, в клиничната практика. Те се прилагат за възстановяване на дефекти в постериорната зона от 1970 г. и се проучват обстойно през последните 40 години (56).

Дентални композитни материали

Денталните КМ са съставени от четири основни компонента:

- Дисперсна среда(органичен матрикс)
- Дисперсна фаза (неорганични пълнежни частички)
- Активатори на полимеризационния процес
- Свързващи вещества

Освен тях, в състава на Денталните КМ има добавени към матрикса стабилизатори и оцветители (5).

Класификация на денталните КМ (154)

• Според размера на неорганичните пълнежни частички

- Мегафилни КМ – 0,5-2 mm
- Макрофилни КМ – 10-100 μ m
- Мидифилни КМ – 1-10 μ m
- Минифили КМ – 0,1-1 μ m
- Микрофилни КМ – 0,01-0,1 μ m

- Хибридни КМ – смес от макро и микрофилни частици
- Микрохибридни КМ – 0,04-0,1 μm
- Нанофилни КМ – 0,005-0,01 μm

- **Според формата на неорганичните пълнежни частички**

- С неправилна форма
- С кръгла форма
- Нишковидни
- Хибридни

- **Според вида на пълнителя**

- С неорганичен пълнител – хомогенни
- С органично-неорганичен пълнител – хетерогенни

- **Според консистенцията**

- Флуидни (течни)
- С обичайна гъстота
- Кондензируеми

- **Според начина на активиране на полимеризацията**

- С химически активирана полимеризация
- Със светлинно активирана полимеризация

- **Според начина на приложение**

- За директно приложение
- За индиректно приложение

Повече от четири десетилетия органичната база на тези материали почти не се променя, като продължава основно да бъде създадена от Bowen (1958-1962) bis-GMA (bisphenol-A-glycidyl methacrylate). Някои КМ съдържат UDMA – Uretan dimethacrylate. Други ползват комбинация от двата метакрилата. Поради високата им вискозност като разредител се използва TEGDMA – triethylene glycol dimethacrylate. Това разреждане подобрява възможността за въвеждане на дисперсна фаза в органичния матрикс. За подобряване на манипулативните качества и намаляване на полимеризационното свиване се използва bis-EMA-bisphenol-A-polyethylene glycol dietherdimethacrylate.

Съществува стремеж към създаване на друга органична база на денталните композити, насочен към търсене на мономер с по-голяма биологична поносимост и по-малко полимеризационно свиване (5).

Иновации в мономерните системи на съвременните композити са свързани с приложението на: поликарбонат диметакрилат; уретан с високо молекулно тегло; диметакрилат с увеличено разстояние между функционалните радикали; високо молекулни дикарбамиди с хидрофобни странични вериги; тетрафункционални епокси съединения с отворен пръстен тип силоран.

На базата на тези мономерни са създадени следните търговски продукти:

- „Alert” (Pentron Clinical Technologies Wallingford, CT) – кондензируем дентален композит на базата на поликарбонат диметакрилат.
- „Kalore” „DX-51” (GC America, Alsip IL) съдържащ високо молекулен уретан.
- „Venus Diamond” (Heraeus Kulzer, South Bend, IN) на базата на диметакрилат

- „N' Durance” (Septodont USA, Confi-Dental Products, Louisville, CO) включващи в състава си високо молекулни дикарбамиди.
- „Filtek” LS (3M ESPE, St. Paul, MN) на базата на епоксидни съединения с отворен пръстен тип силоран.

Всички тези съвременни композитни материали се характеризират с понижено полимеризационно свиване и генериране на минимален полимеризационен стрес (154).

В исторически аспект най-много промени е претърпяла дисперсната фаза – пълнителите на денталните КМ. Най-често като пълнеж се използват стъклени частици – боросиликат, бариево стъкло, стронциево стъкло, силициев диоксид (термично обработен) и колоидален силиций, алуминиев силикат, които не са така твърди както първоначалния пълнител кварц. Не винаги пълнителя е с неорганична природа. Използват се органично – неорганични пълнежни частички в състава на т. нар. хетерогенни КМ (5).

Обемното съдържание на пълнителите, размера на пълнежните частици и разпределението им в дисперсната органична среда определят в голяма степен физичните и механичните качества на КМ (44).

Това са и основните критерии спрямо, които най-често се класифицират КМ и се определят показанията за приложението им (154).

Макрофилните (конвенционални) КМ вече не се прилагат в клиничната практика. Те съдържат 75-80 тегловни % неорганични пълнежни частички. Имат нестабилен цвят и се характеризират с ниска износоустойчивост.

Микрофилните КМ са представени в края на 1970 г. Съдържат неорганичен пълнител под формата на колоидален силиций 35-60 тегловни %. Характеризират се с понижени механични качества. Показани са за приложение в зони с минимален оклузален стрес.

Хибридните КМ съдържат 75-85 тегловни %. Комбинират предимствата на макро и микрофилните КМ. Притежават много добри

физични и механични качества. Подходящи са за възстановяване в области с повишен оклузален стрес.

Нанофилните КМ съдържат изключително малки по размер неорганични пълнежни частици и са с най-високо ниво на напълненост. Показват добри физични качества, много-добра полируемост и постигат оптимална естетика. Имат универсално приложение в клиничната дентална практика.

В съвременните проучвания на денталното материалознание се наблюдава акцент върху недостатъците на КМ като: устойчивост на изтриване (55, 60), несъвършената връзка с дентина (38), полимеризационният стрес (59) и не на последно място чувствителната техника на приложение (153).

Установено е, че изтриването на конвенционалните КМ е около 100 μm за една година (107). Докато при съвременните КМ износостойчивостта е близка до тази на емайла (188).

В резултат на значителните постижения в изучаването на адхезивната връзка към емайла и дентина, както и на подобряването на физичните качества на денталните композити се наблюдава тенденция за приложението им като обтурационно средство при директни дистални възстановявания (118).

Основните показания за директно клинично приложение на КМ в постериорната област са регламентирани от Американската Дентална Асоциация (ADA):

- 1) Малки до средни по размер възстановявания;
- 2) Консервативни кавитетни препарации;
- 3) Зони с повишена необходимост от естетика (22).

Средната дълготрайност на обтурациите от КМ на дистални зъби според Ordam и колектив е 3,3-4,7 години, спрямо 6,6-14 години при обтурациите от ДА (141).

Редица клинични проучвания проследяващи дълготрайността на възстановяванията на дисталните зъби доказват, че настоящите

хибридни КМ, могат да се смятат за алтернатива на ДА при obtурирането на средни по размер кавитетни препарации (67, 65, 78, 85, 120, 151, 186, 187).

Успешната постериорна композитна реставрация може да бъде постигната само при стриктно следване на клиничните насоки за подбор на подходящ материал и техника спрямо конкретния случай (175).

Много фактори оказват влияние върху успеха на директните дистални композитни възстановявания. Deliperi е разработил стъпков клиничен протокол, за да се подобри клиничното представяне на obtурациите от КМ, наречен техника понижаваща стреса при директните композити (Stress Reduced Direct Posterior Composite Technique – SRDC), (56).

1. Анализ на оклузията.
2. Тотално отстраняване на кариозната маса и подходяща кавитетна препарация.
3. Анализ на оставащите здрави ТЗТ.
4. Подходящ избор и нанасяне на свързваща система.
5. Контрол върху полимеризационното свиване чрез подходяща техника на аплициране и полимеризиране на КМ.
6. Преразпределяне на оклузалните сили.

Съвременните иновации в производство на КМ са насочени към увеличаване съдържанието на неорганични пълнежни частици и понижаване на размера им. Така се създават материали с подходящи здравина и абразивоустойчивост, които адекватно да противодействат на дъвкателните сили в условия на повишено натоварване, каквато е дисталната област на съзъбието (127).

Модерните КМ за постериорни възстановявания са съставени от комбинация от различни размери на пълнежните частици с цел постигане на висока издръжливост, абразивоустойчивост и отлична естетика (41, 135, 191).

Въпреки това наличните постериорни композити все още не могат да се обработват така лесно като денталната амалгама, изискват сложна техника на послойно нанасяне, достатъчно време и интензитет на светлинния източник за полимеризиране на всеки слой, за да се получи obturation с добри физични свойства (14).

Естетичен материал за директно възстановяване, който да се явява алтернатива на амалгамата са „кондензиращи се“ (packable) композити. Производителите им ги определят като материал, който може да се нанася, оформя и обработва подобно на амалгамата и полимеризира при нанасяне на слоеве до 5 mm. Значително е намалено времето за изработване и стойността на obturation от този материал тъй като се използва техника за приложение подобна на тази за амалгама, метални матрици и дървени клинчета за постигане на проксимален контакт (127).

Кондензиращите се композити имат относително големи по размер пълнежни частички от 15 до 80 μm . Тяхното количество е увеличено с 1-2% в сравнение с хибридните композити, което се дължи на модифицираният им пластмасов матрикс (182). Те са създадени на базата на новата органично модифицирана керамика развита от Degussa (AG, Hanau, Germany) (158), на което се дължи по-големият им вискозитет (119). Включването на стъклени фибри към състава на материала допълнително повишава вискозността на тези композити (80). В резултат на това се подобрява възстановяването на анатомичната форма на зъба, но повишеният вискозитет може да доведе до образуването на празни пространства по ръбовете или в тялото на obturation.

Manhart et al. (127), описват кондензиращите се дентални композити като интересна, но нехомогенна група материали.

Според Leinfelder et al. (109), кондензиращите се композити се приемат за алтернатива на амалгамата, но не и за неин заместител, тъй

като в нито едно отношение не показват сходни или по-добри от нея качества.

7. Нерешени проблеми

От направения обстоен анализ на достъпната ни специализирана литература се извеждат следните нерешени проблеми:

- В България липсват проучвания за приложението на различни видове възстановявания при лечение на кариозните лезии в дисталната област на пациенти с бруксизъм.
- Липсва информация за разпределението на напреженията и деформациите в зъбните тъкани, граничните повърхности и obturationния материал от ДА и КМ при I и II клас класически и адхезивни кавитети в условия на екстремни дъвкателни сили.
- Съществува необходимост от нови задълбочени познания относно биомеханичното поведение на системите: Зъбни тъкани – ГЙЦ лайнер – Конвенционална/Съвременна Амалгама и Зъбни тъкани – Адхезив – Конвенционален КМ/Кондензируем КМ.
- Противоречиви са данните за скоростта и устойчивостта на триене и надраскване (дълбочина, коефициент и сила) на съвременните ДА и КМ.
- Честотата на пациенти с бруксизъм в световната популация нараства. Все по-често пациенти с оклузално зъбно изтриване ще се нуждаят от лечение на кариозни лезии в дисталния участък. Разнородността на методиките за клинично проучване на дълготрайността на директни възстановявания на дъвкателни зъби, както и изключителното разнообразие на денталните материали ни мотивира за собствено проучване.

III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Цел: Да се проучат биомеханичните характеристики на директни възстановявания на I и II клас кариозни дефекти в условия на повишено дъвкателно натоварване (бруксизъм).

Задачи:

1. Да се проучи мнението на лекари по дентална медицина относно приложението на различни видове възстановявания за лечение на кариозни лезии в дисталната област при пациенти с бруксизъм.
2. Да се проучи биомеханичното поведение на I и II клас директни obturации в условия на екстремни дъвкателни сили чрез 3D математическо моделиране по метода на крайните елементи, като се:
 - 2.1. анализира разпределението на напреженията в зъбните тъкани, obturациите и граничните им повърхности при различни поколения композитни възстановявания и амалгама;
 - 2.2. проучи разпределението на деформациите в интегрирани 3D модели на конвенционални и адхезивни кавитети, възстановени с различни поколения композитни и амалгамени obturации;
 - 2.3. представи сравнително максималните напрежения и деформации при изследваните различни поколения амалгама и композитни материали.

3. Да се изследват трибологичните характеристики на различни поколения композиционни материали и амалгама.
 - 3.1. Да се създаде собствен, оригинален експериментален модел за провеждане на трибологични изследвания на дентални материали в стандартни изпитателни условия;
 - 3.2. Да се изследва скоростта и дълбочината на износване чрез микронадраскване при конвенционални и съвременни композити и амалгама;
 - 3.3. Да се проучи устойчивостта на триене и износване на повърхността и в дълбочина на възстановителни материали от конвенционални и съвременни композити и амалгама.
4. Да се проведе клинично проучване за оценка на директни композиционни възстановявания на кариозни дефекти в дисталната област при пациенти с бруксизъм

IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

Задача 1: Анкетно проучване на мнението на лекари по дентална медицина относно приложението на различни видове възстановявания за лечение на кариозни лезии в дисталната област при пациенти с бруксизъм.

Обект на наблюдение

144 лекари по дентална медицина от районни колегии в цялата страна и работещи в чужбина, с различен трудов стаж, възраст и местонахождение на клиничната си практика.

Единици на наблюдение

Лекар по дентална медицина, лекуващ зъбен кариес във временно, смесено и постоянно съзъбие.

Място на наблюдение

Анкетирани са лекари по дентална медицина от гр. Пловдив и страната, участвали в научни семинари и конференции в гр. Пловдив. Данни от анкетното проучване са събрани и посредством електронна анкетна карта индивидуално предоставена на лекари по дентална медицина от районни колегии в цялата страна и работещи в чужбина.

Време на наблюдение

Септември 2015 – април 2016 година.

Органи на наблюдение

За извършване на анкетирането дисертантът се ангажира с реализиране на задачата.

Регистриране

За целите на проучването е разработена оригинална анкетна карта със запазена анонимност (Приложение 4), която съдържа 10 въпроса. Първите 4 въпроса са социално-демографски, а останалите 6 касаят изследваните признаци на наблюдение и са с възможност за избор на повече от един отговор. Способът за регистрация е чрез самонаблюдение.

Признаци на наблюдение

1. Пол;
2. Възраст;
3. Специалност;
4. Трудов стаж;
5. Брой на пациентите с бруксизъм за една година;
6. Възраст на пациентите с бруксизъм;
7. Предпочитан метод за лечение на кариес на дистални зъби при пациенти с бруксизъм;
8. Приложение на директен метод за obtуриране при пациенти с бруксизъм;
9. Избор на материал за директни дистални възстановявания при пациенти с бруксизъм;
10. Най-чести усложнения наблюдавани след директно obtуриране на дистални кариозни дефекти при пациенти с бруксизъм.

Метод

Използваният метод за събиране на емперичните данни е пряка групова анкета. Разпределението на резултатите следва връзката между демографски и специализирани въпроси от проведената анкета. Събраната първична информация е кодирана и въведена в компютърна база данни, където е извършена статистическа

групировка, прекодиране и анализ. Данните са обработени с помощта на специализирания статистически продукт SPSS (версия 17). За таблична и графична обработка се използват продуктите на Microsoft Office. При статистическата обработка на събраната първична информация са използвани:

- **Дескриптивен анализ.** Използвани са:
 - Едномерни таблици на честотното разпределение (определяне на структура чрез относителни дялове) и на разновидността на признаците, характеризиращи различните параметри (разновидностите на възможните отговори на поставени въпроси).
 - Двумерни таблици на честотното разпределение (крос-табулация) за търсене на връзка между категорийни величини.
- **Непараметричен анализ** – търсене на статистическа зависимост между два признака, измерени в качествени скали, чрез използване на χ^2 (критерия на съгласие на Пирсън, хи-квадрат).
- **Вариационен анализ** на количествени променливи – за изчисляване на средни стойности и показатели за разсейване на количествените признаци.
- **Графичен анализ** – за онагледяване на процесите и явленията.
- Използва се критично ниво на значимост 0,05. Нулевата хипотеза (няма изразена статистическа зависимост) се приема при стойност на $p > 0,05$. Алтернативната хипотеза (има изразена статистическа зависимост) се приема при стойност на $p < 0,05$.

Задача 2: Проучване на биомеханичното поведение на I и II клас директни obturации в условия на екстремни дъвкателни сили чрез 3D математическо моделиране по метода на крайните елементи.

Материал и методи

- **Създаване на 3D геометричен модел на горен ляв премолар**

За целите на последващите изследвания върху разпределението на напреженията и деформациите при I и II клас конвенционални и адхезивни кавитети, възстановени с различни поколения композитни и амалгамени obturации е използван триизмерен компютърен модел на горен премолар. Създаването и определянето на валидността на 3D модел на горен премолар по МКЕ е осъществено в катедра Оперативно зъболечение и Ендодонтния ФДМ – Пловдив (10).

Таблица 1. Механични характеристики на моделираните тъкани

Вид тъкан	Модул на линейни деформации E (GPa)	Коефициент на Поасон (μ)	Коефициент на линейно-температурно разширение (α)
емайл	48	0,28	$1,15 \times 10^{-5}$
дентин	19	0,31	$1,01 \times 10^{-5}$
пулпа	0,00207	0,45	$1,01 \times 10^{-5}$
периодонтален лигамент	0,0069	0,45	$1,01 \times 10^{-5}$

Приема се, че тъканите, изграждащи модела (емайл, дентин, пулпа, периодонтален лигамент), са хомогенни и изотропни, с линейно еластично поведение. Механичните характеристики на моделираните тъкани са представени в таблица 1.

- **Моделиране на различни по геометрия I и II клас кавитетни форми, адхезивен слой, лайнер от ГЙЦ, композитни и амалгамени obturации.**

Въз основа на този 3D модел на горен премолар са изградени осем допълнителни модела с различни по размери и геометрия I и II клас кавитети (таблица 2). Те съответстват на клинични ситуации при среден и дълбок кариес с ограничена и широка препарация без скосяване по оклузалните и апроксималните граници.

Таблица 2. Размери на конструираните кавитети (mm)

модел	С фактор	кавитетни размери										
		MD	BL			OP	OG		MG		DG	
			M	C	D		M	D	BL	GA	BL	GA
A	5,4	5,23	3,08	0,6	2,5	1,84	-	-	-	-	-	-
A1	4,7	5,26	3,28	2,07	2,99	3,38	-	-	-	-	-	-
A2	7,6	1,17	-	1,2	-	3,35	-	-	-	-	-	-
Б	1,5	0,67	3,5	-	-	-	2,2	-	4,6	1,7	-	-
Б1	1,5	2,4	4,2	-	-	-	3,4	-	5,3	3,3	-	-
Б2	3,4	1,17	1,51	-	-	-	3,86	-	2,87	2,17	-	-
С	1,5	5,56	3,67	1,48	3,72	1,57	2,0	2,2	4,0	1,8	4,5	1,7
С1	1,2	5,55	3,51	2,67	4,29	3,38	6,7	6,3	4,9	1,2	4,6	1,1

Легенда:

Модел А – I клас плитък и тесен кавитет;
 Модел А1 – I клас дълбок и широк кавитет;
 Модел А2 – I клас ограничен, крушовиден;
 Модел Б – II клас плитък и тесен,
 мезио-оклузален кавитет;
 Модел Б1 – II клас дълбок и широк,
 мезио-оклузален кавитет;
 Модел Б2 – II клас ограничен, крушовиден;
 Модел С – II клас плитък и тесен,
 мезио-оклузо-дистален кавитет
 Модел С1 – II клас дълбок и широк,
 мезио-оклузо-дистален кавитет;

MD – мезио-дистален размер;
 BL – буко-лингвален размер;
 M – мезиално;
 C – централно;
 D – дистално;
 OP – оклузо-пулпарен размер;
 OG – оклузо-гингивален;
 MG – мезиална гингивална основа;
 DG – дистална гингивална основа;
 GA – гингиво-аксиален размер.

За всеки един от тези осем модела е симулирано obturиране с два вида КМ и с две поколения ДА. Така са създадени общо 32 модела. За целите на изследването е моделиран адхезивен слой, със същия тип

крайни елементи и ширина 30 μm . В модела са използвани механични характеристики (таблица 3) на адхезивен слой (Optibond FL), два вида КМ (КМ1 – Filtek P60; КМ 2 – Gradia Direct Posterior), конвенционален ГЙЦ (Fuji IX), две поколения ДА (ДА1 – конвенционална; ДА2 – съвременна с по-високо съдържание на Си и без γ_2 фаза).

Таблица 3. Механични характеристики на моделираните материали

Вид зона (материал)	Модул на линейни деформации E (GPa)	Коефициент на Поасон (μ)	Коефициент на линейно-температурно разширение (α)
адхезивен слой	4,85	0,30	$3,94 \times 10^{-5}$
КМ 1	19	0,32	$3,94 \times 10^{-5}$
КМ 2	6,7	0,22	$3,94 \times 10^{-5}$
ГЙЦ	10	0,30	35×10^{-6}
ДА 1	20	0,34	25×10^{-6}
ДА 2	58	0,34	25×10^{-6}

Полимеризационното свиване е моделирано чрез температурна деформация, с отрицателна температурна разлика (охлаждане), съответстваща на действителното обемно свиване на композиционния материал: КМ 1, Filtek P60 = 1,7 vol% КМ 2, Gradia Direct Posterior = 1,8 vol%.

• **Дизайн на биомеханичното изследване**

Върху всеки един от така създадените 32 модела е симулирано аксиално и косо натоварване с различна големина на натоварващата сила. Аксиалното натоварване е осъществено при 300 N, 600 N, 900 N, а косото – при 200 N, 400 N, 600 N. Общо са извършени 192 симулации (таблица 4).

Симулациите са осъществени посредством софтуерен продукт SOLIDWORKS S 2016 с помощта на доц. Милчо Ташев ТУ – Пловдив, доц. д-р Десислава Пашкулева, институт по механика, БАН, София.

При всеки кавитетен дизайн са изследвани разпределението на напреженията и последващите деформации и премествания в obturationния материал, адхезивния слой и ТЗТ. Степента на механично натоварване във всяка област е оценено чрез еквивалентното напрежение в нея, определено по якостната теория на von Mises.

Таблица 4. Дизайн на симулациите

модел	Тип кавитет	Обтуровъчен материал	Натоварване (N)					
			Аксиално			Косо		
			300	600	900	200	400	600
А	I клас плитък и тесен кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ 2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						
А1	I клас дълбок и широк кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ 2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						
А2	I клас ограничен, крушовиден кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ 2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						
В	II клас плитък и тесен МО кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ 2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						
В1	II клас дълбок и широк МО кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ 2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						
В2	II клас ограничен, крушовиден кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ 2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						
С	II клас плитък и тесен MOD кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ 2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						
С1	II клас дълбок и широк MOD кавитет	КМ 1, адхезивен слой						
		КМ2, адхезивен слой						
		ДА 1, гласйномер						
		ДА 2, гласйномер						

Задача 3: Изследване на трибологичните характеристики на различни поколения композиционни материали и амалгама.

Материал и методи

Обект на наблюдение

Пет възстановителни материала, използвани за лечение на зъбен кариес в дисталната област:

1. Микрофилен хибриден КМ (**Gradia Direct posterior**, GC Corporation Tokyo Japan)
2. Кондензируем КМ (**Filtek P60**, 3M ESPE USA)

Основният състав на КМ е представен в таблица 5.

Таблица 5. Състав на КМ

Композит	Вид	Производител	Матрикс	Пълнител	Тегловни %	Обемни %	Размер на пълнителите
Gradia Direct posterior	Микрофилен хибрид	GC Corporation Tokyo Japan	UEDMA	Бариево-силикатно стъкло, SiO ₂ , преполимеризирали пълнители	77	65	Приблизително 0,85µm
Filtek P60	Кондензируем	3M ESPE USA	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGMA, UDMA	Цирконий/ Силиций	83	61	0,04-3,5µm

3. ДА без γ2 фаза, обогатена с Cu (**Cavex Alloy**, Cavex Holland BV)
4. ДА без γ2 фаза, с високо съдържание на Ag (**Cavex Non Gamma-2**, Cavex Holland BV)

Съставът на ДА е показан в таблица 6.

Таблица 6. Състав на ДА

Материал	Производител	Форма	Химичен състав			
			Ag	Sn	Cu	Zn
Cavex Alloy	Cavex Holland BV	70% стругована 30% сферична	45%	30,5%	24%	0,5%
Cavex Non Gamma- 2	Cavex Holland BV	100% стругована	69,2%	18,6%	11,9%	0,3%

5. Метална сплав използвана за позитивна контрола (**Duceralloy C**, Degu dent, Dentsply Int.) със състав посочен в таблица 7.

Таблица 7. Състав на металната сплав

Име на сплавта	Производител	Химичен състав в тегловни %							
		Co	Cr	W	Nb	V	Si	Mo	Fe
Duceralloy C	Degu dent, Dentsply Int.	59,4	24,5	10,0	2,0	2,0	1,0	1,0	0,1

Единици на наблюдение

45 тестови образци – по 9 образеца от всеки материал.

Място на наблюдение

Институт по механика, БАН, гр. София.

Време на наблюдение

Март 2015 – април 2016 г.

Органи на наблюдение

Дисертантът съвместно със специалист по приложна механика гл. асистент Петър Годоров и доц. д-р Десислава Пашкулева.

Признаци на наблюдение

- Дълбочина на триене;
- Коефициент на триене;
- Сила на триене;
- Дълбочина на надраскване;
- Коефициент на надраскване;
- Микротвърдост.

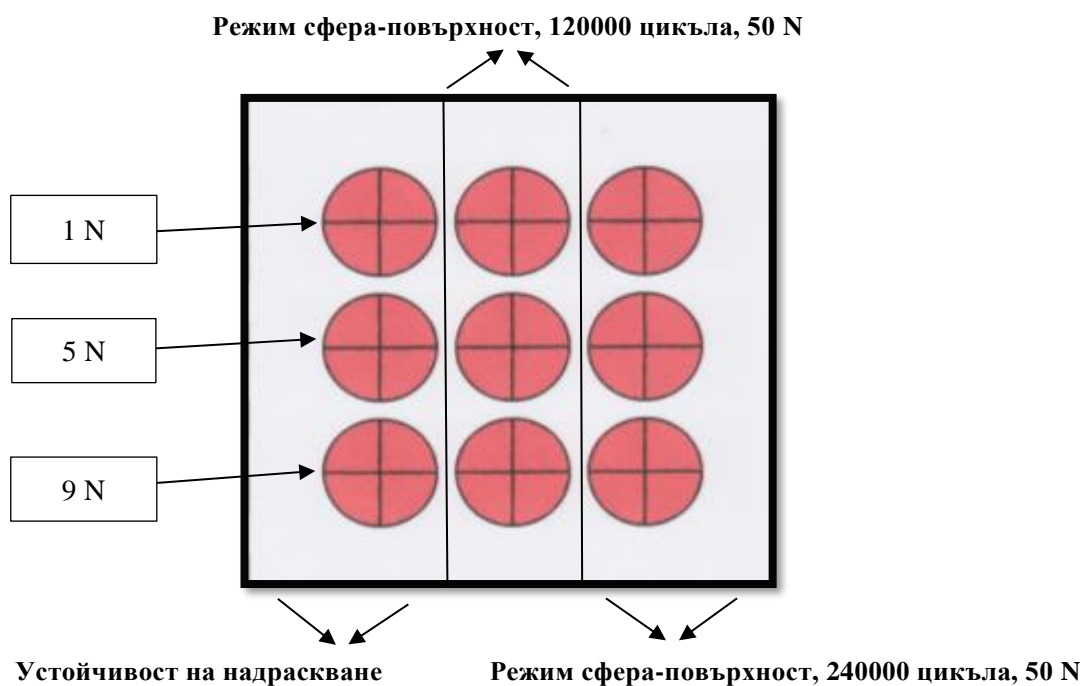
Метод

- Изпитване за устойчивост на микронадраскване при режим 1 N, 5 N, 9 N.
- Изпитване за устойчивост на триене при 120000 цикъла в режим сфера-повърхност с натоварване 50 N (6 месеца клинична функция).
- Изпитване за устойчивост на триене при 240000 цикъла в режим сфера-повърхност с натоварване 50 N (12 месеца клинична функция).
- Оптична микроскопия след тест на триене и микронадраскване.
- 3D профилометрия след тест на триене.

Дизайн на трибологичното изследване

За всеки вид материал трите тестови образеца от първата колонка се подлагат на изпитване на устойчивост на надраскване при режим 1 N, 5 N, 9 N. Трите тестови образеца от 2-рата колонка се изследват за устойчивост на триене в режим сфера-повърхност, при 120000 цикъла с натоварване 50 N. Трите тестови образеца от последната колонка се изследват за устойчивост на триене в режим сфера-повърхност, при 240000 цикъла с натоварване 100 N.

Дизайнът на трибологичното изследване е представен на фиг. 9.



Фиг. 9.

Описание на измервателната апаратура

UMT-2M (Bruker-CETR) е универсален модулен апарат за извършване на широк диапазон от макро- и микро-механични, както и трибологични изпитвания (Фиг. 10) на покрития (тънки или дебели, твърди или меки) и обемни материали – керамики, метали, полимери, стъкло, композитни материали, тъкани и хартия. Работи с натоварвания в интервала 5 mN – 1000 N; предоставя възможност за използване на няколко сензора и позволява едновременно измерване, визуализиране и запис в реално време на



*Фиг. 10. UMT-2M
(Bruker-CETR)*

деформации и сили, докато извършва синхронизирани линейни и ротационни премествания по различни оси с помощта на синхронизирано линейно или ротационно задвижване. С помощта на серво-контролен механизъм се постига висока прецизност на контрол върху движенията и натоварванията.

Тест на микро-надраскване - режим и условия

Режимът и условията на проведените тестове на микро-надраскване включват един цикъл от три стъпки, които извършват многократни надрасквания с 1 mm разстояние между всеки две от тях, а дължината на всяко надраскване е 5 mm. Тестът е проведен с три постоянни сили – 1 N, 5 N и 9 N – за всеки от петте образеца; транслационното движение на надраскването се извършва от линейно задвижване, върху което се закрепват образците, със скорост 0,1 mm/sec; преместването встрани на 1 mm разстояние при извършване на последователни надрасквания се реализира от слайдер, който премества главата с резеца (Фиг. 39). Тестовете са извършени в съответствие със стандарт ASTM G133-95.

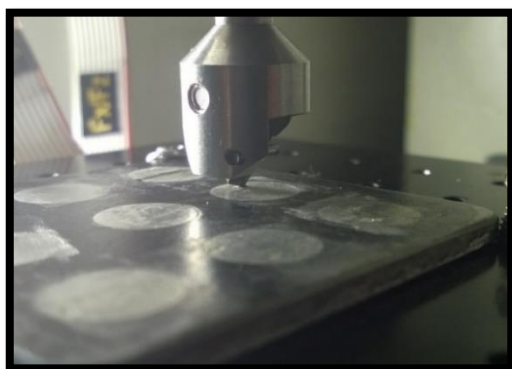
Устойчивост на триене

“Ball-on-Flat” – тестова процедура и условия на теста

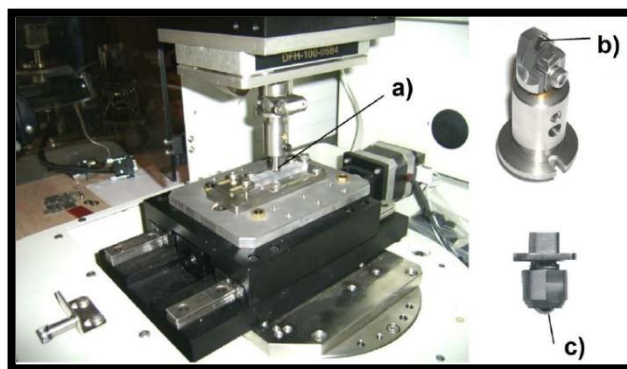
Тестовете на износване по методиката “ball-on-flat” включват използване на **сфера от хромирана стомана с диаметър 6,35 mm**, която бива плъзгана по повърхността на закрепения неподвижно образец (в случая, дентален материал), под въздействието на възвратно-постъпателно движение на линейно задвижване. Апаратът следи и записва динамичното нормално натоварване, силата на триене и коефициента на триене.

Тестове за определяне на коефициента на триене на денталните образци са проведени при еднакви условия и в съответствие със стандарти:

- Скорост на преместване на топчето по повърхността: **2,5 mm/sec**;
- Приложена постоянна сила: **50 N**;
- Време на теста на триене: **2 пъти по 30 min**;
- Температура: **24°**;
- Влажност: **40%**.



Фиг. 11. Конфигурация на тест на микро-надраскване



Фиг. 12. а) Постановка на Ball-on-Flat (Plate) – тест; б) и с) Държател на сферата

3D профилометриите са изготвени посредством 3D оптичен профилометър Zeta-20 (Zeta Instruments) с вертикална (Z) разделителна способност $< 1 \text{ nm}$, зрително поле от $0,006 \text{ mm}^2$ до 15 mm^2 и увеличение 5x, 20x, 50x и 100x.



Фиг. 13. 3D оптичен профилометър Zeta-20

Задача 4: Клинична оценка на директни композиционни възстановявания на кариозни дефекти в дисталната област при пациенти с бруксизъм.

Материал и методи

Обект на наблюдение

Клиничното изследване е проведено върху 30 пациента. Подборът на участниците е осъществен след преглед на 140 здрави доброволци, студенти по дентална медицина от III и IV курс по следните критерии:

- **Общи критерии за включване:**

- възраст – 18-30 години;
- общо състояние – добро;
- захапка – I клас по Angle;
- пародонт – клинично здрав.

- **Локални критерии за включване:**

- витални зъби – премолари и молари;
- I и II клас кариозни лезии;
- наличие на плоскостни оклузални контакти.

От всички 140 прегледани студенти 100 не отговарят на критериите за включване – общи и локални. Трима отказват участие. От останалите 37 са избрани 30 чрез случаен подбор.

Преди участието си в изследването, пациентите получават формуляр на писмена информация за същността, рисковете и очакваните ползи от изследването. От всички пациенти е подписана форма за информирано съгласие. Клиничното изследване е одобрено от Комисия по Научна етика (пр. №1/02.02.2017).

Единици на наблюдение

- Пациент с I и II клас кариесна лезия;
- Витален зъб – премолар или молар с кариесен дефект;
- Обтурации на I и II клас кариесни лезии изработени от **Gradia Direct posterior**, GC Corporation Tokyo Japan.

Място на наблюдение

Катедра „Оперативно зъболечение и ендодонтия“ в колаборация с катедра „Протетична дентална медицина“, CAD-CAM център на Факултет по Дентална Медицина, Медицински университет – Пловдив.

Време на наблюдение

Периодът от септември, 2016 година до март, 2017 година включително.

Органи на наблюдение

За извършване на клиничното изследване дисертантът е ангажиран с реализиране на задачата.

Регистриране

За целите на клиничното проучване е изготвена оригинална индивидуална клинична карта (Приложение 5). Тя съдържа паспортна част, „специфичен въпросник“ за диагностициране на пациент с бруксизъм и стандартен ред за изследване на болен със зъбен кариес. В нея са описани всички етапи от клиничния протокол и от контролните прегледи. Посредством индивидуалната клинична карта е осъществен подбор и предварителен анализ на таргетна група пациенти с бруксизъм, индицирани за консервативно лечение на

кариозни лезии на дъвкателни зъби, както и проследяване на изследваните признаци.

Признаци на наблюдение

За единицата на наблюдение „пациент“ се отчитат следните признаци:

- пол;
- възраст.

За единицата на наблюдение „кариесен дефект“ се регистрират:

- клас, локализация и дълбочина на кариесната лезия;
- вид на възстановявания зъб (горен / долен, премолар / молар).

За единицата на наблюдение „обтурации на I и II клас кариесни лезии“ се регистрират:

- подходящ цвят;
- маргинално оцветяване;
- маргинална адаптация;
- анатомична форма;
- вторичен кариес;
- апроксимален контакт;
- степен на износване.

Метод

Приложен е методът на автоконтрола – създава се само една единствена група, която преди експеримента се приема за контролна, а по време на експеримента и след него, за опитна.

Събраната първична информация е кодирана и въведена в компютърна база данни, където е извършена статистическа групировка, прекодиране и анализ. Данните са обработени с помощта на специализирания статистически продукт SPSS (версия 17). За таблична и графична обработка се използват продуктите на Microsoft

Office. При статистическата обработка на събраната първична информация са използвани:

- Дескриптивен анализ.
- Непараметричен анализ.
- Графичен анализ.
- Корелационен анализ.
- Вариационен анализ на количествени променливи
- Използва се критично ниво на значимост 0,05. Нулевата хипотеза се отхвърля при стойност на $p < 0,05$.

Клиничен протокол

Регистриране на оклузалните контакти:

• Конвенционално регистриране в устната кухина чрез артикулационна хартия (фиг. 14) с цел установяване на плоскостни контакти и подбор на пациенти за последващо дигитално сканиране. Използвани са артикулационна хартия с дебелина 200 μm и артикулационно фолио – 12 μm (фиг. 15).

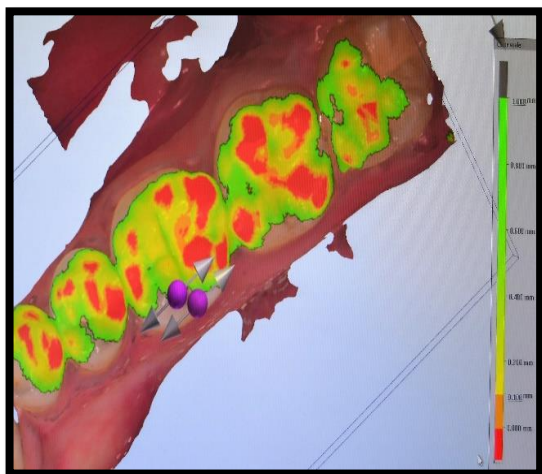


Фиг. 14.

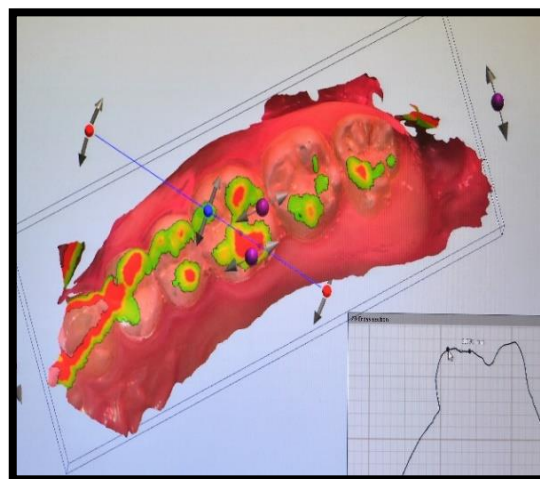


Фиг. 15.

- Дигитално регистриране на плоскостни оклузални контакти върху дигитален модел, сканиран чрез 3Shape Trios (фиг. 16) и измерване на най-големия им диагонал посредством CAD модула на CAD-CAM софтуер (фиг. 17).



Фиг. 16.



Фиг. 17.

Оперативни и възстановителни процедури:

Кавитетна препарация

Оперативните процедури са осъществени без прилагане на локална анестезия. Работното поле е изолирано с лигнинови ролки и слюносмукател. Препарацията е реализирана с високооборотни ротационни диамантени инструменти под водно-въздушно охлаждане. Екскавацията на кариесния дентин е проведена чрез нискооборотни кръгли метални борчета при атравматична работа. Кавитетната препарация (фиг. 18, 19, 20) включва минимално инвазивен подход към ТЗТ – отстраняване само на кариесните тъкани и на нерезистентните кавитетни стени. Не са изработени макромеханични ретенции, ръбовете на кавитета не са скосени, оптимизиран е наклона на прерязаните емайловите призми. В

случаите на лечение на вторичен кариес, геометрията на кавитета е според първоначално съществуващата препарация.



Фиг. 18.



Фиг. 19.



Фиг. 20.

Медикаментозно въздействие

Препарираните кавитети при среден и хронично протичащ дълбок кариес са почистени с кислородна вода, подсушени са с 75° етилов спирт и косо насочена слаба въздушна струя. Не са приложени дентинови лайнери и подложки като се разчита на изолационните качества на адхезивната система. Лечението е завършено в едно посещение.

Нанасяне на адхезивна система

Спазват се препоръките на производителя.

Използван е адхезивът Adper Single Bond 2 3MESPE (фиг. 21), който е двустъпкова система с отделна стъпка на ецване. Химическия състав на адхезива е представен на фиг. 22. След 15-20 сек. въздействие на ецващият агент върху емайла и дентина, кавитетът е промит с водно-въздушен шпрей за 10 сек. и е нежно подсушен за 5 сек. Поставени са едновременно праймера и адхезива (one bottle system). Приложена е нежна въздушна струя, непряко насочена към стените на кавитета за 5 сек. Следва фотополимеризация за 20 сек.



Фиг. 21.

Adper™ Single Bond 2
Диметакрилатни смоли
HEMA
Кополимер Vitrebond™
Пълнител
Етанол
Вода
Инициатори

Фиг. 22.

Обтуриране

Композиционният материал **Gradia Direct posterior** (фиг. 23) е нанесен на коси инкрементални слоеве с дебелина не повече от 2 mm. Възстановяването на апроксималния контакт е осъществено посредством метална секционна матрична система – Triodent V3 Ring – Ultradent (фиг. 24). Всяка порция композит е фотополимеризирана за 20 сек с източник (Mini Led, Satelec, 1492 mW/cm²).



Фиг. 23.



Фиг. 24.

Финиране, артикулиране, полиране

Осъществявано е чрез Sof Lex Discs and Brushes – 3MESPE Dental Products.

Регистриране на базови данни за оценка на износоустойчивостта на композиционите obturации

- Снемане на сегментен силиконов отпечатък

Използван е адитивен силикон – Vinylbest Vinylight (BMS Italy) (фиг. 25). Приложена е еднофазова двуслойна техника (фиг. 26).



Фиг. 25.



Фиг. 26.

- Отливане на модел от синтетичен IV клас твърд гипс (фиг. 27) и маркиране на контролни реперни точки (фиг. 28).

Върху оклузалната повърхност на obturирания зъб вестибуларно и лингвално се маркират реперни точки прилежащи, но несъвпадащи с границите на obturацията.



Фиг. 27.



Фиг. 28.

Целта на реперните точки е да послужат за изграждане на матрица за точно възпроизвеждане на същите маркери върху контролните гипсови модели. Така ще се осъществи измерване в една и съща зона и ще се установи обективно изтриването на обтурацията след 6 и 12 месеца функция in vivo.

- **Създаване на оригинална матрица за точно възпроизвеждане на контролни реперни точки.**

Използвана е твърда полипропиленова плака (фиг. 29) за термовакуумно оформяне (фиг. 30) на оклузални зъбни шини с дебелина 1,5 мм. Оформената матрица стига до екваторите на зъбите носители (фиг. 31).



Фиг. 29.



Фиг.30.

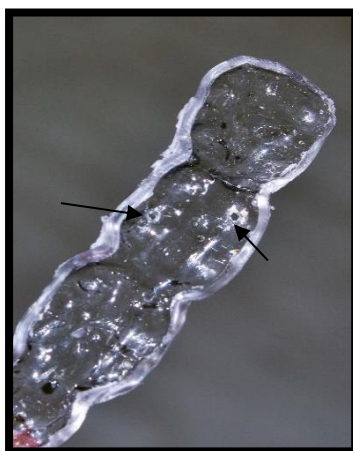


Фиг. 31.

С помощта на фрез апарат (фиг. 32) са създадени микро отвори в мястото на маркираните реперни точки (фиг. 33). Използвана е метална фреза с диаметър 0,5 мм (фиг.34)



Фиг. 32



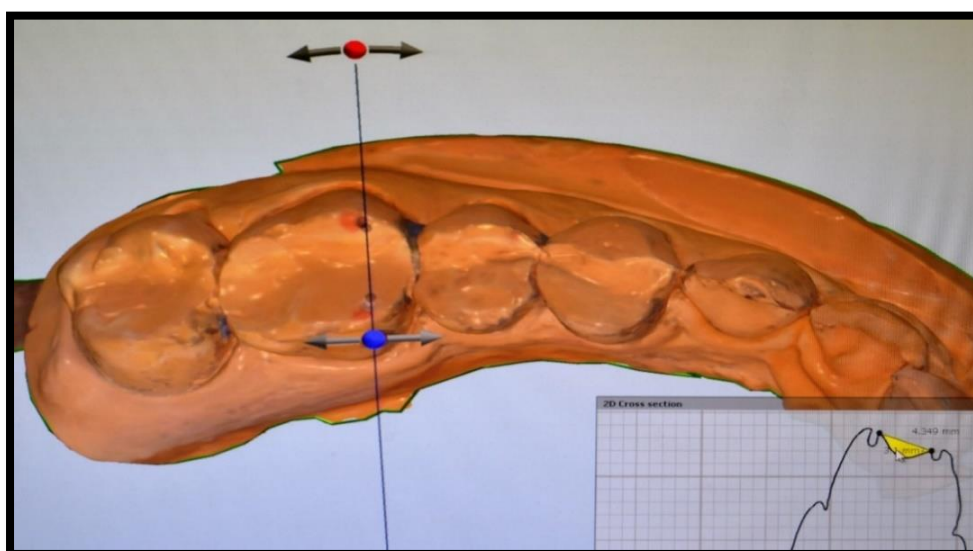
Фиг. 33



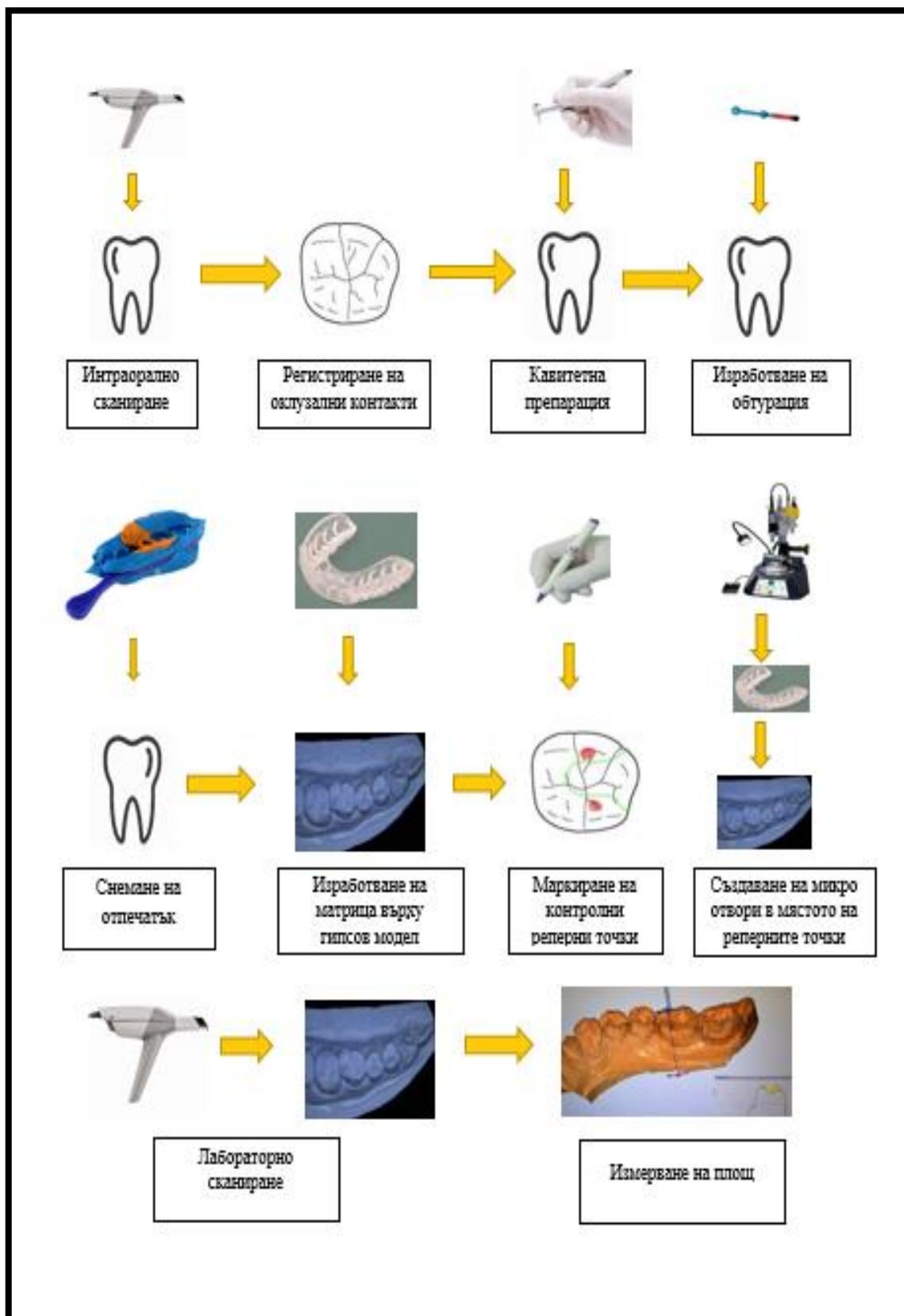
Фиг. 34

- **Дигитално лабораторно сканиране на зъба с изработената obturation чрез 3 Shape Trios.**

Измерване на площ, ограничена от оклузалната повърхност на аксиален срез на изработената obturation и диагонал, свързващ контролни реперни точки чрез CAD модула на CAD-CAM софтуер (фиг. 35).



Фиг. 35.



Фиг. 36. Схематично представяне на етапите на клиничното изследване.

Контролни прегледи: 6 месец (09. 2017 г.), 12 месец (03. 2018 г.)

Провеждат се в кабинета по дентална медицина.

- **Клинична оценка на възстановяванията**

Всички obturации са оценени чрез модифицираните критерии на Ryge и Cvar, известни като USPHS. За всеки един от тези критерии, Алфа (А) обозначава висока степен на одобрение за клинично приложени, докато Bravo (В) и Чарли (С) изразяват прогресивно намаляване на степента на одобрение.

- **Оценка на износоустойчивостта на директните възстановявания от композиционен материал.**

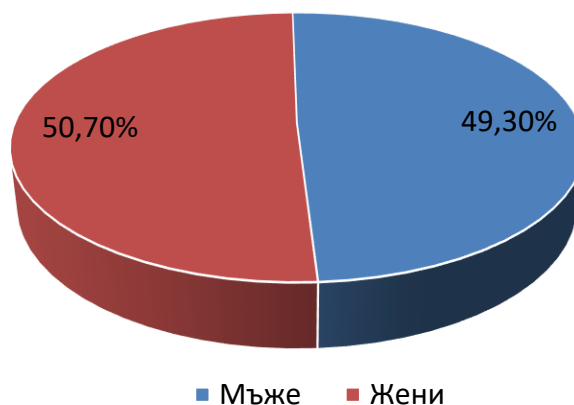
1. Снемане на еднофазов двуслоен сегментен силиконов отпечатък.
2. Отливане на модел от синтетичен IV клас твърд гипс.
3. Пренасяне на контролните реперни точки чрез създадената матрица върху гипсовия модел.
4. Дигитално лабораторно сканиране на зъба с изработената obturация чрез 3Shape Trios.
5. Измерване на площ, ограничена от оклузалната повърхност на аксиален срез на изработената obturация и диагонал, свързващ контролни реперни точки чрез CAD модула на CAD-CAM софтуер.
6. Сравняване на измерените площи на шестия и дванадесетия месец с първоначалните стойности и отчитане на разлика.

V. СОБСТВЕНИ РЕЗУЛТАТИ И ОБСЪЖДАНЕ

Задача 1: Проучване на мнението на лекари по дентална медицина относно приложението на различни видове възстановявания за лечение на кариозни лезии в дисталната област при пациенти с бруксизъм.

Разпределение на резултатите по пол

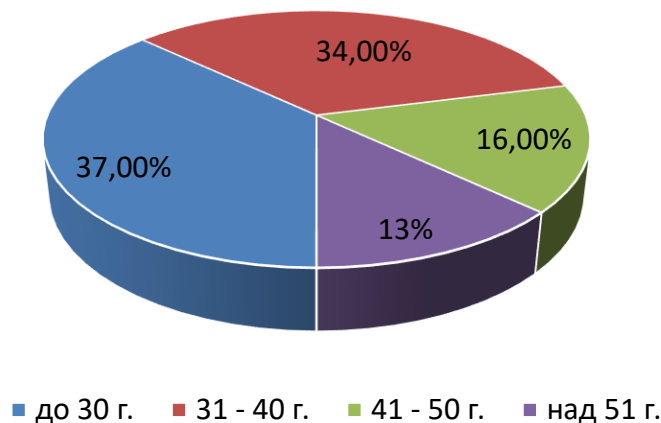
От анкетираните лекари по дентална медицина 50,7% са жени, 49,3% са мъже (диагр. 1).



Диаграма 1. Процентно разпределение на изследваните лица по пол

Разпределение на резултатите по възраст

Прави впечатление големият брой на колегите до 30 годишна възраст (37%), което вероятно се дължи на електронния начин на провеждане на анкетата. На възраст между 31-40 г. са 34%, 16% от анкетираните са в диапазона 41-50 г. Най-малко са лекарите по Дентална медицина на възраст над 51 г. взели участие в анкетното проучване, съответно 13% от общо анкетираните лица (диагр. 2).



Диаграма 2. Процентно разпределение на изследваните лица по възраст

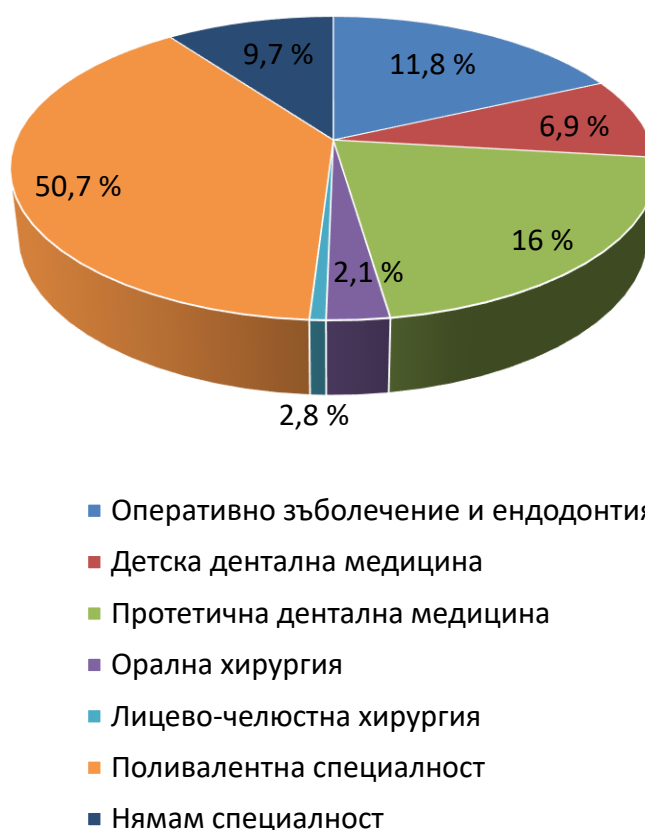
За целта на анкетното проучване е важно да се установи възрастово-половото разпределение на участниците. Изчисленият критерий на Колмогоров-Смирнов, посредством извършения дисперсионен анализ доказва нулевата хипотеза, че няма изразена зависимост между съответна възрастова група и пол на анкетираните, $P > 0.05$ /Sig. = 0.298 (табл. 8). Този резултат ни дава основание в определени случаи на анализа да бъдат сравнени сборните данни за двата пола на ниво резултативни признаци.

Таблица 8. Възрастова-полова структура на изследваните лица.

Пол	Мъже		Жени		Общо					F	P
	N	%	N	%	N	%	Mean	SD±SE			
До 30 г.	24	33,8%	28	38,4%	52	36,1%	1,54	0,503	0,070	1,24	0,298
От 31 до 40 г.	27	38,0%	22	30,1%	49	34,0%	1,45	0,503	0,072		
От 41 до 50 г.	8	11,3%	15	20,5%	23	16,0%	1,65	0,487	0,102		
Над 51 г.	12	16,9%	8	11,0%	20	13,9%	1,40	0,503	0,112		
Всичко	71	100,00	73	100,00	144	100,00	1,51	0,502	0,042		

Разпределение на резултатите по специалност

Близо половината дентални лекари (50,7%) са с поливалентна специалност. Най-малък е броят на анкетираните със специалност Лицево-челюстна хирургия (2,8%) и Орална хирургия (2,1%). Анкетираните колеги специалисти по Протетична дентална медицина са 16%, специалисти по Оперативно зъболечение и ендодонтия са 11,8%. Лекарите по Детска Дентална медицина са 6,9%. 9,7% от анкетираните нямат специалност (диагр. 3).



Диаграма 3. Процентно разпределение на изследваните лица по специалност

Таблица 9 показва, че половата структура на изследваните лица е свързана със съответна специалност. Този аспект се доказва с непараметричния анализ, критерия на съгласие на Пирсън, където се потвърждава алтернативната хипотеза, че профила на съответна

професионална специалност е в изразена зависимост с пола на изследваните лица – $\chi^2 = 99.87$ ($P < 0.05$). Специалностите ОЗЕ и ДДМ се предпочитат от жени докато в ПДМ и Поливалентна дентална медицина доминират мъже.

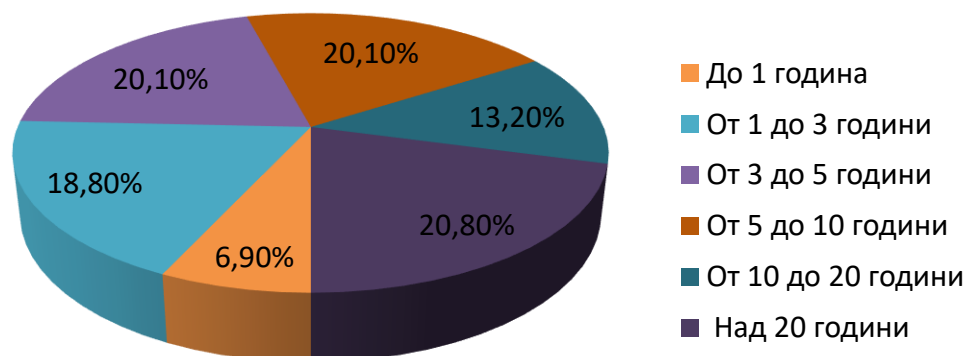
Таблица 9. Структура на изследваните лица по специалност и по пол.

Специалност	Пол				Общо						
	Мъже		Жени		N	%	Mean	SD	SE	F	P
	N	%	N	%							
Оперативно зъболечение и ендодонтия	3	4,2	14	19,2	17	11,8	1,82	0,39	0,09	3,27	0,005
Детска дентална медицина	3	4,2	7	9,6	10	6,9	1,70	0,05	0,15		
Протетична дентална медицина	16	22,5	7	9,6	23	16	1,30	0,47	0,10		
Орална хирургия	3	4,2	-	-	3	2,1	1,00	0,00	0,00		
Лицево-челюстна хирургия	1	1,4	3	4,1	4	2,8	1,75	0,50	0,25		
Поливалентна дентална медицина	40	56,3	33	45,2	73	50,7	1,45	0,50	0,06		
Без специалност	5	7	9	12,3	14	9,7	1,64	0,49	0,13		
Общо	71	100	73	100	144	100,00	1,51	0,50	0,04		

Разпределение на резултатите по трудов стаж

Най-голям е броят на колегите с трудов стаж над 20 години (20,80%), следван от специалистите между 5 и 10 години (20,10%), със същия процент са и лицата с трудов стаж от 3 до 5 години (20,10%). Съответно с най-малък процент са лицата, които имат и най-малко трудов стаж до 1 година (6,90%) и лицата с трудов стаж от 10 до 20

години. Трудов стаж между 1-3 години имат 18,8% от анкетиранията лица (диагр. 4).

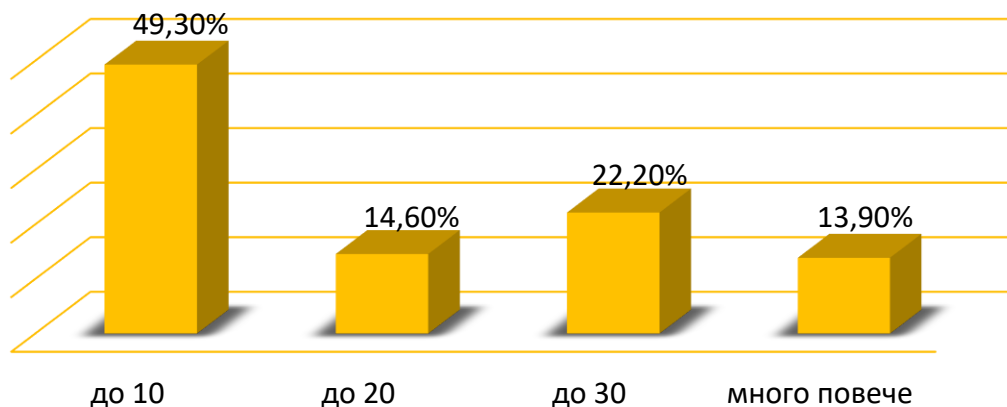


Диаграма 4. Процентно разпределение на изследваните лица по трудов стаж

Трудовият стаж при изследваните лица е в изразена статистическа зависимост само при факториалния признак „възраст“. Очаквано трудовият стаж съвпада с възрастта на изследваните лица. Чрез непараметричния анализ и критерия на съгласие на Пирсън се потвърждава нулевата хипотеза, че трудовият стаж не е в статистическа зависимост, спрямо пола и специалността на изследваните лица ($\chi^2 = 37.77$ /Sig.=1,84/).

Разпределение на резултатите по брой пациенти с бруксизъм лекувани годишно

Близо половината от анкетиранията колеги съобщават, че лекуват до 10 пациенти с бруксизъм годишно. До 30 пациенти с бруксизъм годишно се срещат в практиката на 22,2 % от лекарите по дентална медицина. Около 14 % от колегите определят броя на тези пациенти като „много повече“. До 20 е броят на пациентите с бруксизъм годишно според 14,6 % от анкетиранията (диагр. 5).

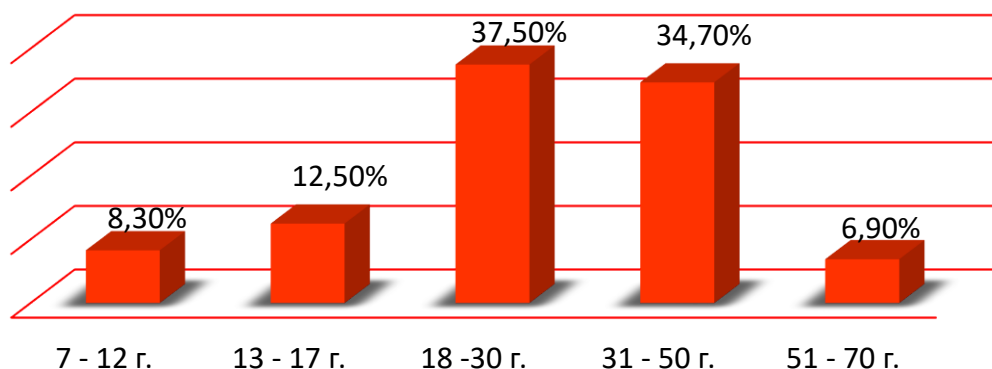


Диаграма 5. Процентно разпределение на изследваните лица по брой пациенти с парафункции (бруксизъм, бруксомания) лекувани годишно

Резултатите показват, че пациенти с екстремни оклузални сили са често срещани в практиката на ЛДМ. Те са предизвикателство в ежедневната работа, както по отношение на зъбното изтриване и преките му усложнения, така и в избора на метод за лечение на кариесни дефекти на зъби с абразия.

Разпределение на резултатите по възраст на пациентите с бруксизъм

Приблизително 40% от лекарите по дентална медицина посочват възрастовата граница 18-30 години за пациентите с бруксизъм, които лекуват. Голям е и дялът (34,7%) на колегите съобщили за пациенти между 31-50 години. В резултат на участието в анкетното проучване на лекари специалисти по детска дентална медицина става ясно разпределението на пациентите с бруксизъм в детска и юношеска възраст, където 12,5% имат пациенти с бруксизъм между 13 и 17 години, както и 8,3% от анкетираните лекуват пациенти с бруксизъм между 7-12 г. Най-малък е дялът на пациенти между 51-70 г, 6,9% от изследваните лица са потвърдили със своите отговори (диагр. 6).

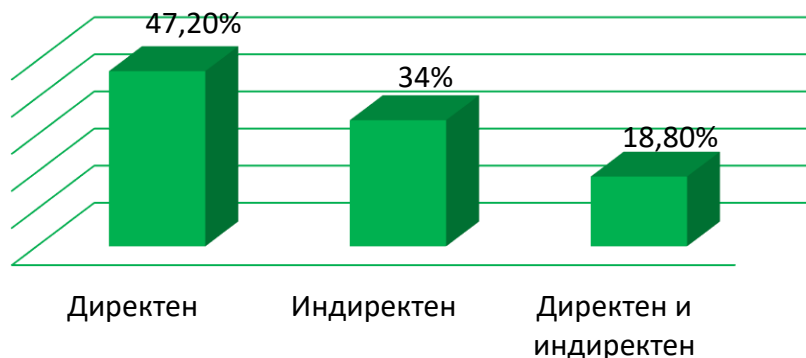


Диаграма 6. Процентно разпределение на изследваните лица по възраст на пациентите с бруксизъм

Резултатите показват обезпокоителна тенденция за „подмладяване“ на патологията и дори на нова нозология – „бруксизъм в детска възраст“. Данните поставят въпросителни за психосоматичните механизми на бруксизма при подрастващи и очертават нужда от проучвания върху нови форми за превенция при деца.

Разпределение на резултатите по предпочитан метод за лечение на кариес на дистални зъби при пациенти с бруксизъм

Близо половината от посочените отговори на въпроса: „Какъв метод за лечение на кариес на дистални зъби прилагате при пациенти с бруксизъм?“ е за директния метод на obturation. В 34% избраният отговор е индиректен метод за obturation, а в 18,8% е посочен комбинация от двата отговора „директен и индиректен“ (диагр. 7).



Диаграма 7. Процентно разпределение на изследваните лица по предпочитан метод за лечение на кариес на дистални зъби при пациенти с бруксизъм

Чрез непараметричния анализ и критерия на съгласие на Пирсън, се потвърди алтернативната хипотеза и се установи, че има статистически значима разлика между предпочитан метод на лечение при пациенти с бруксизъм и брой годишно лекувани пациенти с парафункции ($\chi^2 = 15,114/P < 0.05/$) (табл. 10).

Таблица 10. Процентно разпределение на изследваните лица по предпочитан метод на лечение на кариес при пациенти с бруксизъм и по брой пациенти с бруксизъм лекувани годишно.

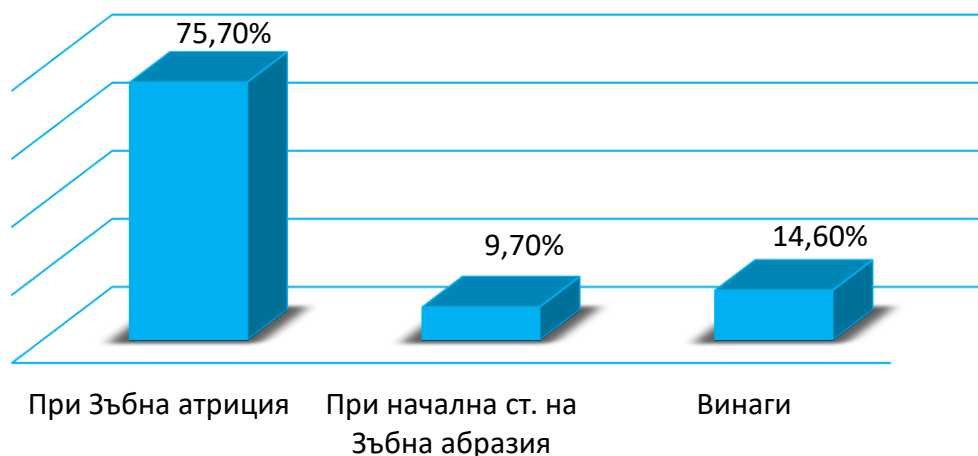
Брой на пациенти с парафункции	Метод на лечение			Общо
	Директен метод за obtуриране	Индиректен метод за obtуриране	Директен и индиректен метод	
до 10	58,8%	49,0%	25,9%	49,3%
до 20	22,1%	22,4%	22,2%	22,2%
до 30	13,2%	14,3%	18,5%	14,6%
Много повече	5,9%	14,3%	33,3%	13,9%

Може да се обобщи, че лекарите по дентална медицина, които лекуват до 10 пациенти с парафункции годишно предпочитат директен метод за лечение на кариес (58,8%). Тези, които съобщават за до 20 пациенти избират индиректно obtуриране в най-висок процент (22,4%). В лекарските практики, в които тези пациенти са до 30 и много повече, колегите прилагат в най-висок процент (18,5%; 33,5%) и двата метода на лечение. Логично е колегите с най-голям опит в лечението на пациенти с екстремни дъвкателни сили да имат селективен подход при избора на метод за лечение на зъбен кариес. Предполага се, че те са изградили добри клинични критерии при спазване на индикациите и контраиндикациите за директно и индиректно obtуриране. Прави впечатление, че при увеличаване на броя на пациентите с бруксизъм

годишно, ЛДМ избират индиректни методи, вероятно поради проблеми със счупени или паднали директни обтурации.

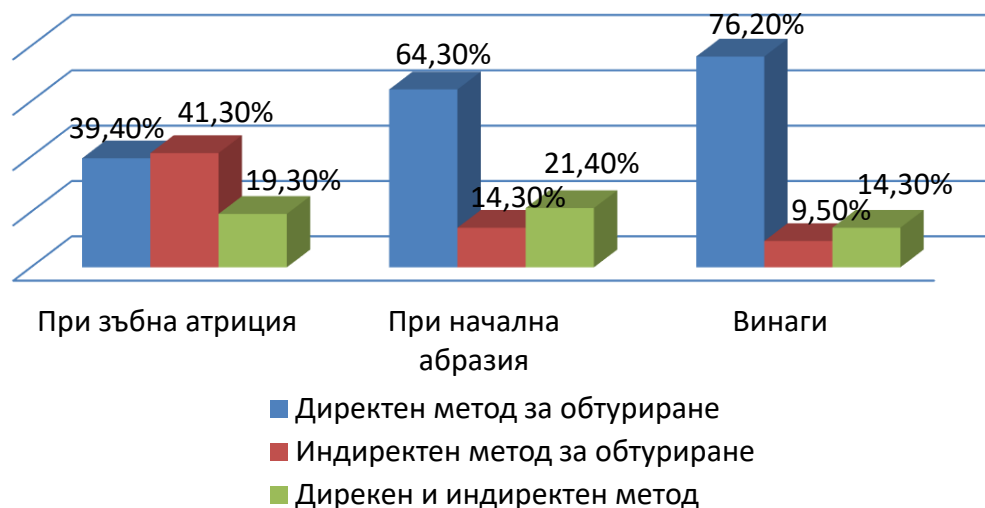
Разпределение на резултатите по приложение на директен метод за обтуриране при пациенти с бруксизъм

На въпроса: „Кога лекувате кариозни дефекти чрез директно обтуриране при пациенти с бруксизъм?“ Над 70% е дялът на отговорите „при зъбна атриция“, 9,7% за отговор „при начална степен на зъбна абразия“ а избраният отговор „винаги“ независимо от степента на зъбно изтриване е 14,6% (диагр. 8).



Диаграма 8. Процентно разпределение на изследваните лица по приложение на директен метод за обтуриране при пациенти с бруксизъм

Чрез непараметричния анализ и критерия на съгласие на Пирсън, се потвърди алтернативната хипотеза и се установи, че при признака предпочитан метод за обтуриране при лечение на пациенти с бруксизъм, има изразена статистическа значима разлика между приложението на директно обтуриране спрямо степента на зъбно изтриване ($\chi^2 = 13,278/P < 0.05/$).



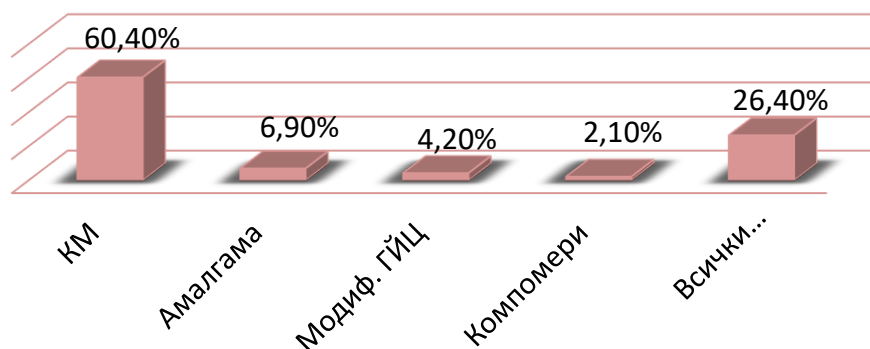
Диаграма 9. Процентно разпределение на изследваните лица по приложение на директен метод на лечение на кариес при пациенти с бруксизъм и предпочитан метод за лечение

От диагр. 9 можем да заключим, че очаквано колегите, които предпочитат индиректен метод за obtуриране при пациенти с бруксизъм прилагат в най-висок процент (41,3%) директно obtуриране само при зъбна атриция. Клиницистите, които предпочитат директен метод за obtуриране го прилагат винаги, независимо от степента на зъбно изтриване (76,2%).

Тези данни показват, че колегите с опит са оценили дълготрайния ефект на директните obtурации само при атриция.

Разпределение на резултатите по избор на материал за директни дистални възстановявания при пациенти с бруксизъм

При въпроса за избор на материал за директно възстановяване в дисталната област при пациенти с бруксизъм, 60,4% от отговорите са композиционни материали, 6,9 % дентална амалгама, модифицирани ГЙЦ са 4,2% от отговорите, компомери – 2,1%, а 26,4% са отговорили, че използват всички изброени материали в своята практика при пациенти с бруксизъм (диагр. 10).



Диаграма 10. Процентно разпределение на изследваните лица по избор на материал за директни дистални възстановявания при пациенти с бруксизъм

Чрез непараметричния анализ се потвърди нулевата хипотеза и се установи, че пола ($\chi^2 = 3,005$; $P > 0.05$), възрастта ($\chi^2 = 19,380$; $P > 0.05$), специалността ($\chi^2 = 16,691$; $P > 0.05$) и трудовият стаж ($\chi^2 = 30,828$; $P > 0.05$) на ЛДМ не оказват статистически значимо влияние върху избора на obturation материал.

Таблица 11. Процентно разпределение на изследваните лица по избор на материал за директни дистални възстановявания при пациенти с бруксизъм и специалност

Специалност	Предпочитан материал					Общо
	Композиционни материали	Амалгама	Модифицирани ГЙЦ	Компомери	Всичко изброено	
Оперативно зъболечение и ендодонтия	16,1%	-	-	-	7,9%	11,8%
Детска дентална медицина	8,0%	-	-	-	7,9%	6,9%
Протетична дентална медицина	13,8%	20,0%	-	-	23,7%	16,0%
Орална хирургия	2,3%	-	-	-	2,6%	2,1%
Лицево-челюстна хирургия	3,4%	-	-	-	2,6%	2,8%
Поливалентна дентална медицина	46,0%	80,0%	83,3%	66,7%	47,4%	50,7%
Без специалност	10,3%		16,7%	33,3%	7,9%	9,7%

От табл. 11 може да се обобщи, че композиционните материали са най-предпочитани за работа на първо място при поливалентните специалисти 46%, последвани от ОЗЕ специалистите с 16,1% и ПДМ с 13,8%. Амалгамата като избран материал е посочена само при две от специалностите – поливалентна 80% и ПДМ 20%. Модифицираните ГЙЦ се използват аналогично, както амалгамата, само при две от специалностите поливалентна в 83,3% и без специалност в 16,7%. Аналогичен е резултатът при компомерите, където поливалентните специалисти го използват в 66,7%, а без специалност в 33,3% от случаите.

Таблица 12. Процентно разпределение на изследваните лица по предпочитан материал при лечение на пациенти с бруксизъм и общ трудов стаж.

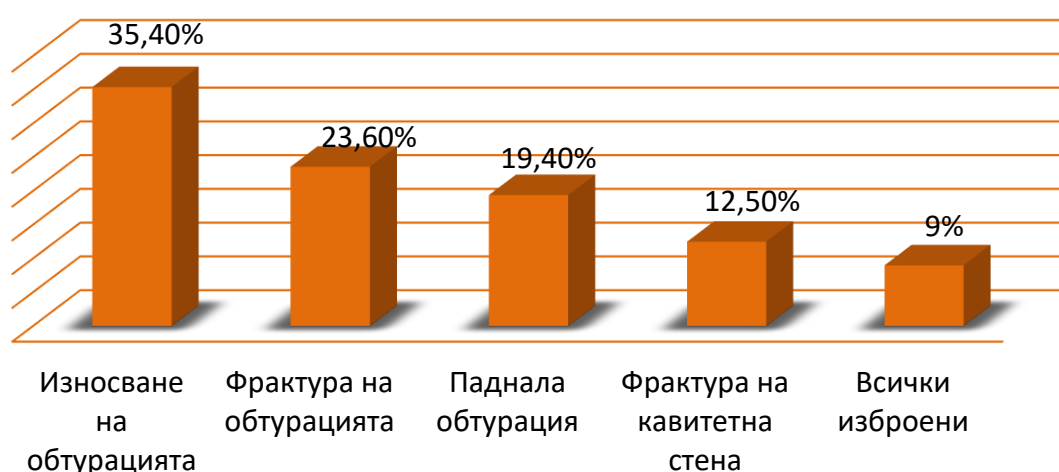
Трудов стаж	Предпочитан материал					Общо
	Композиционни материали	Амалгама	Модифицирани ГЙЦ	Компомери	Всичко изброено	
До 1 година	10,3%	-	-	-	2,6%	6,9%
От 1 до 3 години	19,5%	10,0%	-	33,3%	21,1%	18,8%
От 3 до 5 години	19,5%	40,0%	66,7%	33,3%	7,9%	20,1%
От 5 до 10 години	25,3%	-	-	33,3%	15,8%	20,1%
От 10 до 20 години	8,0%	20,0%	16,7%	-	23,7%	13,2%
Над 20 години	17,2%	30,0%	16,7%	-	28,9%	20,8%

В табл. 12 се вижда, че композиционните материали се избират за работа най-често от ЛДМ със стаж до 10 години (25,3%). Младите колеги (тр. стаж до 5 год.) предпочитат амалгама (40,0%) и модифицирани ГЙЦ (66,7%). Интересен е избора на неестетичната амалгама сред тази група, дори надвишаващ предпочитанията на колегите с голям стаж. Популярността на ДА сред младите

клиницисти вероятно се дължи на стриктно спазване на индикациите на obtуровъчните материали в условия на екстремни дъвкателни сили. Липсата на достатъчен клиничен опит при тях налага предпазлив и конвенционален избор на obtурационен материал при тези пациенти. Учудващ е избора на модифицирани с пластмаса ГЙЦ за obtуриране на кариесни дефекти при бруксизъм. Резултатът при компомерите е равен при три от специалистите с тр. стаж от 1 до 3, от 3 до 5 и от 5 до 10 години в 33,3%.

Разпределение на резултатите относно най-чести усложнения наблюдавани след директно obtуриране на дистални кариозни дефекти при пациенти с бруксизъм

Относно усложненията, наблюдавани при възстановяванията на пациенти с бруксизъм, 35,4% от посочените отговори визират износване на obtурацията, 23,6% - фрактура на obtурацията, 19,4% - паднала obtурация, 12,5% - фрактура на кавитетна стена. Най-малък е процентът на отговорите, отнасящи се до всички изброени, 9% (диагр.11).



Диаграма 11. Процентно разпределение на изследваните лица по най-чести усложнения наблюдавани след директно obtуриране на дистални кариозни дефекти при пациенти с бруксизъм

Чрез непараметричния анализ, се потвърди нулевата хипотеза и се установи, че пола ($\chi^2 = 4.059$; $P > 0.05$), възрастта ($\chi^2 = 18.264$; $P > 0.05$), специалността ($\chi^2 = 22.850$; $P > 0.05$) и трудовият стаж ($\chi^2 = 28.47$; $P > 0.05$) на ЛДМ не оказват статистически значимо влияние върху най-честите усложнения наблюдавани след директно obtуриране на дистални кариозни лезии при пациенти с бруксизъм .

Интерес представлява взаимосвързката между признаците „усложнения след директно obtуриране“, „приложение на директния метод,“ и „предпочитан материал за директно obtуриране“.

Клиницистите, които прилагат директен метод за obtуриране при зъбна атриция, като най-чести усложнения наблюдават износване и фрактура на obtурацията (82,4%). Тези, които obtурират директно при начална степен на абразия съобщават предимно за фрактура на кавитетна стена (16,7%) и паднала obtурация (14,3%). Когато прилагат директно obtуриране независимо от степента на изтриване на зъбните тъкани денталните медици по-често наблюдават всички посочени усложнения (табл. 13).

Таблица 13. Процентно разпределение на изследваните лица по най-чести усложнения при лечение на пациенти с бруксизъм и приложение на директен метод.

Директно obtуриране	Усложнения					Общо
	Износване на obtурацията	Фрактура на obtурацията	Паднала obtурация	Фрактура на кавитетната стена	Всичко изброено	
При зъбна атриция	82,4%	82,4%	71,4%	66,7%	53,8%	75,7%
При начална зъбна абразия	3,9%	8,8%	14,3%	16,7%	15,4%	9,7%
Винаги	13,7%	8,8%	14,3%	16,7%	30,8%	14,6%

При анализа на връзката между прилаган обтурационен материал и типа на усложненията след лечение на зъбен кариес на пациенти с бруксизъм 53,8% от колегите, които предпочитат КМ за директно бтуриране съобщават, че срещат всички изброени усложнения. Паднала обтурация е най-честото усложнение (14,3%) за клиницисти прилагащи ДА (табл. 14).

Таблица 14. Процентно разпределение на изследваните лица по най-чести усложнения при лечение на пациенти с бруксизъм и предпочитан материал.

Предпочитан материал	Усложнения					Общо
	Износване на обтурацията	Фрактура на обтурацията	Паднала обтурация	Фрактура на кавитетната стена	Всичко изброено	
Композиционни материали	60,8%	61,8%	60,7%	61,1%	53,8%	60,4%
Амалгама	5,9%	2,9%	14,3%	11,1%		6,9%
Модифицирани ГИЦ	3,9%		3,6%	5,6%	15,4%	4,2%
Компомери	2,0%	2,9%	3,6%			2,1%
Всичко изброено	27,5%	32,4%	17,9%	22,2%	30,8%	26,4%

В специализираната научна литература не се откриват данни за провеждането на анкетни проучвания за мнението на лекари по дентална медицина относно приложението на различни видове възстановявания за лечение на кариозни лезии в дисталната област при пациенти с бруксизъм.

Вниманието е насочено към изследване на честотата (43, 93), етиологията (103, 105), диагностиката (115) и лечението (99) на парафункциите. Разпространението на бруксизма според възрастта на

пациентите, както и според вида – нощен (SB) или буден (AB) бруксизъм са обект на многобройни проучвания (52, 71, 72).

Описани са анкетни изследвания, в които се установява мнението на клиницистите по отношение възстановяването на загуба на ТЗТ в резултат на некариесни заболявания. Mulic и кол. (137) провеждат анкета сред лекарите по дентална медицина в Норвегия относно познанията им за диагностиката и лечението на ерозивни дентални лезии.

Изводи

1. Участващите в анкетното проучване клиницисти съобщават за пациенти с бруксизъм от всички възрастови групи посочени в анкетната карта, с временно, смесено и постоянно съзъбие.
2. Голям процент от анкетираните лекари по дентална медицина предпочитат да прилагат директно obtуриране, но се съобразяват със степента на изтриване на зъбните тъкани преди да пристъпят към приложението му.
3. Клиницистите с по-голям опит в лечението на пациенти с бруксизъм оценяват дълготрайния ефект на директните obtурации само при атриция.
4. КМ са предпочитан материал при директно obtуриране на кариеси при пациенти с бруксизъм.
5. Когато прилагат директно obtуриране независимо от степента на изтриване на зъбните тъкани денталните медици по-често наблюдават всички посочени усложнения.
6. Изборът на obtурационен материал и вида на усложненията, които се наблюдават след директно obtуриране не зависят от пола, възрастта, специалността и трудовия стаж на ЛДМ.

Задача 2: Проучване на биомеханичното поведение на I и II клас директни obtурации в условия на екстремни дъвкателни сили чрез 3D математическо моделиране по метода на крайните елементи.

Подзадача 2.1. Анализ на разпределението на напреженията в obtурациите, зъбните тъкани и граничните им повърхности при различни поколения композитни възстановявания и амалгама.

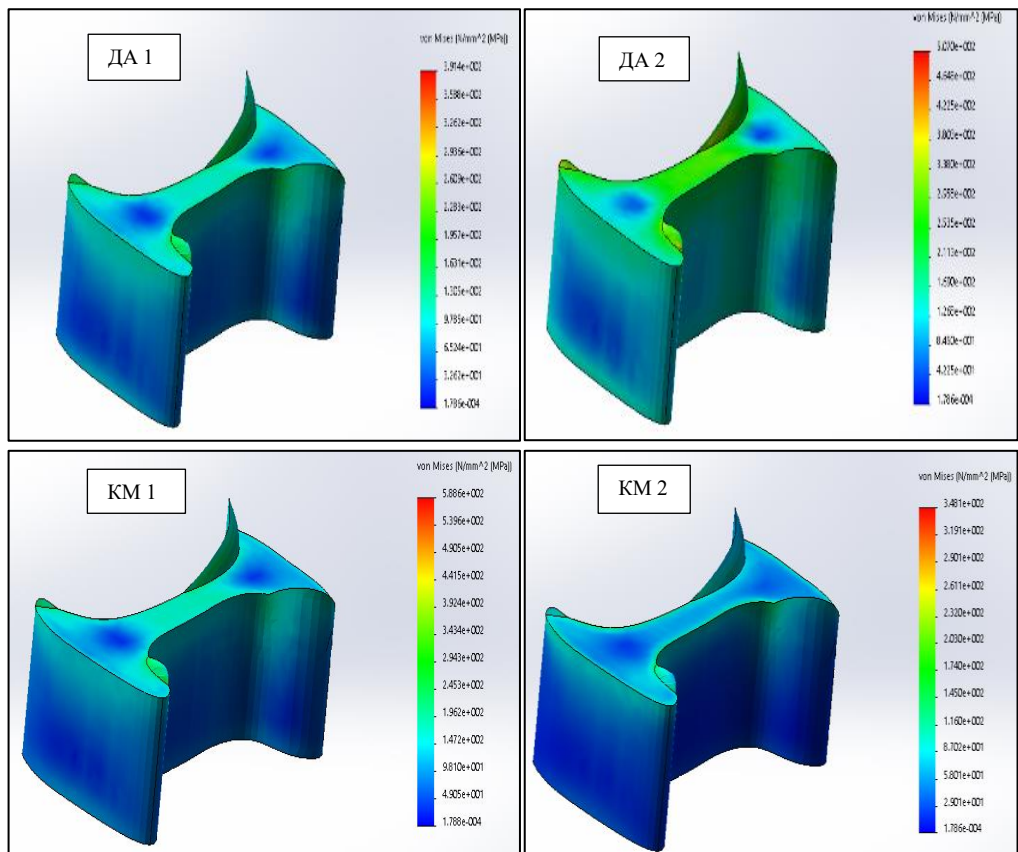
Собствени резултати и обсъждане

Поради големият брой емпирични данни от проведените 192 симулации на дъвкателно натоварване са избрани да бъдат представени само тези с екстремни дъвкателни натоварвания както в аксиална – 900 N, така и в коса – 600 N посока.

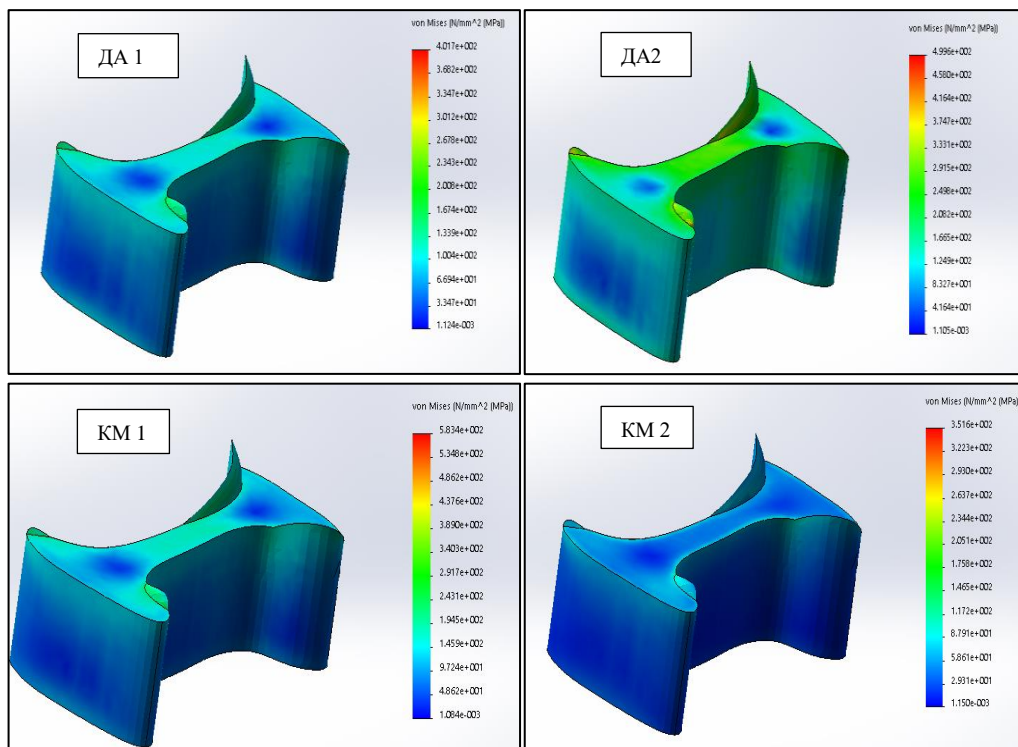
Разпределение на напреженията в obtурациите

Големината на напреженията в тази зона показва риска от фрактура, частична или тотална загуба на obtурация.

При трите I клас кавитетни конфигурации локализацията на максималните напрежения при аксиално (фиг. 37) и косо (фиг. 38) натоварване се визуализира основно в границите на obtурациите с ТЗТ и оклузалните им повърхности. По вътрешните стени на obtурациите се концентрират по-слаби напрежения. В симулационния модел на съвременна дентална амалгама (ДА2) наблюдаваме най-изявена концентрация на сили в сравнение с останалите obtуровъчни материали. При нея, най-големите напрежения се разпределят, както по външната оклузална повърхност, така и по вътрешните проксимални, букални и палатинални зони. Най-благоприятно е разпределението на напреженията при КМ2, съответстващ на Gradia Direct Posterior.

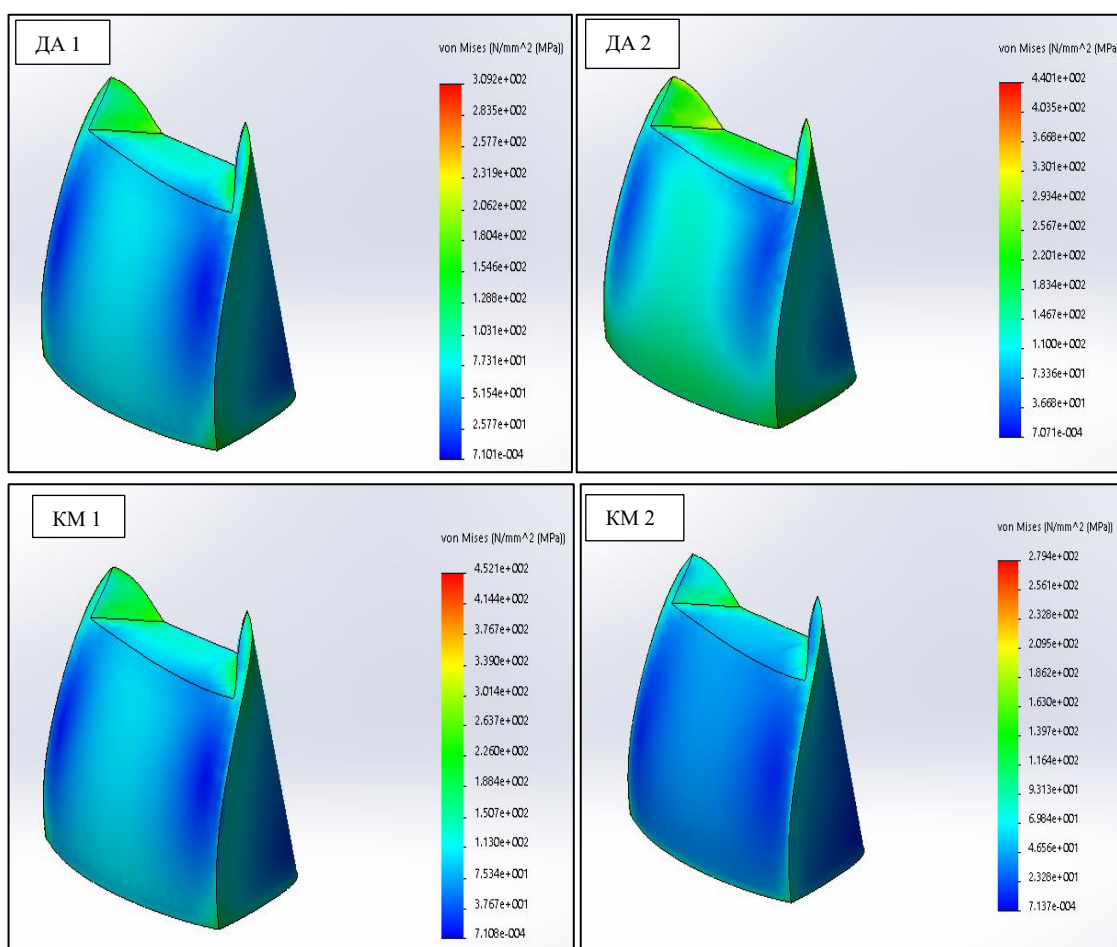


Фиг. 37. Модел А, 900N, аксиално натоварване

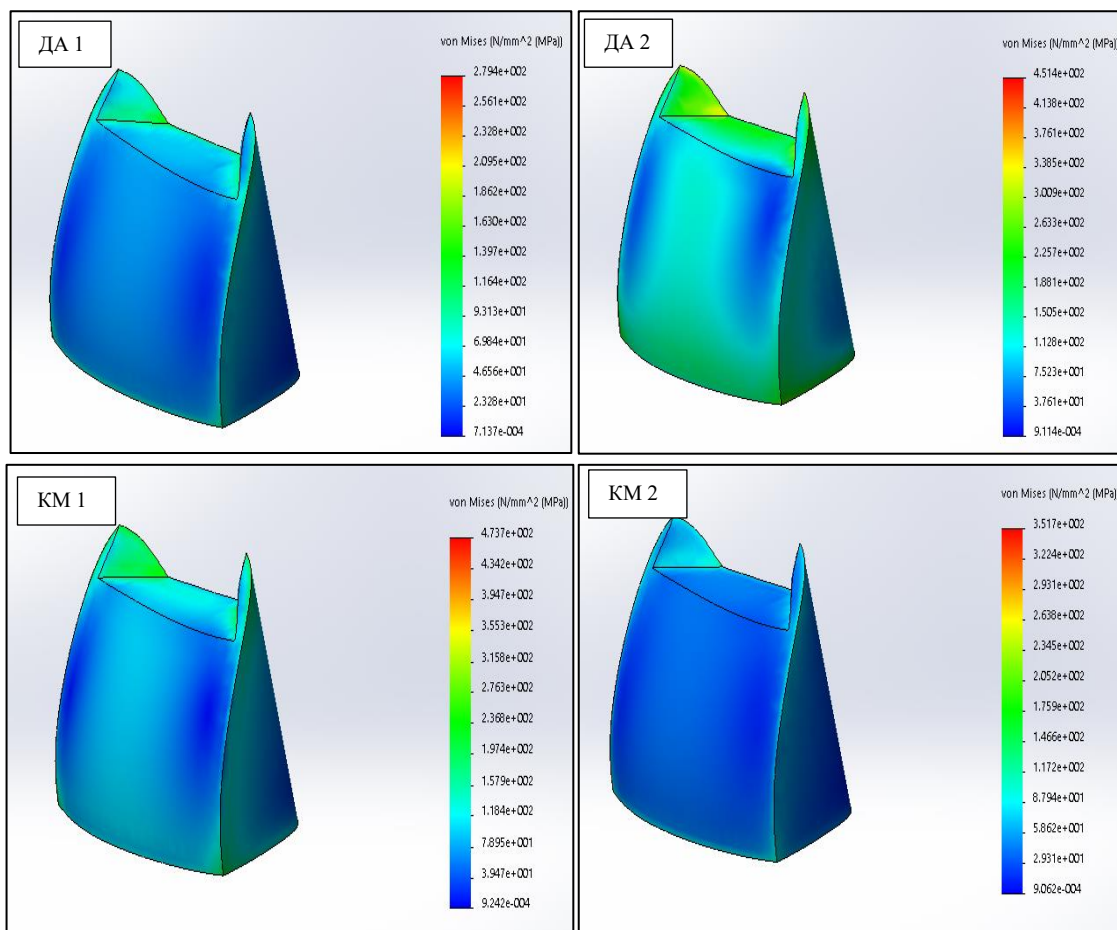


Фиг. 38. Модел А, 600N, косо натоварване

Моделите на представените конфигурации от типа на едностранен апроксимален II клас кавитет (фиг. 39, 40) показват, че концентрацията на напреженията е предимно в границите на obtурациите, както оклузалните, така и апроксималните. Място с концентрация на много напрежения е гингивалната основа на obtурацията. Това са очакваните проблемни зони при екстремни аксиални и коси натоварвания. Тенденцията в поведението на различните материали се запазва, както при моделите I клас.

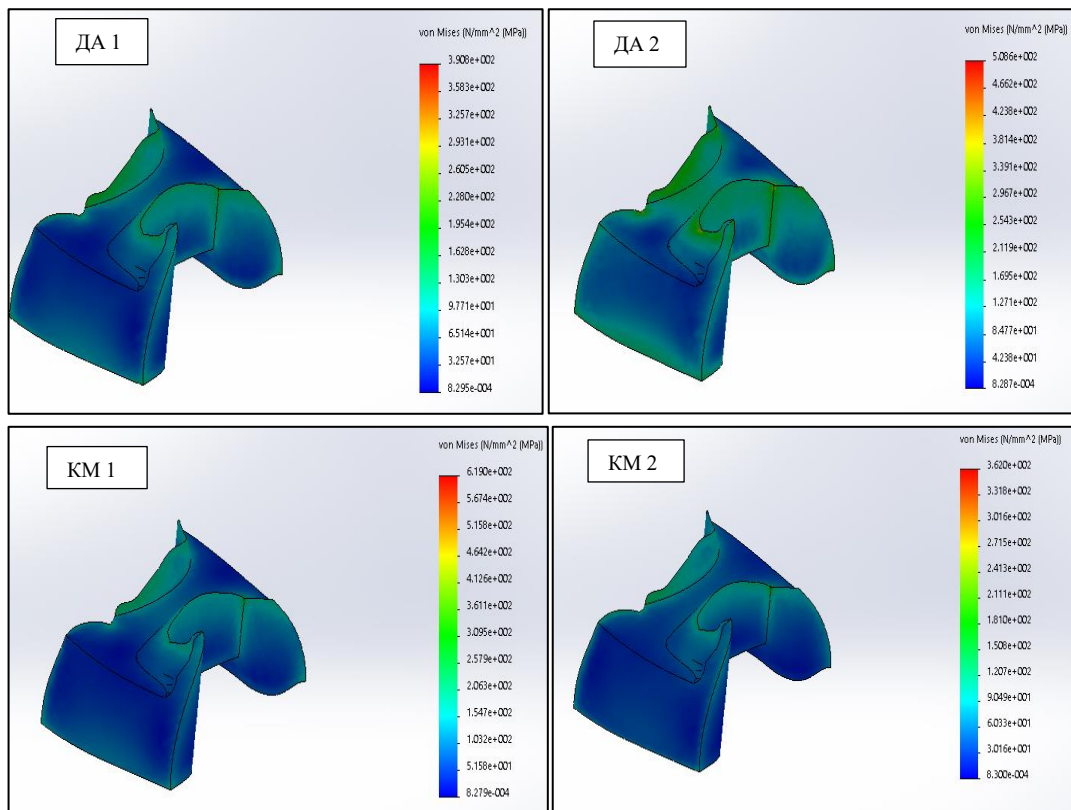


Фиг. 39. Модел B, 900N, аксиално натоварване

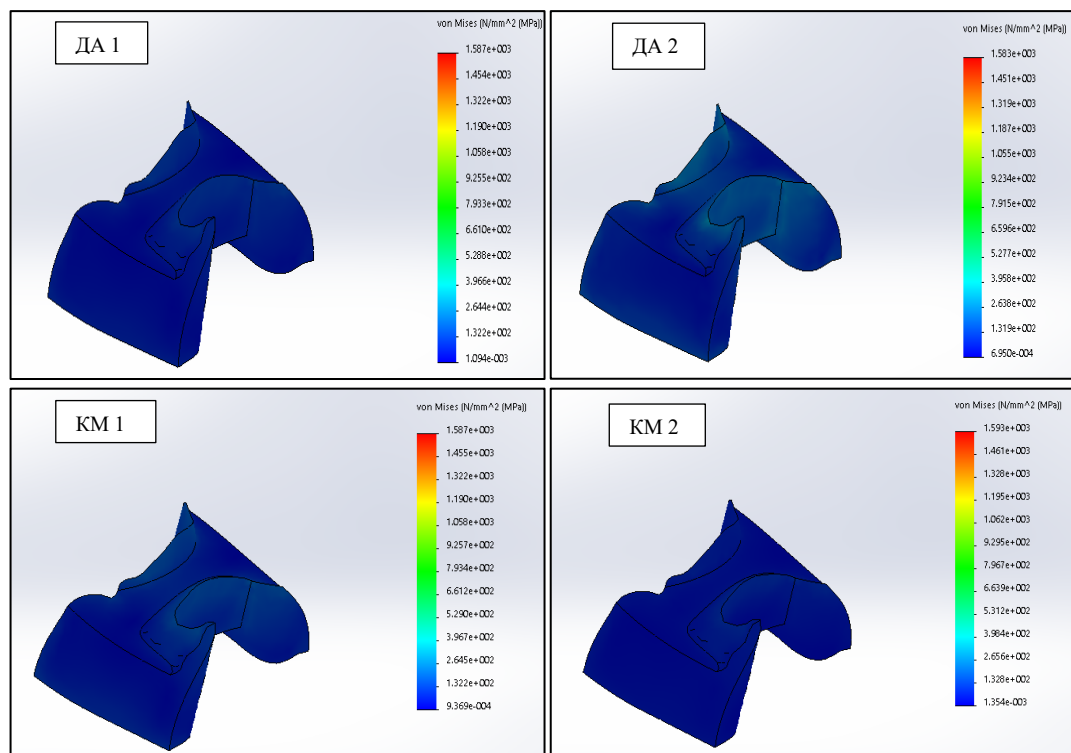


Фиг. 40. *Модел В, 600N, косо натоварване*

Представените кавитетни форми II клас MOD (фиг. 41, 42) показват много сходно разпределение на напреженията основно в границите с емайловите ръбове, аксиалните вътрешни стени и частично в гингивалната основа. Най-голямо е напрежението в гингивалната основа при обтурация от ДА2.



Фиг. 41. Модел С, 900N, аксиално натоварване

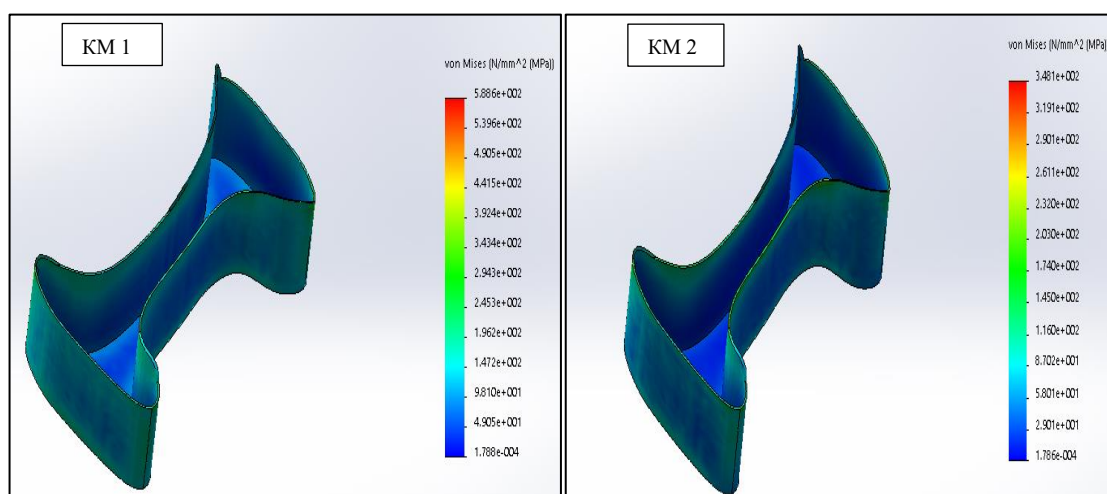


Фиг. 42. Модел С, 600N, косо натоварване

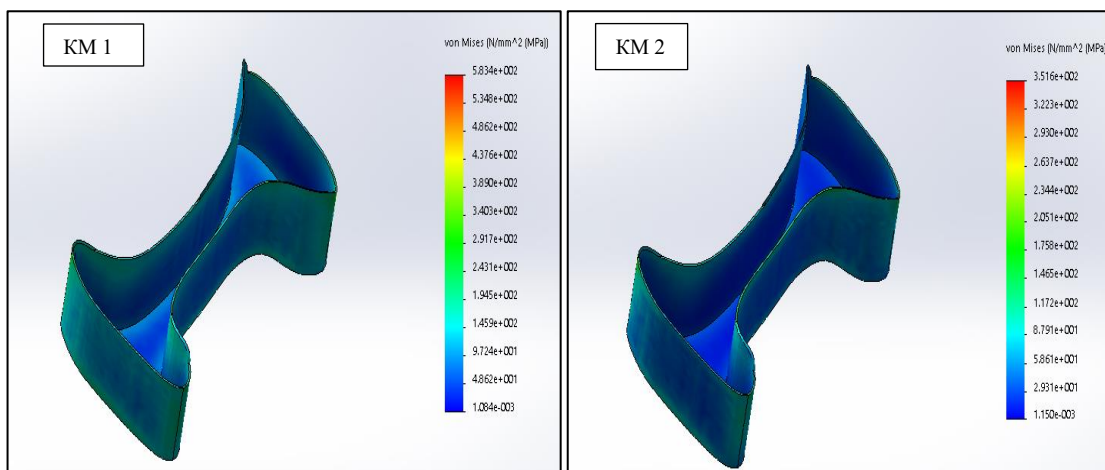
Локализацията на концентрация на напрежения в границите на obturациите и в гингивалната основа на obturацията показва очакваните проблемни зони в кавитетните стени и биоматериалите при екстремни аксиални и коси натоварвания. Според Romeed и кол. при косо натоварване се установяват по-големи стойности на концентрираните напрежения спрямо тези при аксиално натоварване (156). Това се потвърждава и от нашите резултати. Заключениета на Versluis, A. и кол. (180), които установяват най-големи напрежения в МОД obturации към прилежащите емайлови стени на кавитета се доказват и в проведеното от нас изследване. Концентрацията на сили в тези участъци създава проблеми с маргиналната адаптация.

Разпределение на напреженията в адхезивния слой при композитните obturации

Адхезивният слой е междинно звено. От една страна осъществява връзка с кавитетните стени, а от друга се интегрира с obturацията. Големината на напреженията в тази зона показва риска за разкъсването ѝ или концентрацията на напрежения в съседните области.



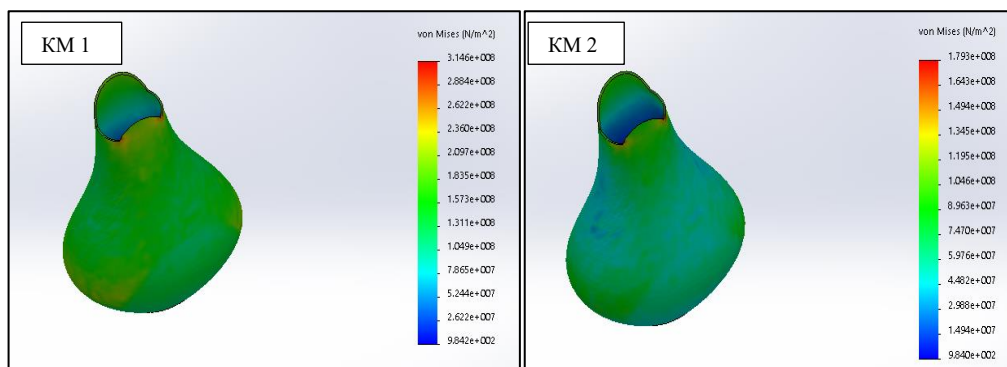
Фиг. 43. Модел А, 900N, аксиално натоварване



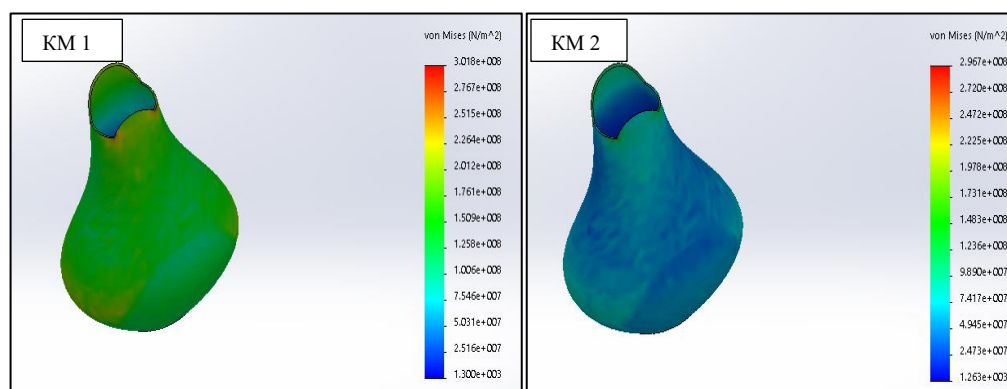
Фиг. 44. *Модел А, 600N, косо натоварване*

На фиг. 43, 44 са визуализирани локализациите на напреженията в адхезивния слой при модел А при аксиално и съответно косо натоварване.

Представените резултати на адхезивния слой при трите I клас кавитетни конфигурации показват локализиране на напрежения в по голяма степен по повърхностите насочени към ТЗТ предимно по оклузалните граници и вътрешните ъгли. Концентрация на напрежения има в областта на връзката с емайла. Същата зона е най-тясната част от кавитета. Разпределението на възникналите напрежения в тази област води до съсредоточаване на сили в най-широката част на кавитетната конфигурация. В участъците с концентрация на напрежения, превишаващи здравината на адхезивната връзка, съществува най-голям риск от разкъсване и формиране на цепнатина. Най-благоприятно разпределение на възникналите напрежения има при модел А2 (фиг. 45, 46), както по отношение на връзката с ТЗТ, така и спрямо интегрирането с КМ.

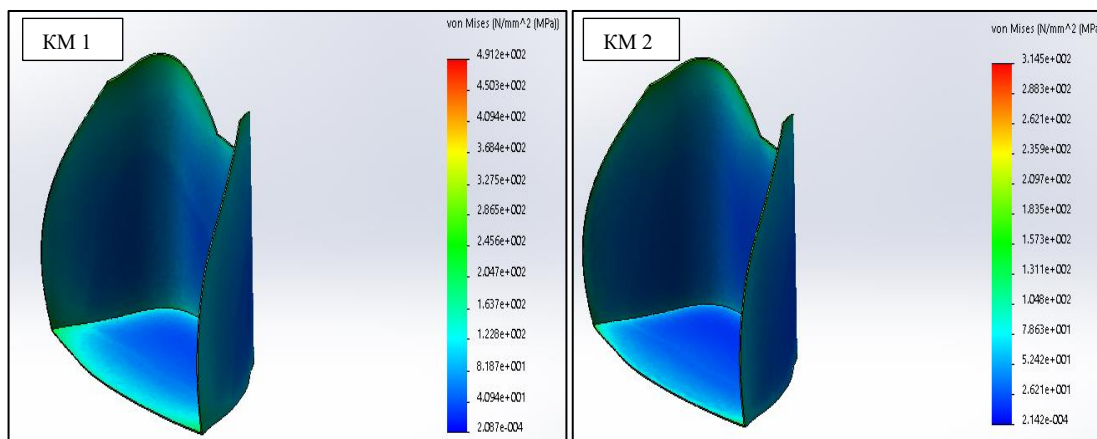


Фиг. 45. Модел А2, 900N, аксиално натоварване

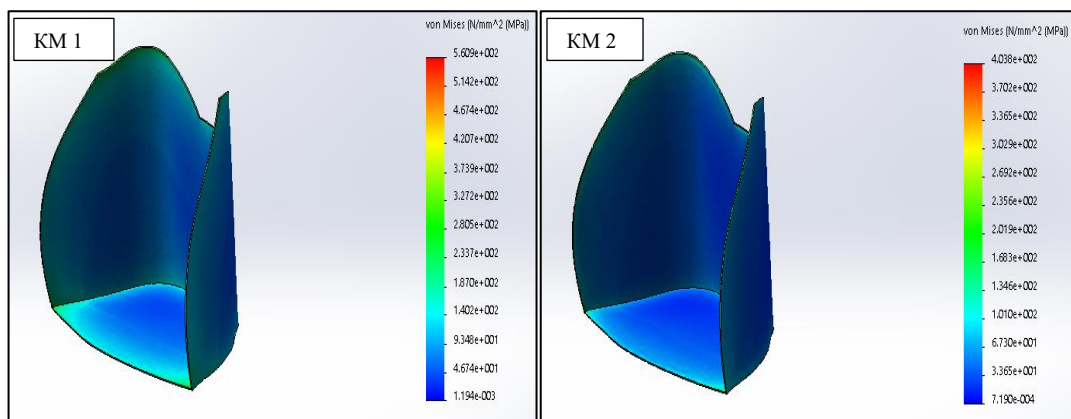


Фиг. 46. Модел А2, 600N, косо натоварване

Представените адхезивни слоеве на конфигурации от типа на едностранен апроксимален II клас кавитет показват, че концентрацията на напрежения е в областта на връзката със зъбните тъкани. Най-благоприятно разпределение на сили има при модел В1 (фиг.47, 48).

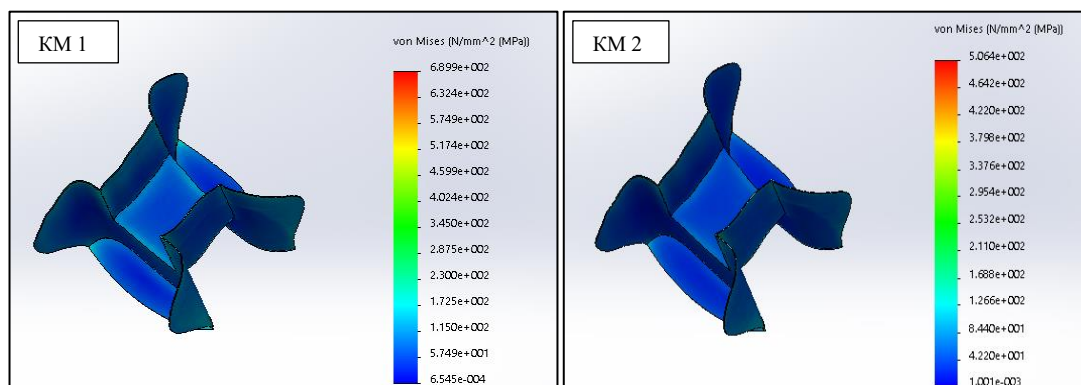


Фиг. 47. Модел В1, 900N, аксиално натоварване

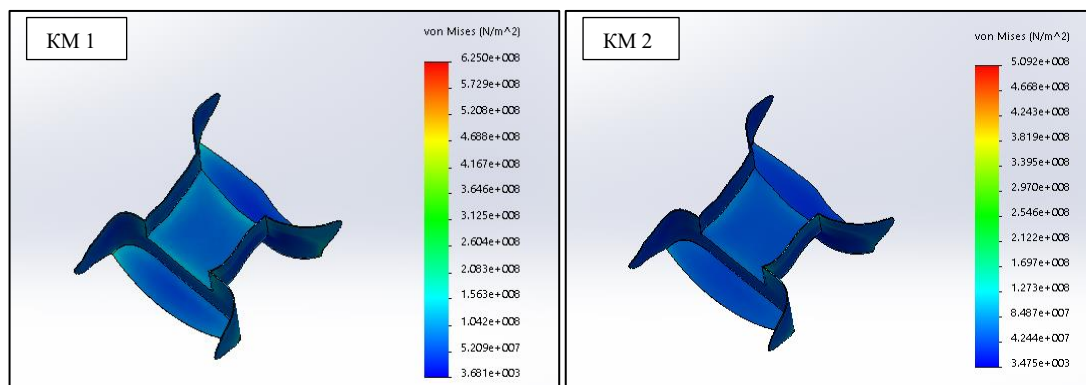


Фиг. 48. Модел B1, 600N, косо натоварване

Представените резултати за адхезивния слой на кавитетни форми II клас MOD демонстрират напрежения предимно по повърхността към ТЗТ. Сравнително по-ниски напрежения по вътрешните кавитетни стени се наблюдават при модел С1 (фиг. 49, 50). Най-големи напрежения се наблюдават по надпулпната стена към obturацията.



Фиг. 49. Модел С1, 900N, аксиално натоварване

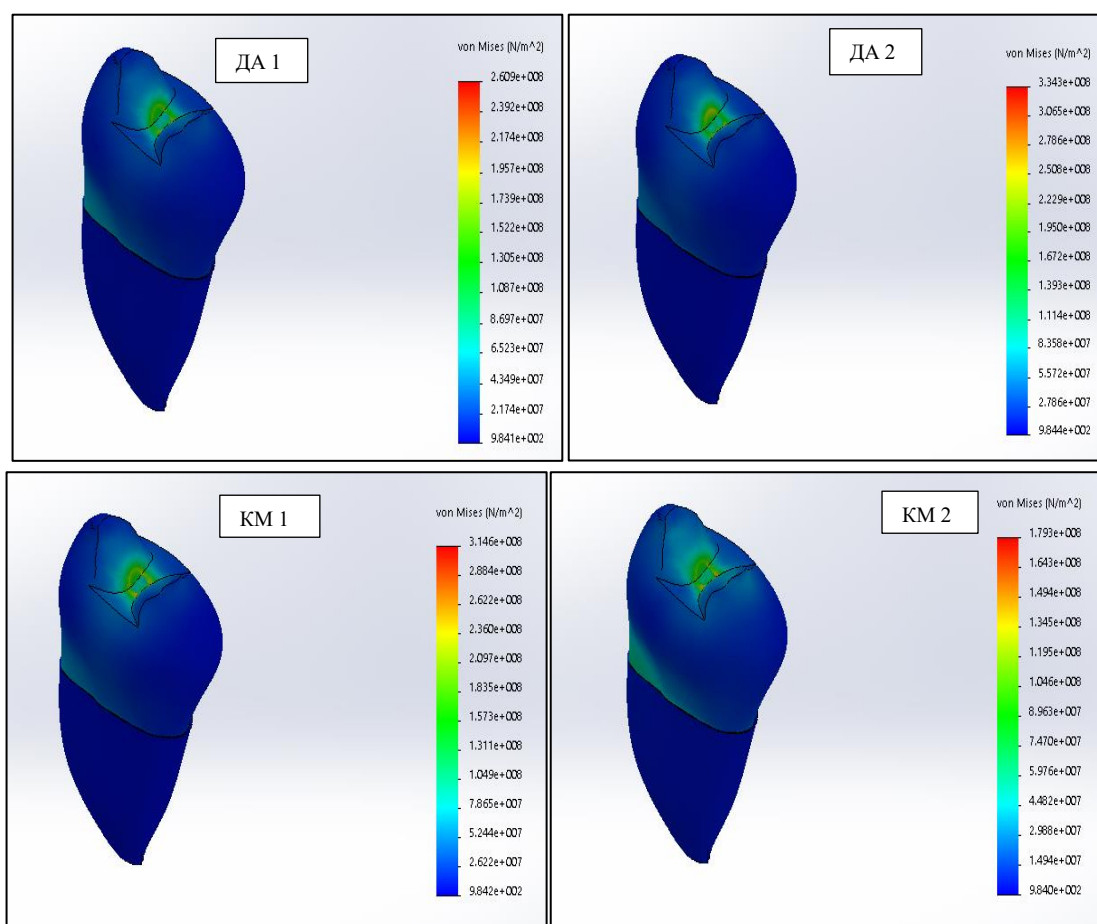


Фиг. 50. Модел С1, 600N, косо натоварване

Разпределение на напреженията в твърдите зъбни тъкани

Напреженията в зъбните тъкани са свързани с разпределението на напреженията в адхезивния слой и обтурацията.

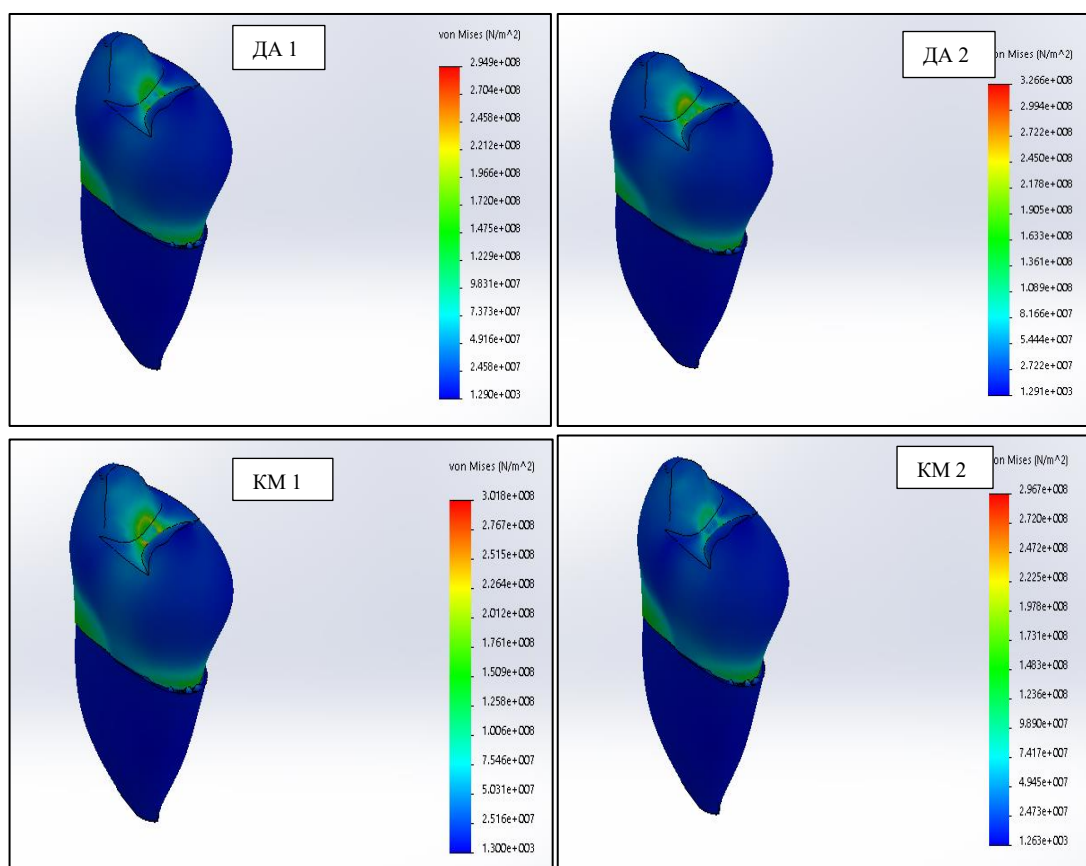
Представените резултати при трите I клас кавитетни конфигурации показват, локализация на напрежения в оклузалните граници с обтурациите, оклузалната трета на апроксималните повърхности и в палатиналната шиечна зона (емайло-цементовата връзка).



Фиг. 51. Модел А2, 900N, аксиално натоварване

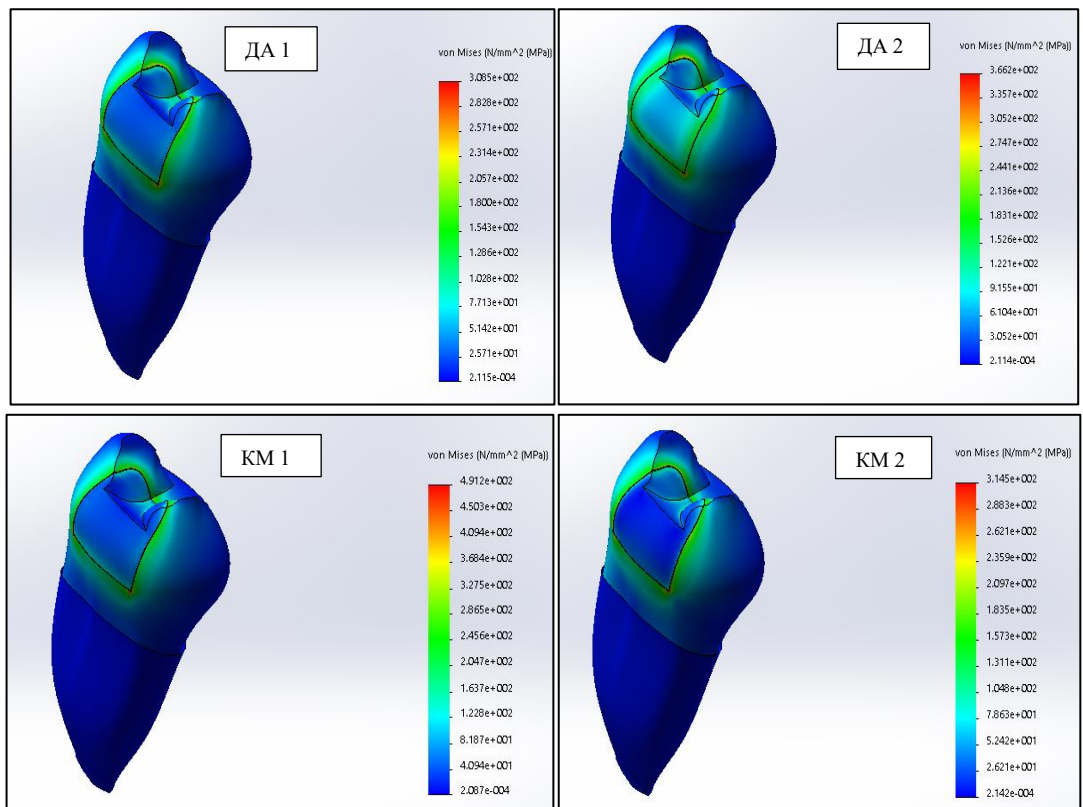
При косо натоварване концентрирането на напрежения в палатиналната шиечна зона е значително по-изразено. При модел А1 апроксимално се ангажира по широко цялата повърхност. Най-неблагоприятно концентриране на напрежения в ТЗТ се наблюдава

при модел А2 (фиг. 51, 52), тъй като аксиалното натоварване предизвиква напрежения по границите с обтурациите в централната фисура, а когато натоварването е с коса посока концентрацията на напреженията освен по оклузалната повърхност и букалната шиечна зона, се наблюдава и по палатиналната емаило-цементова връзка.

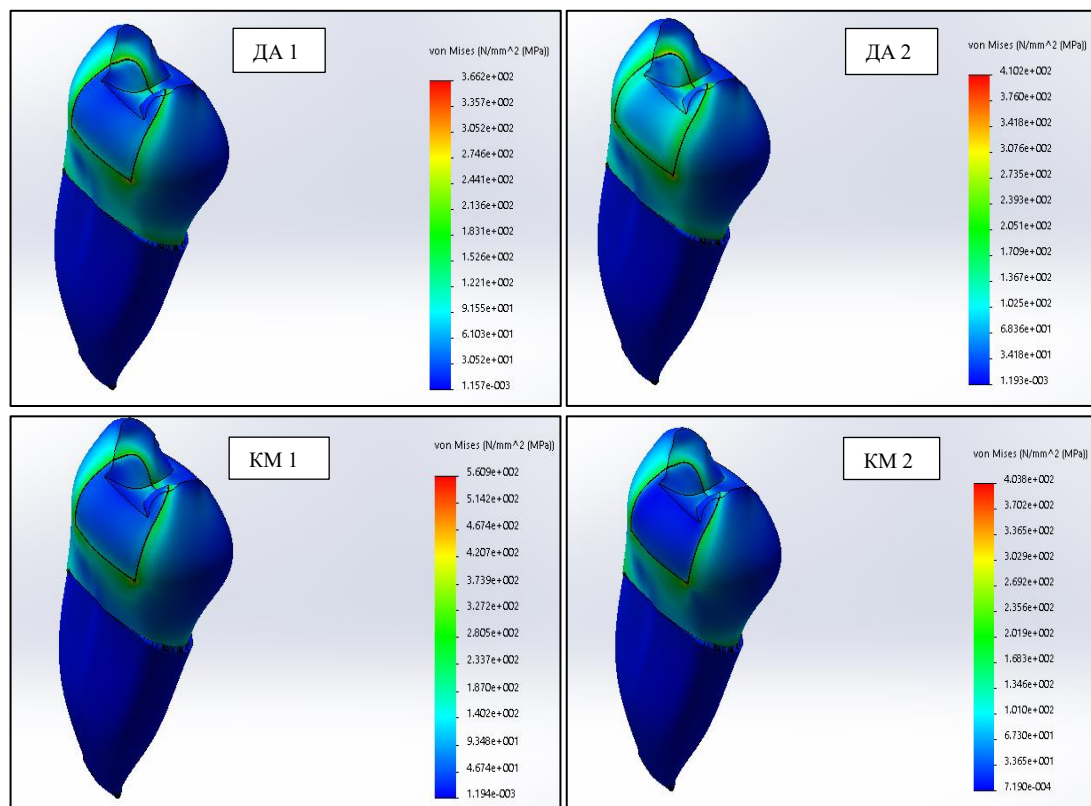


Фиг. 52. Модел А2, 600N, косо натоварване

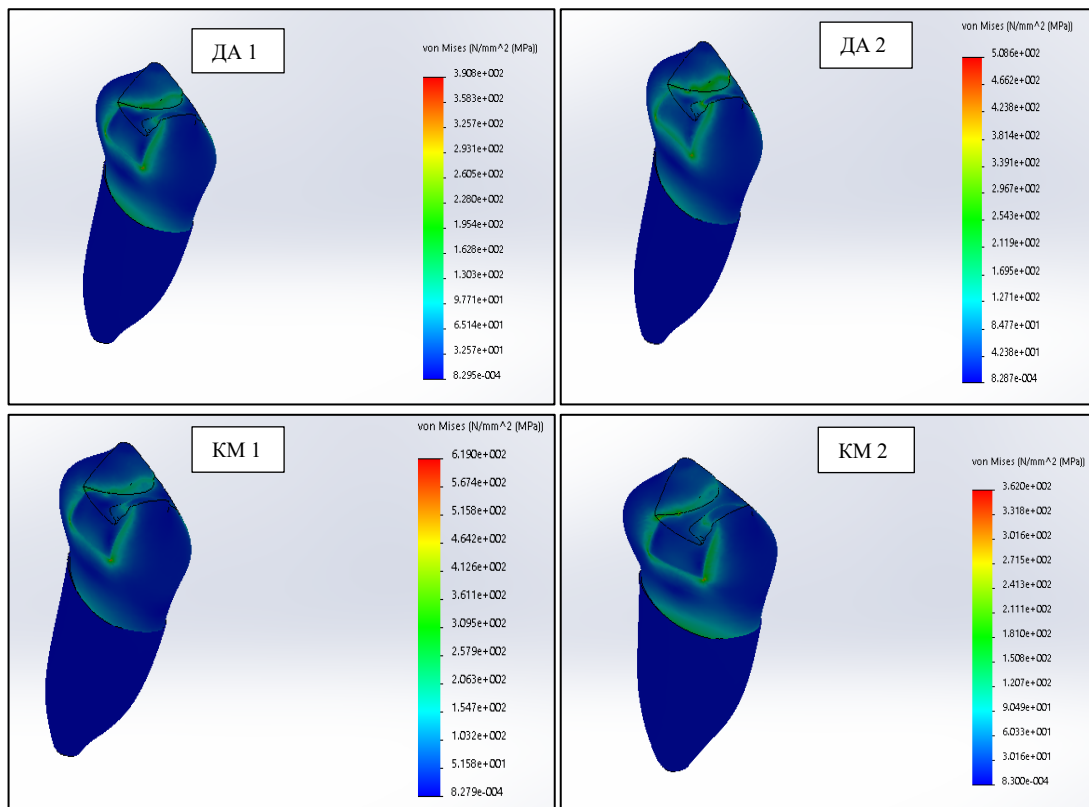
От анализа на представените конфигурации от типа на едностранен апроксимален II клас кавитет става ясно, че най-неблагоприятната ситуация е при модел В1 (фиг. 53, 54), където разпределението на напреженията обхваща значителна част от ТЗТ. Най-голяма концентрация на напрежения се наблюдава по оклузалните и апроксималните граници с обтурацията и в букалната шиечна зона. Напреженията около границите на обтурациите засягат по обширна зона. При косо натоварване освен зоните на напрежения наблюдавани при аксиално натоварване, напрежения възникват и в палатиналната цервикална област.



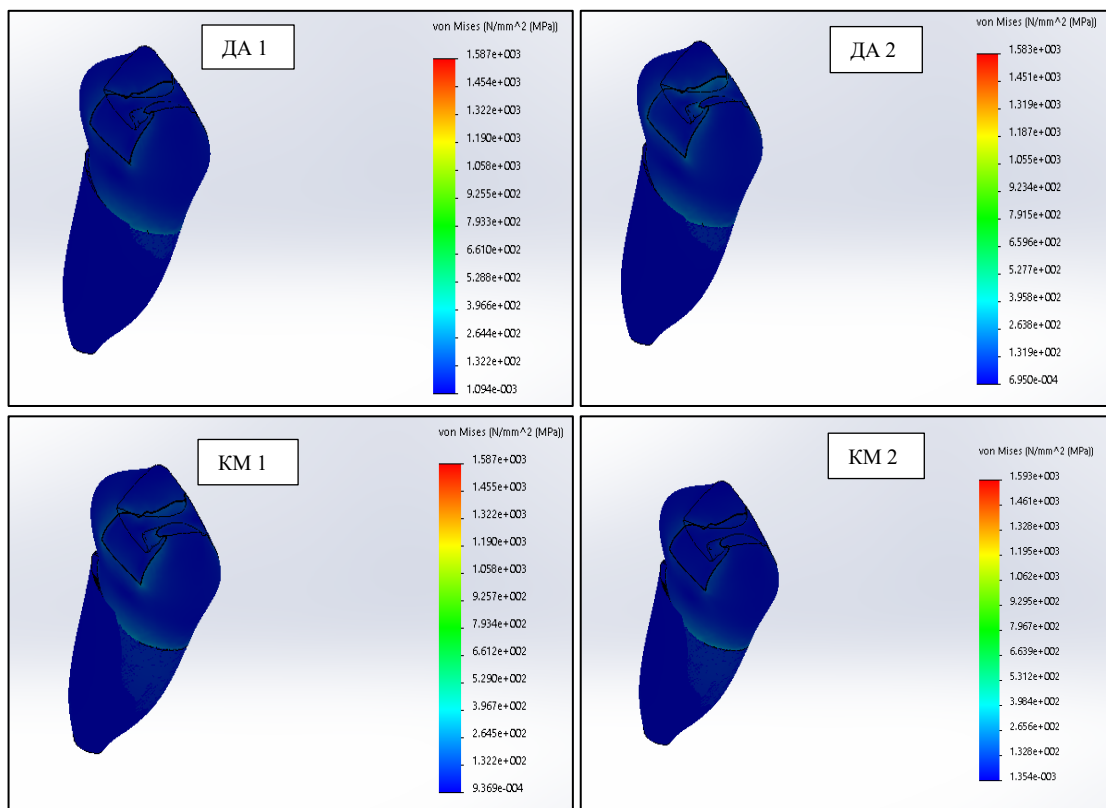
Фиг. 53. Модел В1, 900N, аксиално натоварване



Фиг. 54. Модел В1, 600N, косо натоварване



Фиг. 55. Модел С, 900N, аксиално натоварване



Фиг. 56. Модел С, 600N, косо натоварване

Представените кавитетни форми II клас MOD показват по благоприятното разпределяне на напреженията при модел С. Тенденцията в локализацията на големи напрежения около границите с obtурациите и в цервикалната зона се запазва и при аксиално и косо натоварване на модел С (фиг. 55, 56). Отново палатиналната шиечна област е изложена на по-голям стрес.

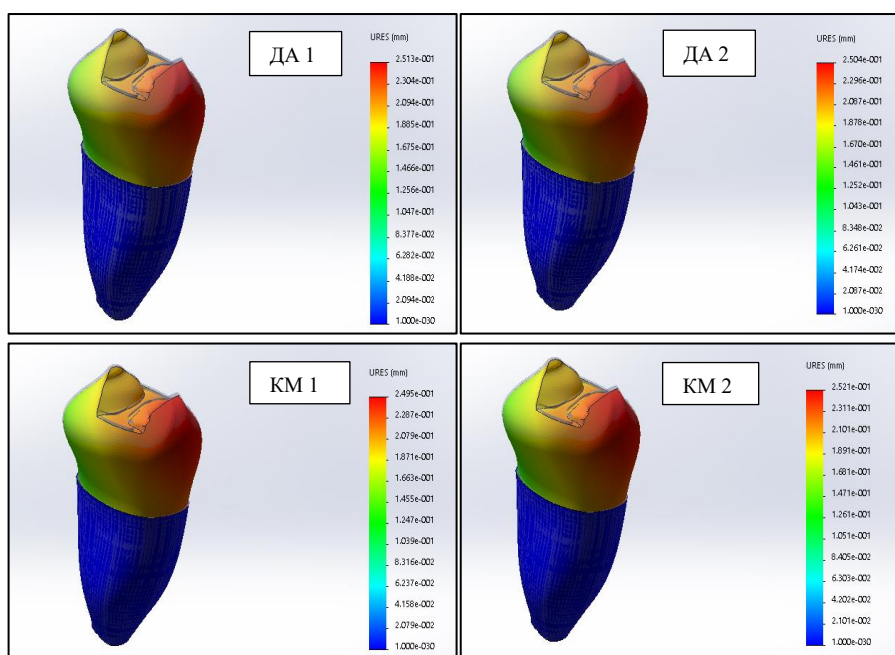
Нашите резултати съвпадат с констатациите на Versluis, A. и кол. (180). Те установяват, че напреженията в зъбните тъкани се увеличават с нарастване на размерите на кавитета, докато напреженията в obtурацията и адхезивния слой намаляват. Отстраняването на по-голямо количество зъбна тъкан води до отслабване на кавитетните стени. Констатираните натоварвания в зъбните тъкани са следствие от запазване на адхезивната връзка. От гледна точка на биомеханиката, тя е посредник в преразпределянето и предаването на възникналите остатъчни напрежения върху кавитетните стени. Колкото повече зъбна структура е запазена при кавитетната препарация, толкова тя е по-резистентна на огъване. В този смисъл ограничените, крушовидни кавитети са с най-малък риск от деформация.

Подзадача 2.2. Анализ на разпределението на деформациите в интегрирани 3D модели на конвенционални и адхезивни кавитети, възстановени с различни поколения амалгамени и композитни obtурации.

Резултати и обсъждане

Поради големият брой емпирични данни от проведените 192 симулации на дъвкателно натоварване са избрани да бъдат представени само тези с екстремни дъвкателни натоварвания както в аксиална – 900 N, така и в коса – 600 N посока.

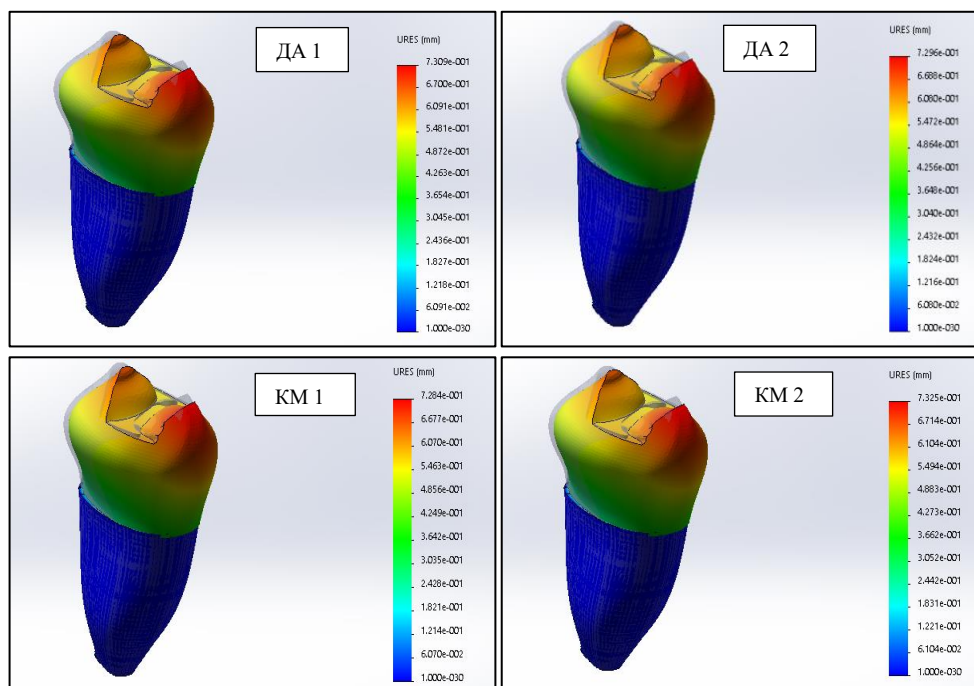
Измерването на деформацията на ТЗТ е много поинформативно за възникващите напрежения в резултат на екстремни дъвкателни сили, отколкото тяхното отчитане в obtурацията или свързващия слой (180). Чрез преместванията на кавитетните стени може да бъде оценен процеса на деформация.



Фиг. 57. Разпределение на деформациите в модел А при аксиално натоварване

При модел А, в резултат на аксиално натоварване (фиг. 57), деформирането на кавитетните стени е за сметка на палатиналния туберкул. Огъването на тъканите е характерно за цялата прилежаща

палатинална страна на туберкула, като достига до средата на проксималните стени и ЕЦВ. При коса посока на приложение на тестваните сили (фиг. 58) се запазва същата тенденция в деформациите, отново се премества палатиналният туберкул, но само в областта на прилежащите му външни скатове. По големи деформации се наблюдават при косо натоварване.

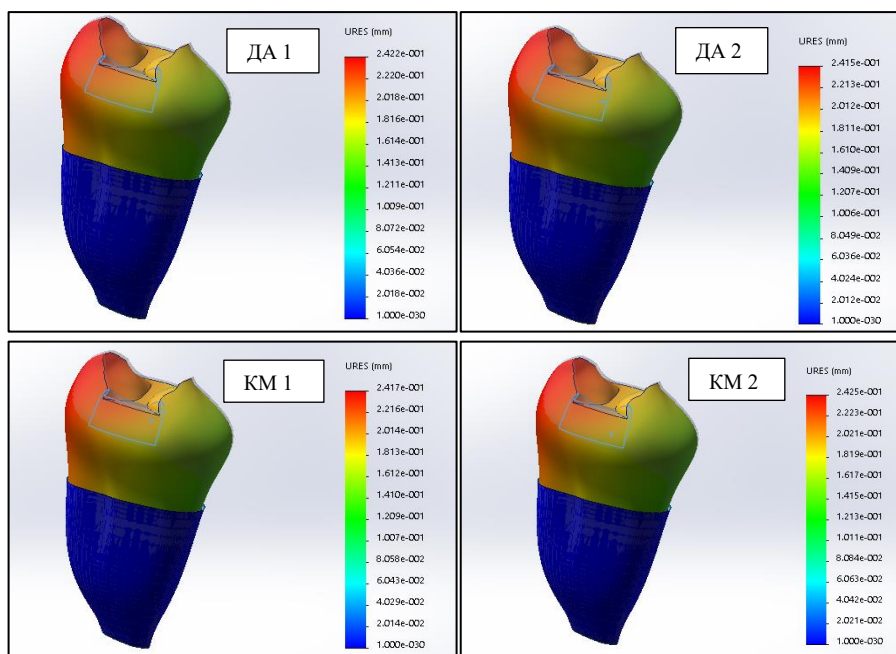


Фиг. 58. *Разпределение на деформациите в модел А при косо натоварване*

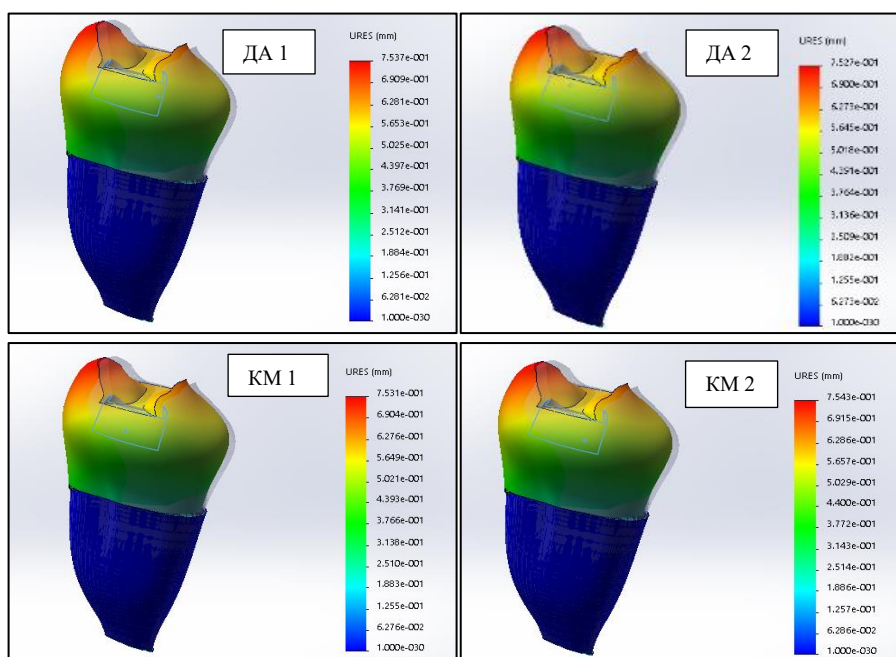
При модел А1 и А2 се запазва абсолютно същата тенденция в деформациите на зъбните тъкани при аксиално и косо натоварване както при модел А.

При модел В, при аксиално натоварване (фиг. 59), деформирането на кавитетните стени е за сметка на букалния туберкул. Огъването на тъканите е характерно за цялата прилежаща букална страна на туберкула, като достига до средата на проксималните стени и ЕЦВ. При коса посока на приложените сили (фиг. 60) се запазва същата тенденция в деформациите, отново се премества букалният туберкул, но само в областта на прилежащите му външни скатове.

Максималните премествания при модел В1 са със същата локализация както при модел В.

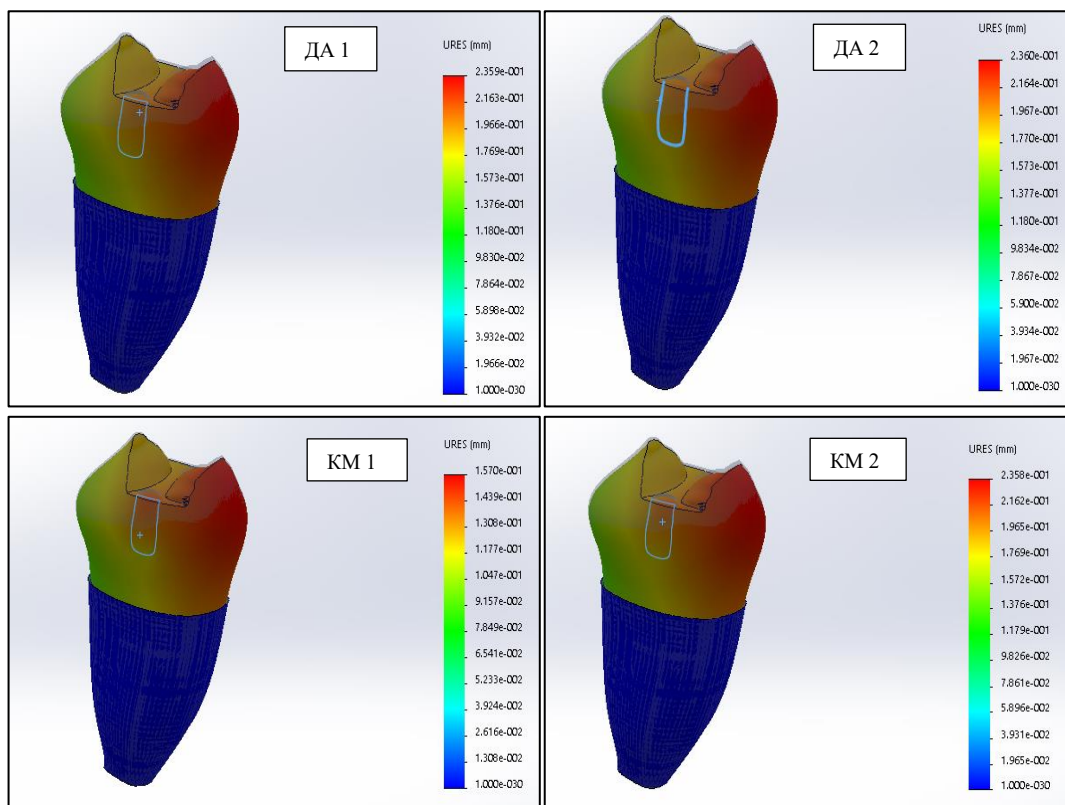


Фиг. 59. Разпределение на деформациите в модел В при аксиално натоварване

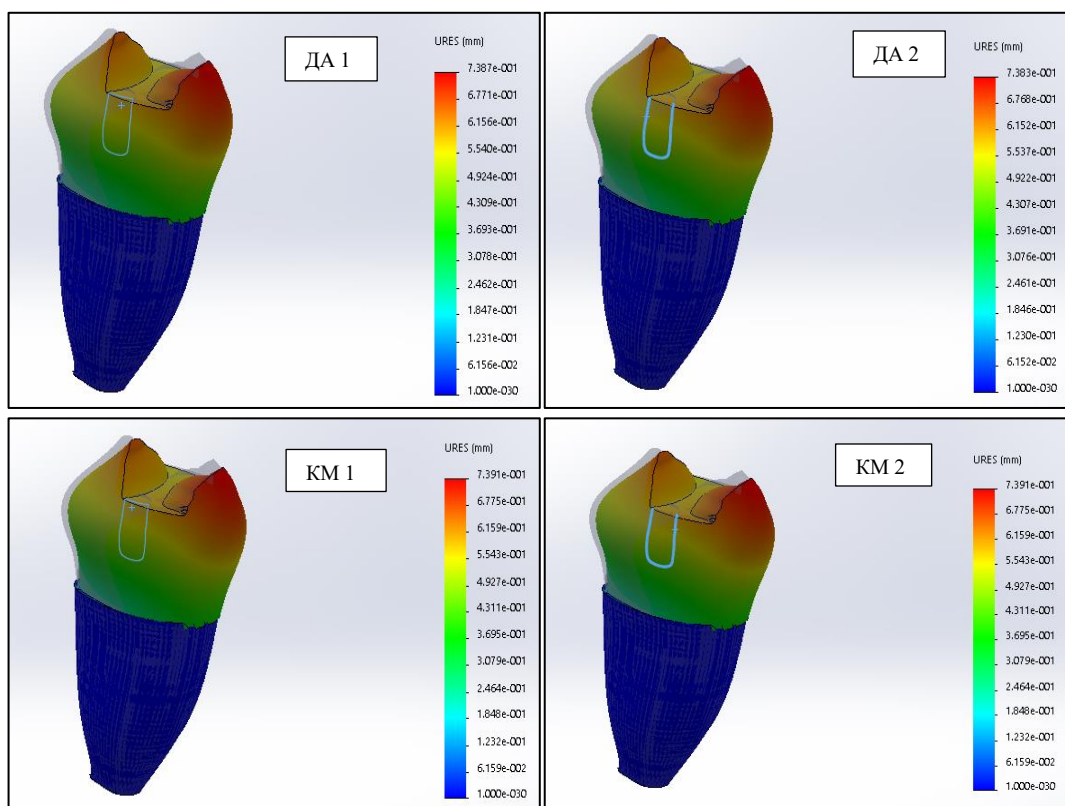


Фиг. 60. Разпределение на деформациите в модел В при косо натоварване

Модел В2 под действието на аксиално и косо натоварване (фиг. 61, 62) се деформира като максималните премествания са за сметка на палатиналния туберкул. Абсолютно идентично с деформирането на модели А, А1, А2.



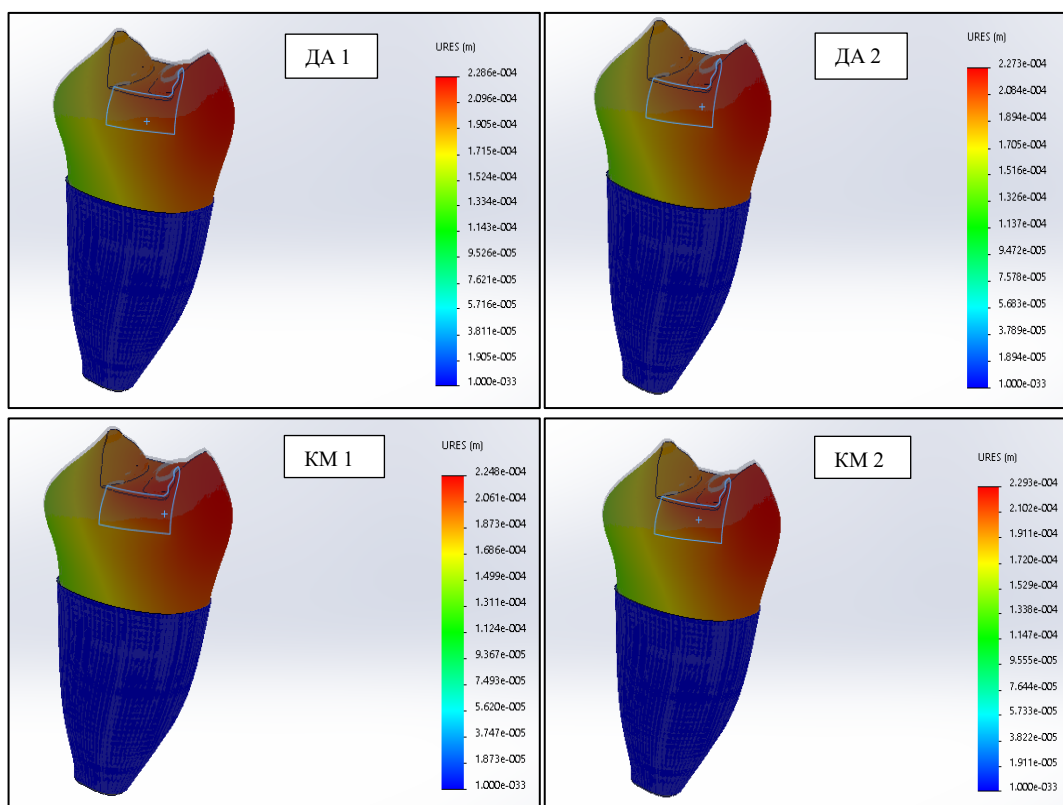
Фиг. 61. Разпределение на деформациите в модел B2 при аксиално натоварване



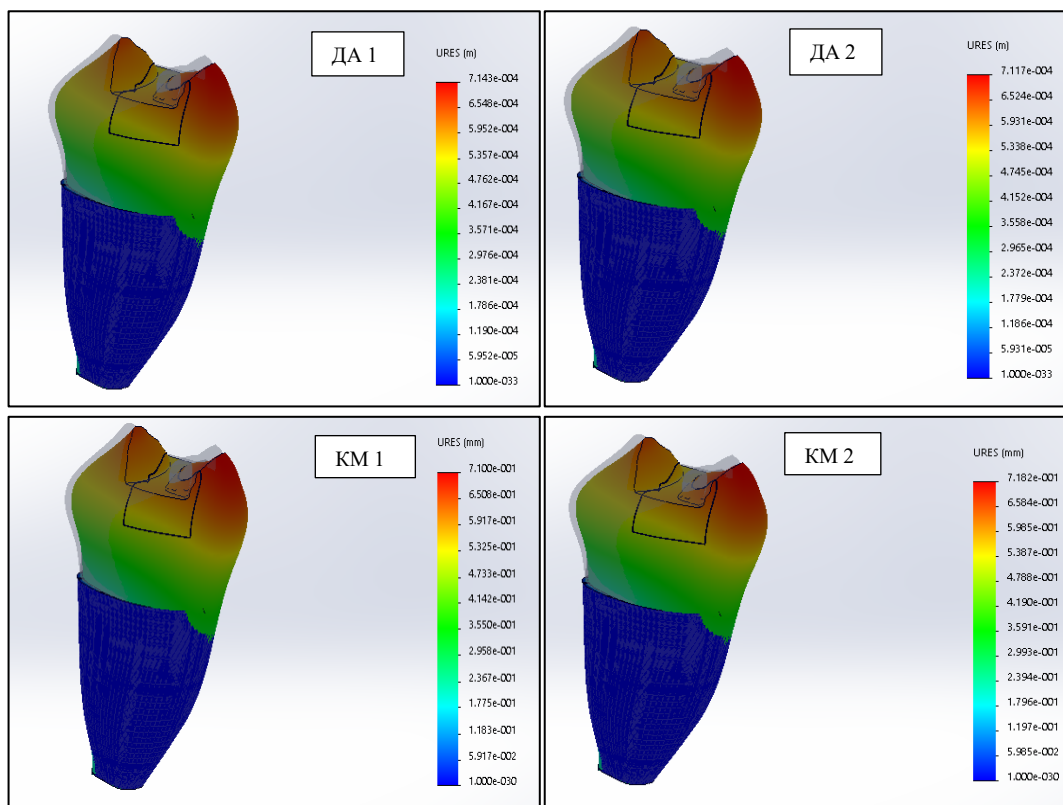
Фиг. 62. Разпределение на деформациите в модел B2 при косо натоварване

При модел С, аксиалното натоварване (фиг. 63) деформира кавитетните стени за сметка на палатиналния туберкул. Огъването засяга цялата прилежаща палатинална страна на туберкула, като достига до средата на проксималните стени и ЕЦВ. При коса посока на приложение на натоварването (фиг. 64) се запазва същата тенденция в деформациите, отново се премества палатиналният туберкул, но само в областта на прилежащите му външни скатове.

Абсолютно същата тенденция се запазва в преместването на зъбните тъкани при аксиалното и косо натоварване на модел С1.



Фиг. 63. Разпределение на деформациите в модел С при аксиално натоварване



Фиг. 64. Разпределение на деформациите в модел С при косо натоварване

Кавитетни конфигурации от I и II клас с ограничен, крушоподобен дизайн, максимално щадящи зъбните тъкани, създават от една страна най-добри условия за възникване на здрава и устойчива на екстремни дъвкателни сили връзка. От друга страна, съхраняването на емайла и дентина, противодейства на силите на деформация и осигурява слабо преместване на кавитетните стени.

Най-голяма деформация на кавитетните стени установяваме при дълбоки и широки I и II клас МО кавитети, както и при всички МОД конфигурации. Тези наблюдения потвърждават резултатите на други изследователи (170, 180).

Деформирането на кавитетните стени и концентрацията на напрежения в тях зависи и от модула на еластичност (E), полимеризационното свиване и коефициента на температурно разширение на възстановителния материал. По-еластичните КМ

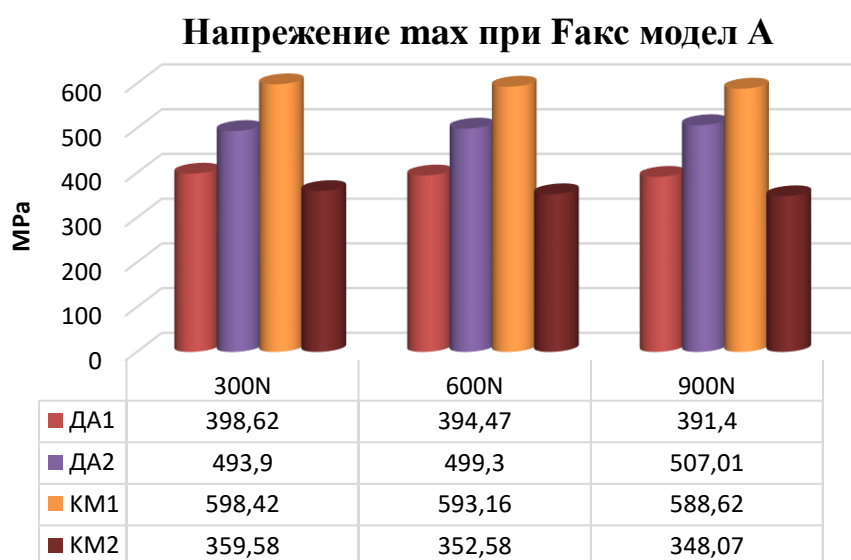
(малък E) могат да претърпят еластична деформация и да компенсират силите на полимеризационно свиване като предадат напреженията върху зъбните кавитетни стени и предизвикат по-голямата им деформация (26, 30). По-ригидните композити (голям E) водят до по-малко преместване на зъбни тъкани, но по-големи напрежения в obturation.

Нашите резултати съвпадат с тези наблюдения. *Gradia direct posterior* е микрохибриден композит с нисък модул на еластичност (6,7 GPa). Поради неговата еластичност, при възстановявания с голям обем (моделите A1, B1, C1), напреженията след полимеризационно свиване се концентрират в по-голяма степен в ТЗТ и деформират кавитетните стени. Това се благоприятства и от малките напреженията в адхезивния слой. *Filtek P60* е кондензируем композит с висок модул на еластичност (19 GPa).

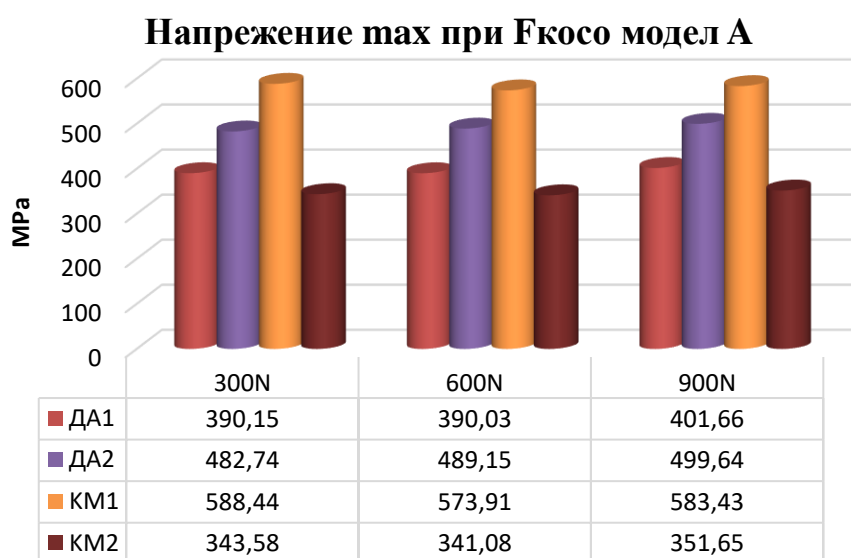
Предизвиква минимална деформация на кавитетните стени, но съществува изразен риск от фрактура на възстановяването. Модулът на еластичност на конвенционалната амалгама е 20 GPa, съвременната амалгама с по-високо съдържание на Cu и без γ_2 фаза има много висок модул на еластичност (58 GPa). При амалгамените obturation преместването в резултат на деформация на кавитетните стени е в най-ниска степен, но има най-висок риск от фрактури на obturation.

Подзадача 2.3. Сравнително представяне на максималните напрежения и деформации при изследваните различни поколения амалгама и композитни материали.

Резултати и обсъждане



Диаграма 12. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел А



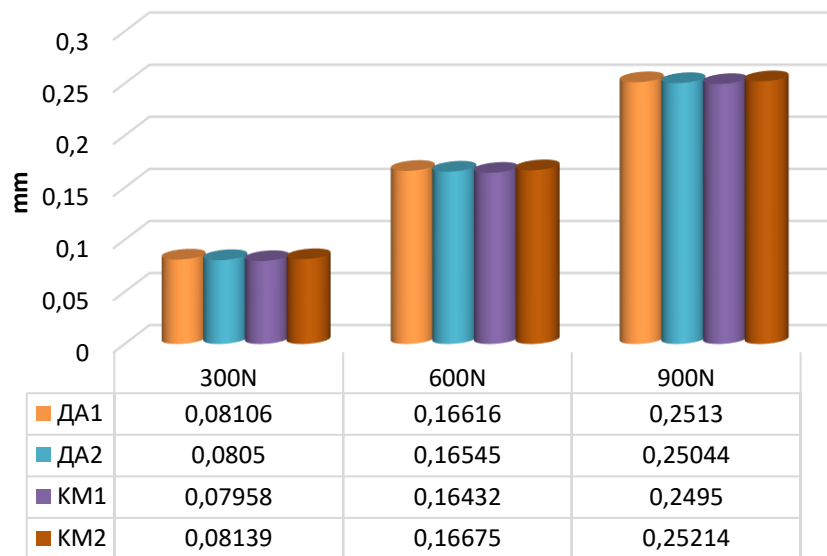
Диаграма 13. Максимални напрежения при косо натоварване модел А

Резултатите от дигр. 12, 13 показват, че при аксиални и коси сили върху модел А (I клас плитък и тесен кавитет) най-благоприятни са максималните напрежения в Gradia Direct Posterior при всички тествани сили. Най-големи напрежения са характерни за Filtek P60, както при нормални физиологични дъвкателни сили, така и при екстремни сили, характерни за бруксизъм. Големи максимални напрежения се развиват и в съвременната амалгама. По-благоприятни са напреженията в конвенционалната амалгама, която в най-голяма степен се доближава до биомеханичното поведение на Gradia Direct Posterior.

Според фирмите производители на тестваните материали якостта на натиск е както следва: Gradia Direct Posterior – 340 МПа, Filtek P60 – 350-400 МПа, за амалгамата от 120 до 480 МПа. Максималните напрежения измерени в различните обтурации при аксиално и косо натоварване при всички тествани сили върху модел А превишават якостта на натиск в най-голяма степен на Filtek P60 (КМ1) и на ДА 2 (съвременна). Следователно в клинични условия при генерирането на такива напрежения в резултат на повишен оклузален стрес може да се стигне до компрометиране на обтурациите – фрактурирана или паднала обтурация.

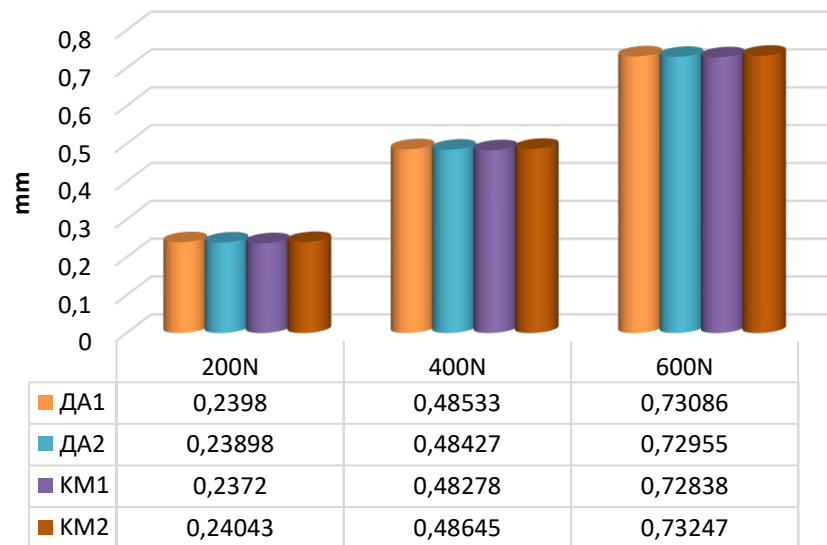
Преместването на обтурациите в резултат от деформацията на модел А (диагр. 14, 15) е почти еднакво за тестваните материали при всяка от натоварващите сили. При косо насочено натоварване на моделите деформацията е по-изразена в сравнение с преместването при аксиално натоварване.

Деформация тах при Факс модел А



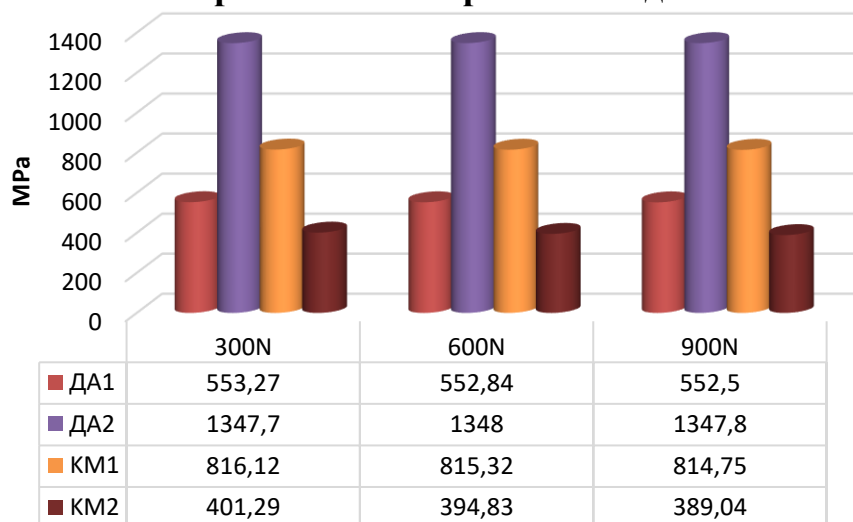
Диаграма 14. Максимални деформации при аксиално натоварване модел А

Деформация тах при Фкосо модел А



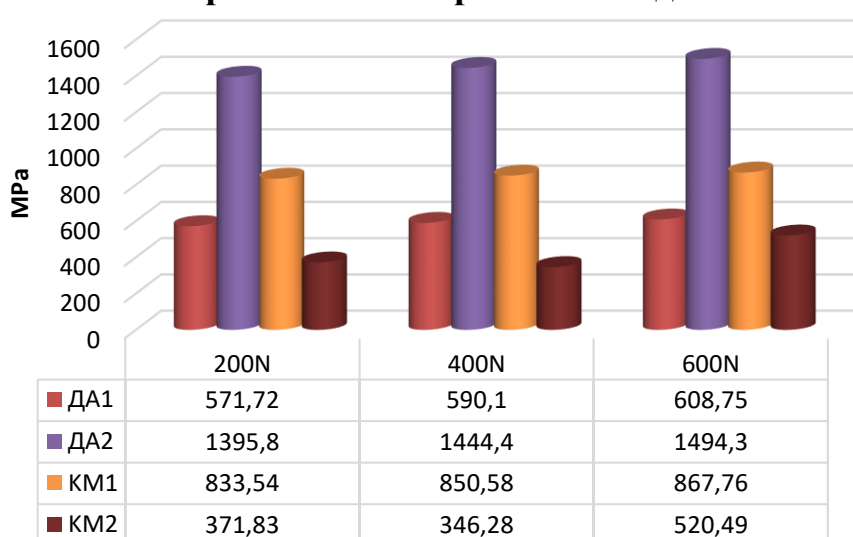
Диаграма 15. Максимални деформации при косо натоварване модел А

Напрежение max при Fake модел A1



Диаграма 16. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел A1

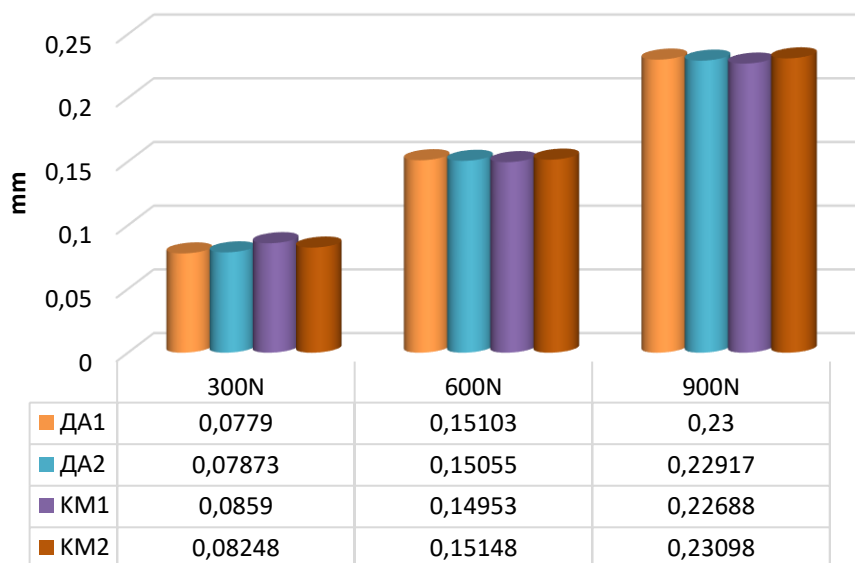
Напрежение max при Fкосо модел A1



Диаграма 17. Максимални напрежения при косо натоварване модел A1

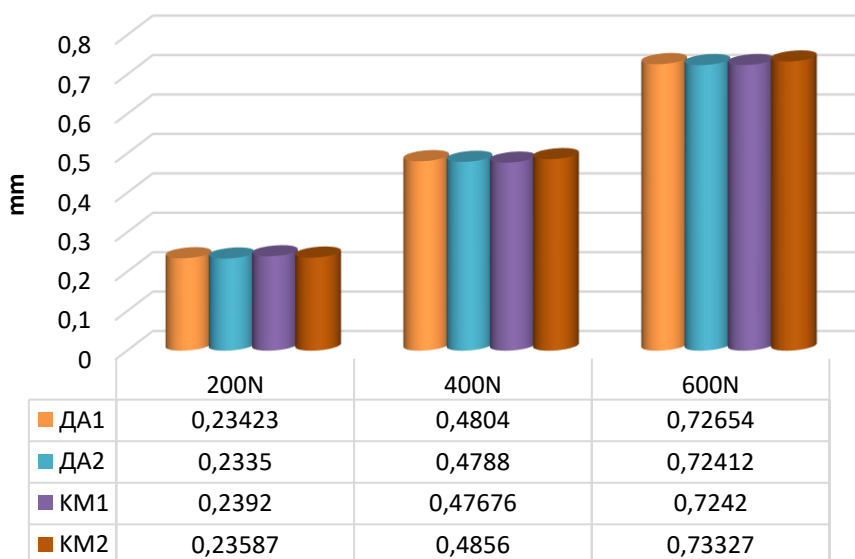
При модел A1-I клас дълбок и широк кавитет (диагр. 16, 17) максимални напрежения се концентрират при obturation от съвременна амалга (DA2). Отново концентрираните напрежения в obturationите от Filtek P60 (KM1) и съвременна амалга (DA2) надвишават многократно посочената якост на натиск на obturationните материали. При косите натоварвания и при трите таствани сили стойността на напреженията е по висока.

Деформация тах при Факс модел А1



Диаграма 18. Максимални деформации при косо натоварване модел А1

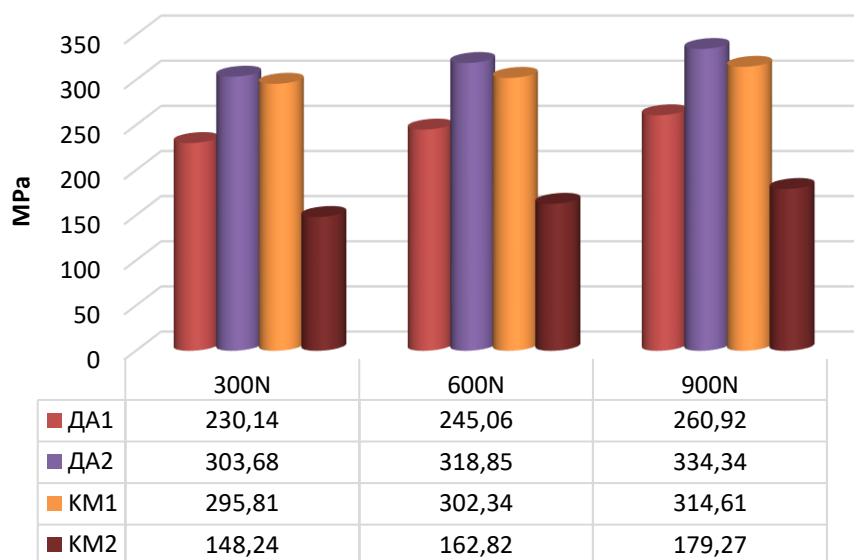
Деформация тах при Фкосо модел А1



Диаграма 19. Максимални напрежения при косо натоварване модел А1

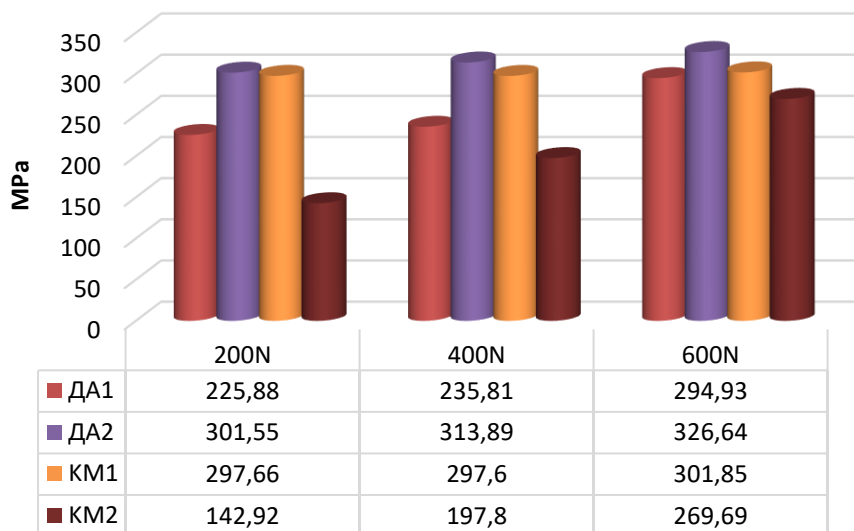
Деформациите и последващото преместване на obturациите и зъбните тъкани при модел А1 (диагр. 18, 19) са идентични с това при модел А.

Напрежение тах при Факе модел А2



Диаграма 20. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел А2

Напрежение тах при Косо модел А2



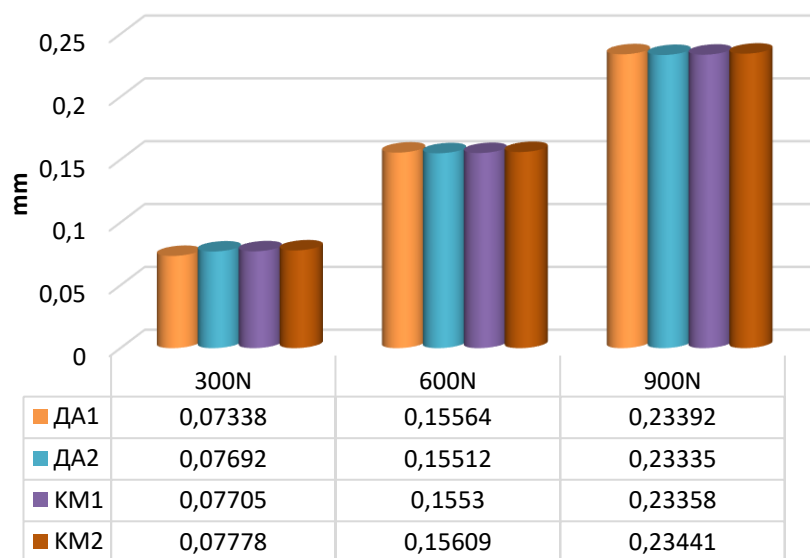
Диаграма 21. Максимални напрежения при косо натоварване модел А2

При модел А2 – I клас ограничен, крушовиден (диагр. 20, 21) тенденцията в биомеханичното поведение на изследваните obturovъчни материали се запазва, но стойностите на максималните напрежения са много по-малки. При нито една от приложените сили

както при аксиално, така и при косо натоварване генерираните максимални напрежения не превишават якостта на натиск на материалите.

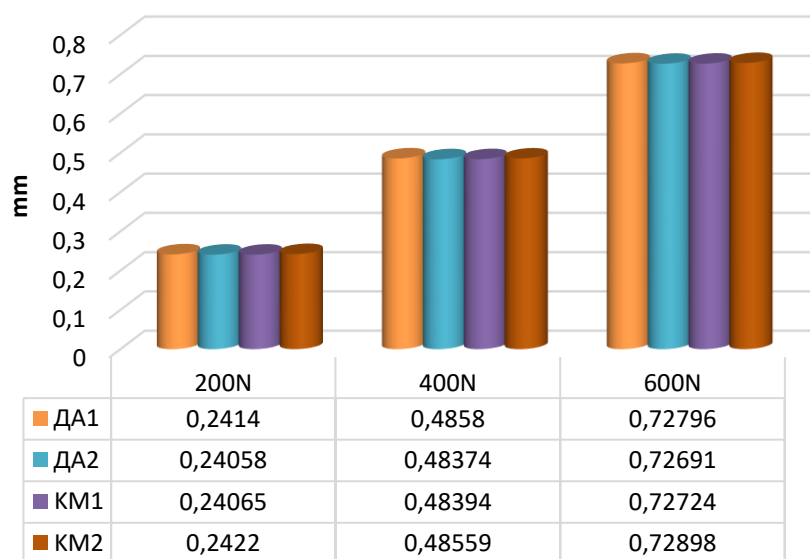
При деформациите при модел А2 (диагр. 22, 23) не се наблюдава промяна.

Деформация тах при Fакс модел А2



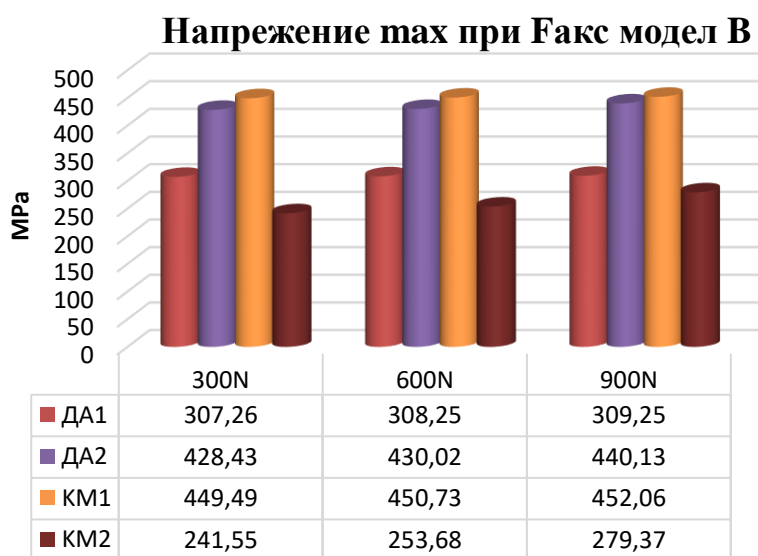
Диаграма 22. Максимални деформации при аксиално натоварване модел А2

Деформация тах при Fкосо модел А2

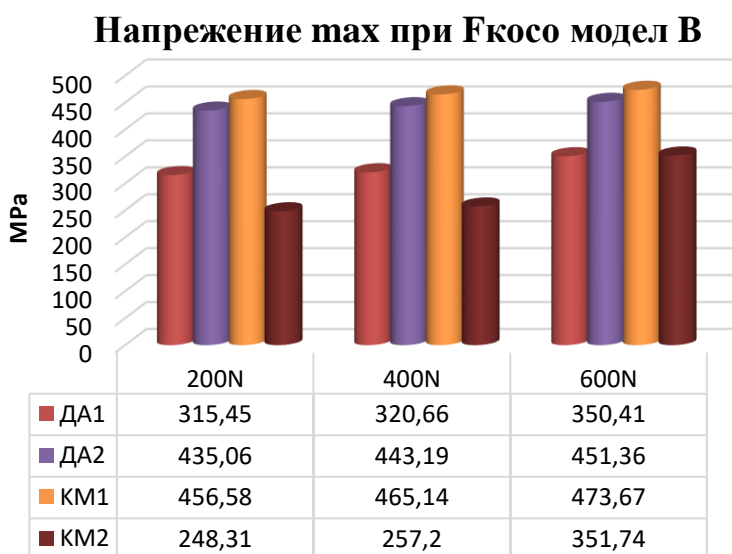


Диаграма 23. Максимални деформации при косо натоварване модел А2

Представените резултати при трите I клас кавитетни конфигурации показват, че сравнително по-големи напрежения се генерират в обтурациите от Filtek P60 (KM1) и съвременна амалгама в сравнение с Gradia Direct Posterior (KM2) и конвенционална амалгама. Най-малко напрежения при всички описани модели се наблюдават при Gradia Direct Posterior. Най-благоприятно е разпределението на напреженията при модел A1 (I клас дълбок и широк кавитет). Деформациите са идентични за всички модели A, A1, A2

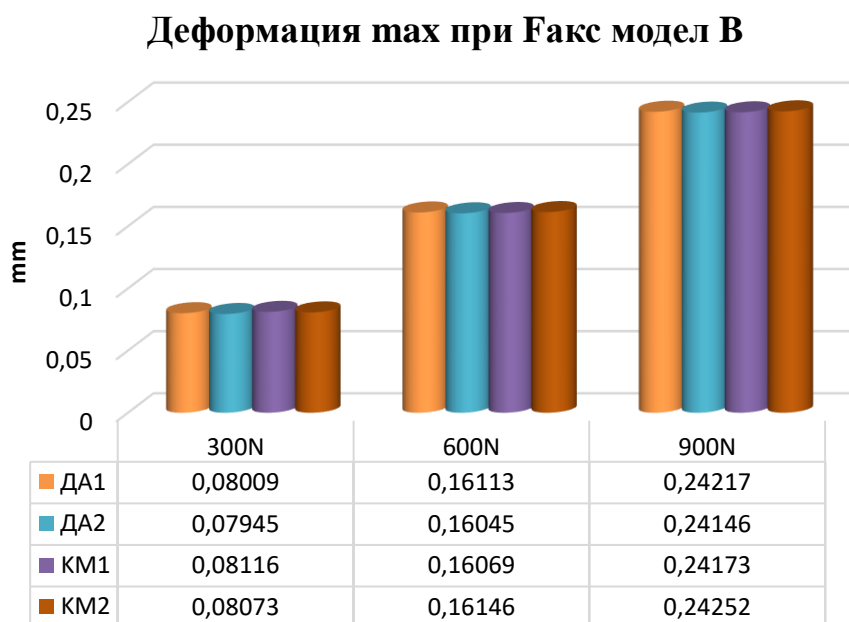


Диаграма 24. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел В

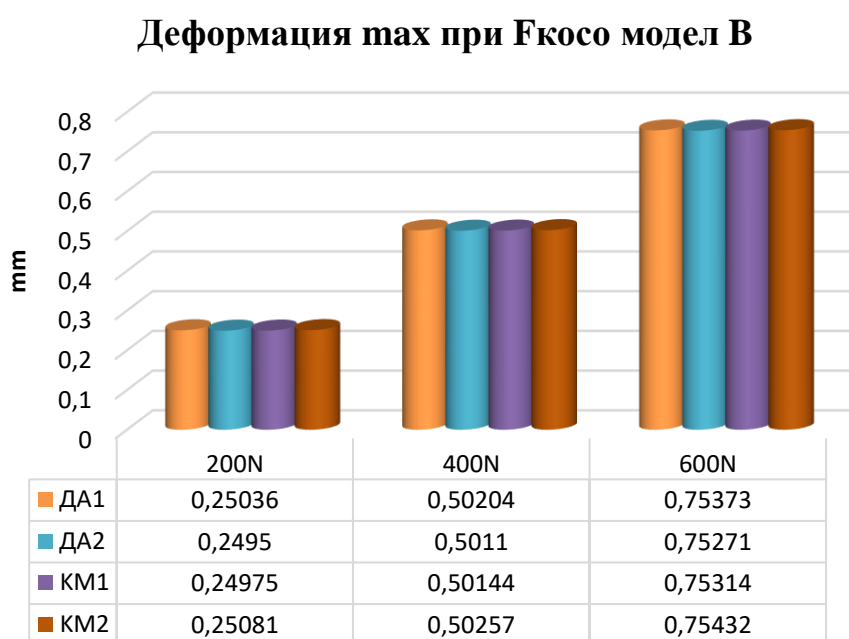


Диаграма 25. Максимални напрежения при косо натоварване модел В

Тенденцията в разпределението на напреженията при модел В (диагр. 24, 25) се запазва както на предходните модели. Променят се само стойностите на генерираните напрежения.

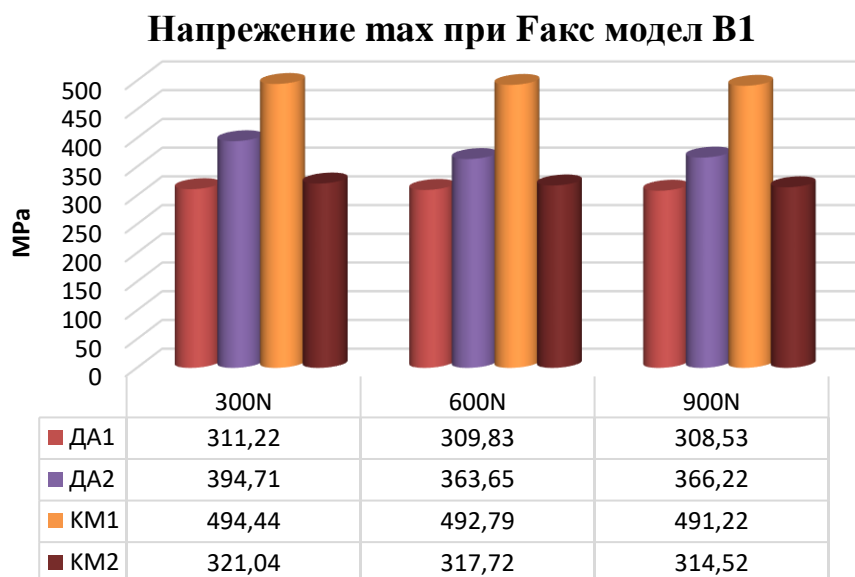


Диаграма 26. Максимални деформации при аксиално натоварване модел В



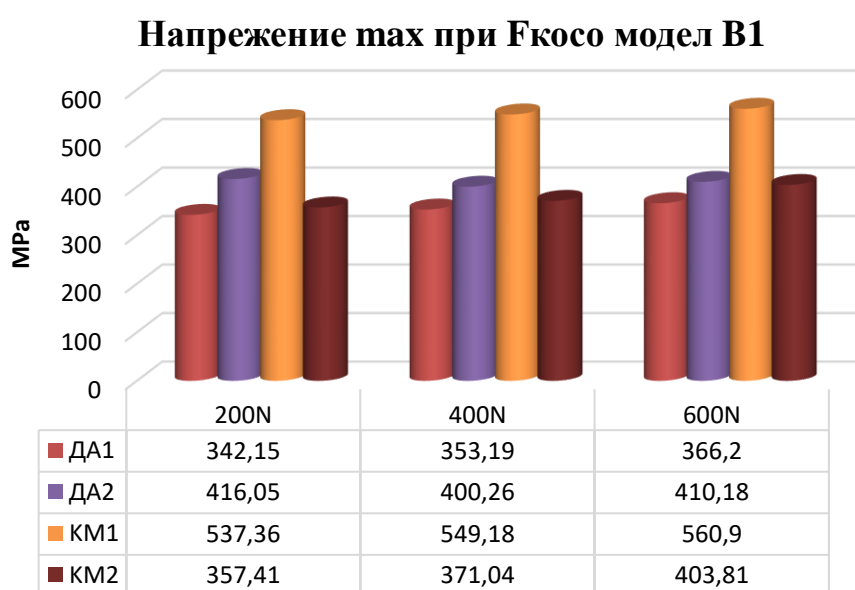
Диаграма 27. Максимални деформации при косо натоварване модел В

Диформацията при модел В (диагр. 26, 27) продължава да бъде с много близки стойности за различните обтурционни материали за всяко натоварване. При косото прилагане на силите преместването на зъбни тъкани и обтурациите е по-изразено.



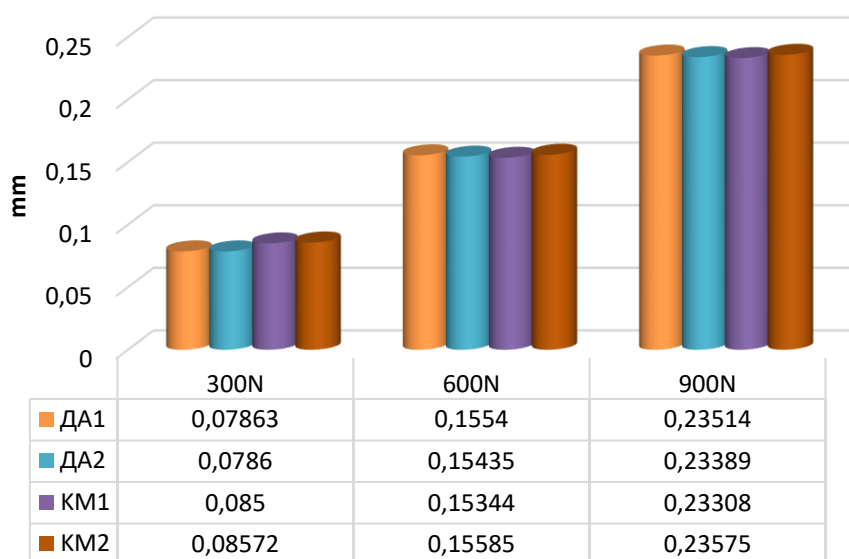
Диаграма 28. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел В1

За модел В1 (диагр. 28, 29) е в сила описаното по горе за модел В относно концентрацията на напрежения.



Диаграма 29. Максимални напрежения при косо натоварване модел В1

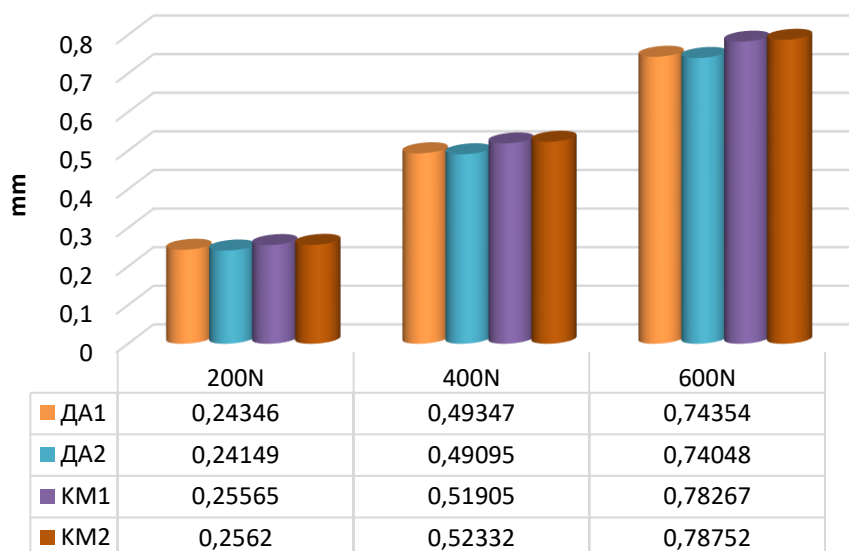
Деформация тах при Факс модел В1



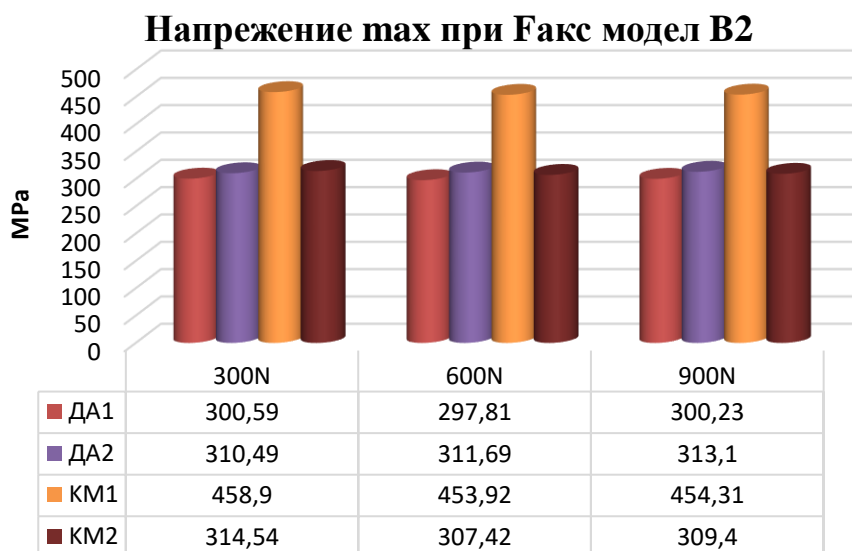
Диаграма 30. Максимални деформации при аксиално натоварване модел В1

Деформациите при модел В1 (диагр 30, 31) следват закономерностите при модел В.

Деформация тах при Фкосо модел В1

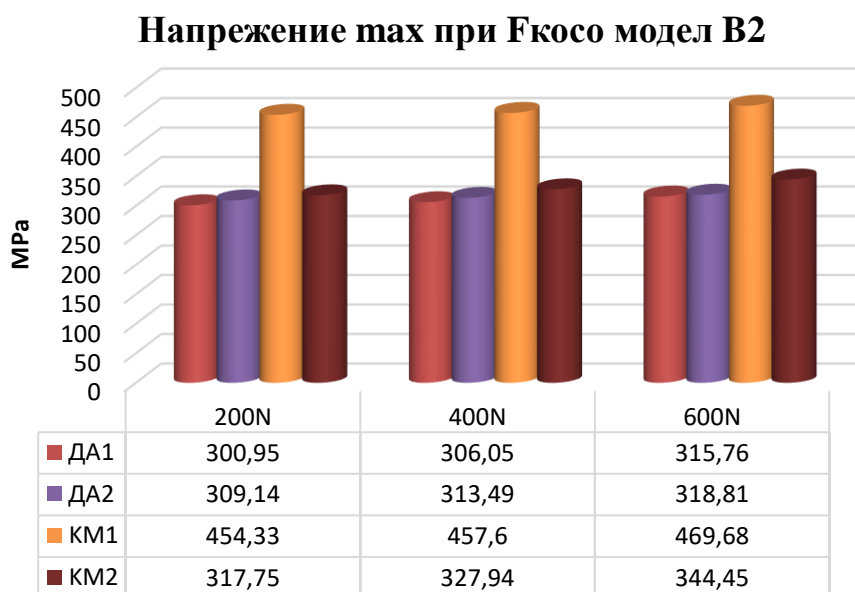


Диаграма 31. Максимални деформации при косо натоварване модел В1



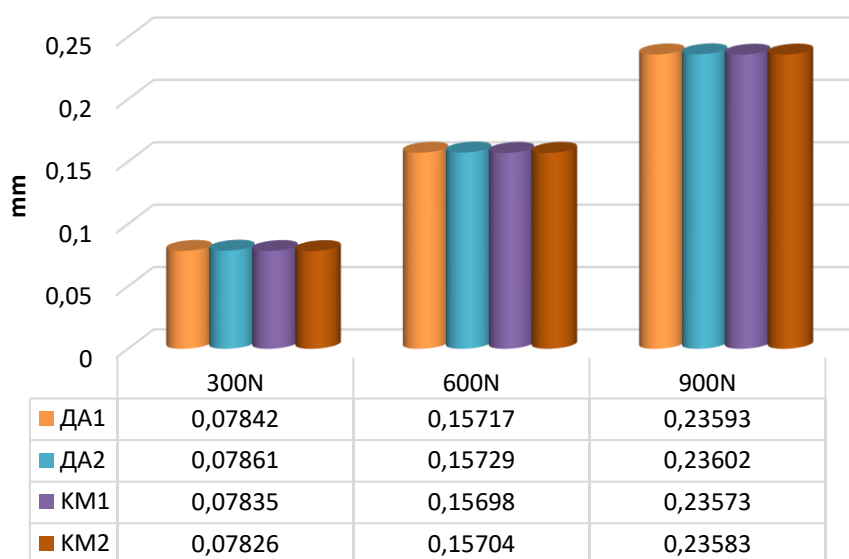
Диаграма 32. Максимални напрежения при косо натоварване модел B2

Концентрацията на напрежения при модел B2 (диагр. 32, 33) при аксиално и косо натоварване отново е с най-голям интензитет при Filtek P60 (KM1), но за разлика от другите модели при B2 (II клас ограничен, крушовиден) се наблюдават много близки по стойности напрежения при останалите три материала.



Диаграма 33. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел B2

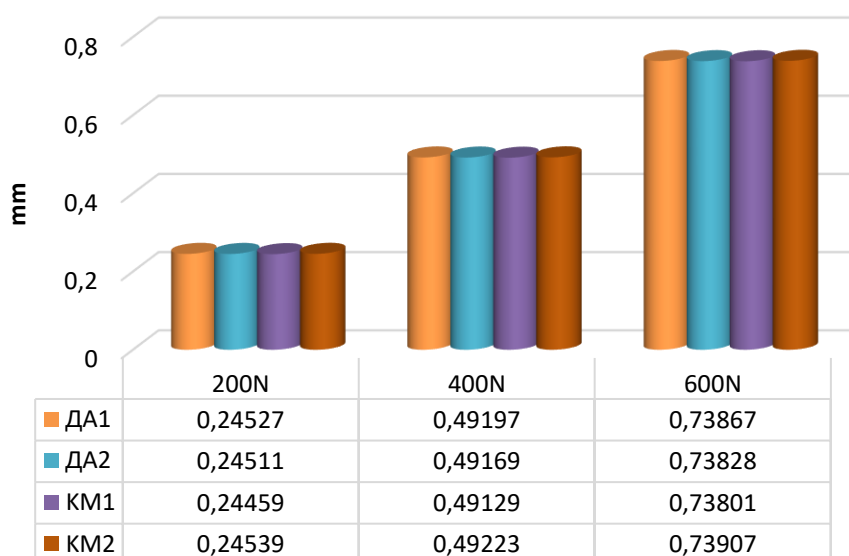
Деформация тах при Факс модел В2



Диаграма 34. Максимални деформации при аксиално натоварване модел В2

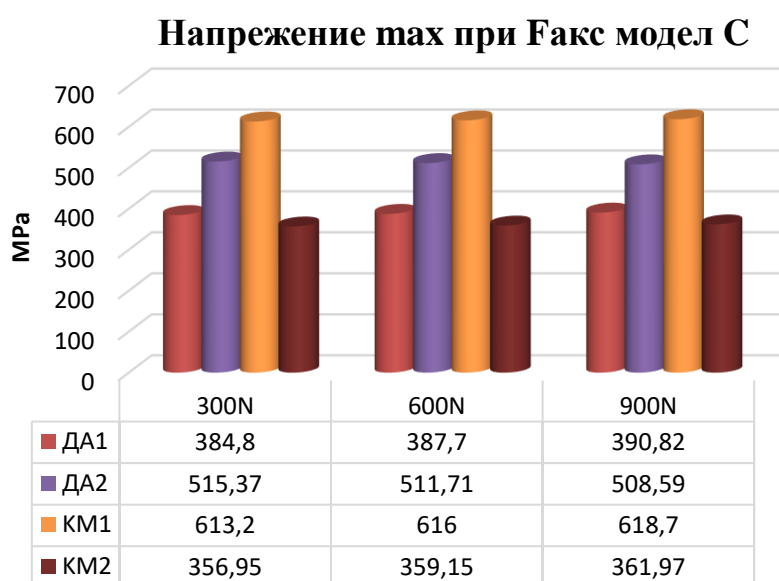
Няма специфична особенност в деформациите при различните obturации на модел В2 (диагр. 34, 35).

Деформация тах при Фкосо модел В2

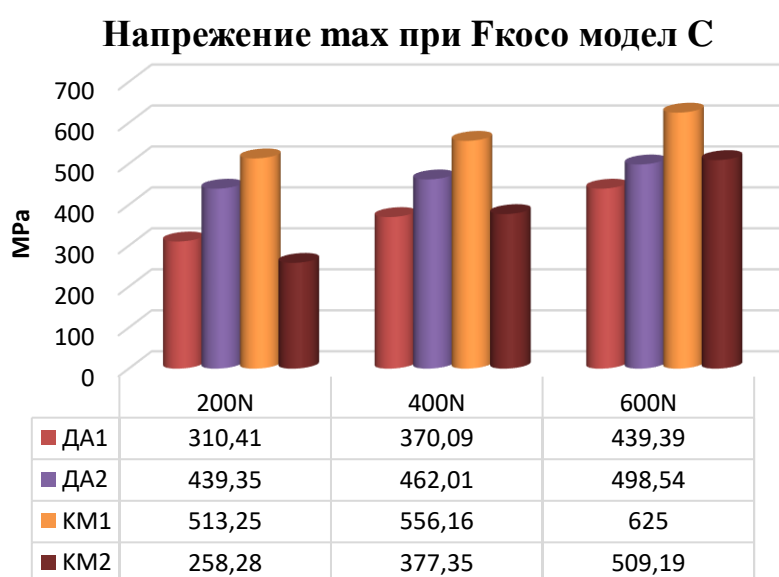


Диаграма 35. Максимални деформации при косо натоварване модел В2

Представените конфигурации от типа на едностранен апроксимален II клас кавитет запазват тенденцията в концентрацията на напрежения и деформациите при моделите на I клас дефекти. Най-благоприятен е модел В (II клас плитък и тесен мезио-оклузален кавитет). Интерес будят много близките максимални напрежения при модел Б1 (II клас дълбок и широк мезио-оклузален кавитет) след косо натоварване.

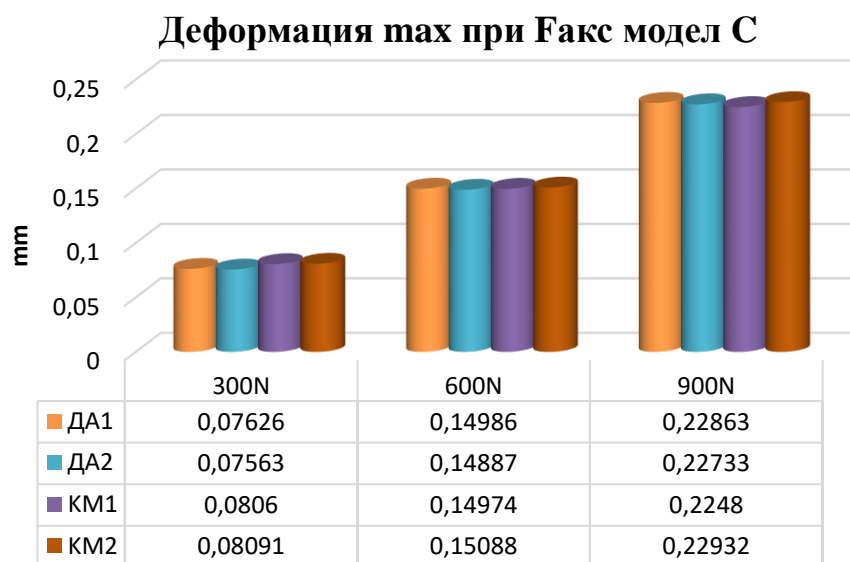


Диаграма 36. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел С



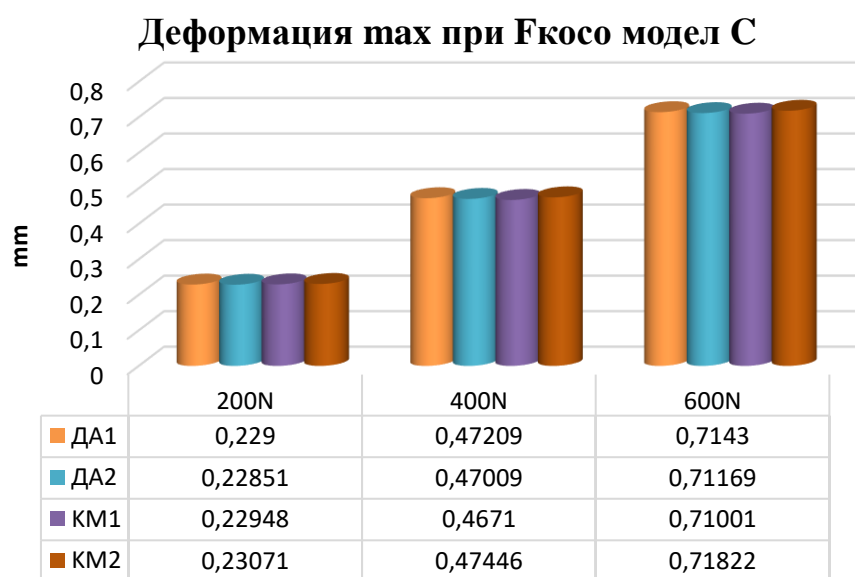
Диаграма 37. Максимални напрежения при косо натоварване модел С

При модел С (II клас плитък и тесен мезио-оклузо-дистален кавитет) под действието на аксиални и коси сили (диагр. 36, 37) концентрацията на напреженията следва тенденцията от предходните модели.



Диаграма 38. Максимални деформации при аксиално натоварване модел С

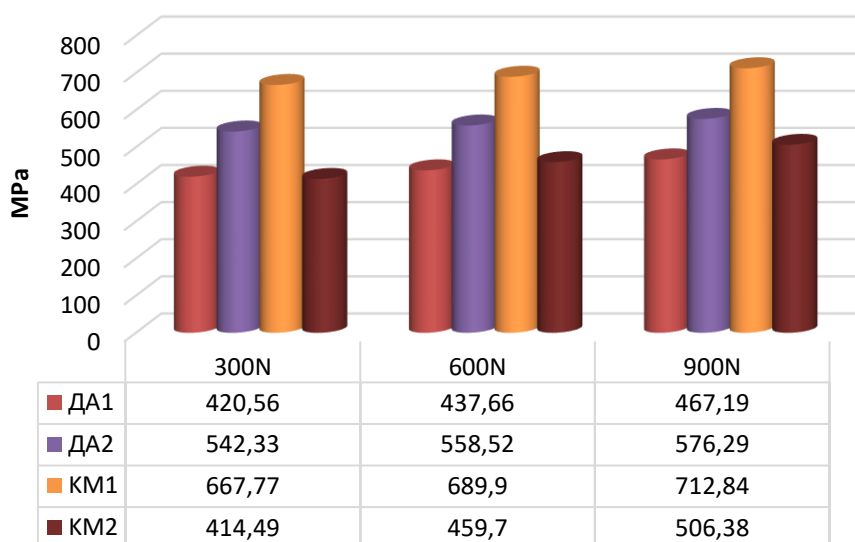
Няма промяна при преместването в резултат от деформациите при модел С (диагр. 38, 39).



Диаграма 39. Максимални деформации при косо натоварване модел С

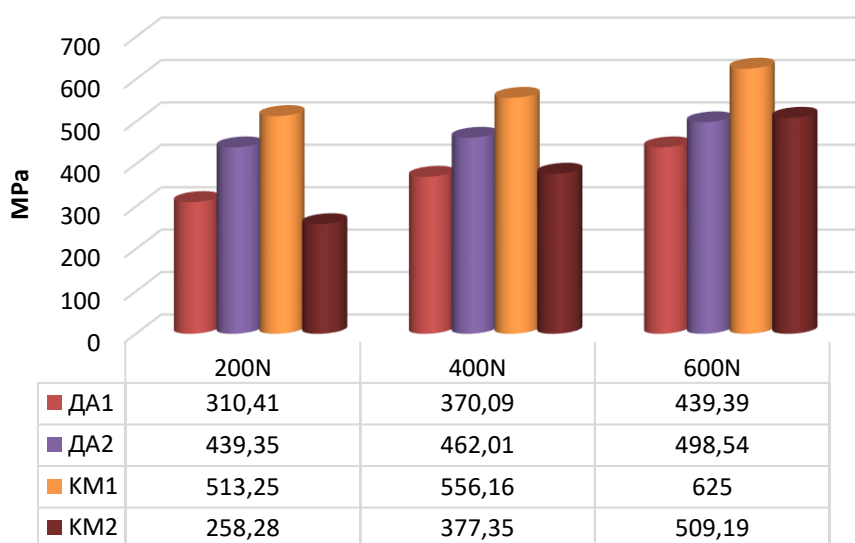
Тенденцията в разпределението на напреженията от първите модели се запазва и при модел С1 – II клас дълбок и широк мезио-оклузо-дистален кавитет (диагр. 40, 41). Правят впечатление значително по високите максимални напрежения при Gradia Direct Posterior (KM2) при екстремните сили.

Напрежение max при Факе модел С1



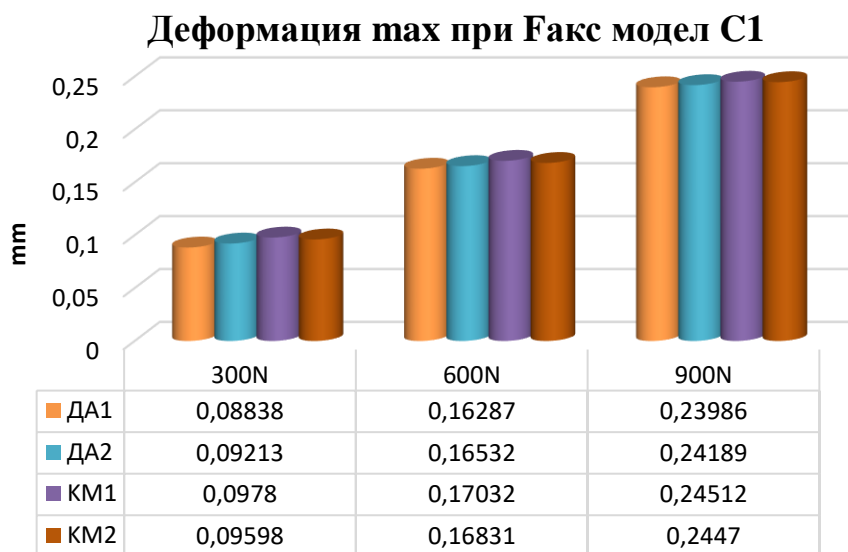
Диаграма 40. Максимални напрежения при аксиално натоварване модел С1

Напрежение max при Косо модел С1

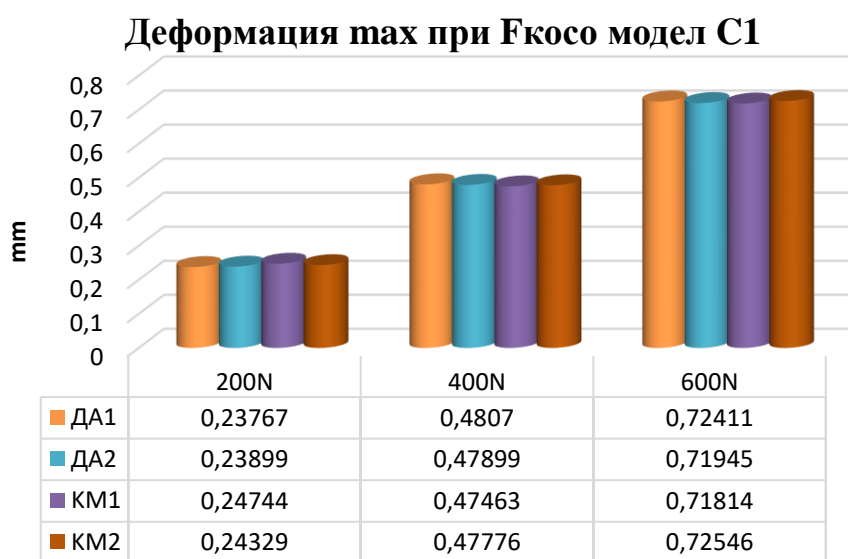


Диаграма 41. Максимални напрежения при косо натоварване модел С

При деформациите на модел С1 (диагр. 42, 43) не се наблюдава промяна спрямо общата тенденция.



Диаграма 42. Максимални деформации при аксиално натоварване модел С1



Диаграма 43. Максимални деформации при косо натоварване модел С1

Представените кавитетни форми II клас MOD се различават от другите кавитетни форми по регистрирането на високи стойности на напрежения при екстремни аксиални и коси сили при Gradia Direct Posterior, въпреки това с най-големи концентрации на напрежения остава Filtek P60.

Изводи

- 1. При I и II клас конвенционални малки кавитети** се наблюдава концентрация на напрежения във вътрешните ъгли и по границите на obturациите. Напреженията в адхезивния слой са по-големи по повърхността със зъбните тъкани в областта на надпулпната стена и гингивалната основа. Напреженията в зъбните тъкани са малки и по-ограничени около границите на obturациите. Преместванията в резултат на деформиране са концентрирани по ограничено около границите на obturациите.
- 2. При I и II клас конвенционални екстензивни кавитети** се установяват напрежения по вътрешните повърхности на obturациите лежащи към адхезивно свързаните емайлови стени на кавитета. Напреженията в адхезивния слой по повърхността със зъбните тъкани са по-слаби от тези при ограничените. Концентрираните напрежения се разпространяват и обхващат по големи зони от зъбните тъкани. Преместването е за сметка на голямо деформиране на зъбните тъкани.
- 3. При II клас ограничен крушовиден кавитет** се осъществява най-благоприятно разпределение на концентрациите на напрежения, основно се наблюдават по апроксималната повърхност. Концентрацията на напрежения в адхезивния слой показва най-благоприятно разпределение, по отношение на връзката с КМ. Наблюдава се по-ограничено разпределяне на напреженията в ТЗТ. Установява се най-малко преместване в резултат на деформация на кавитетните стени.
- 4. Емайловите стени на кавитета** са най-уязвимите области за частични фрактури на obturацията при всички изследвани конфигурации.

5. Косите екстремни сили водят до силно цервикално деформиране, предразполагащ фактор за абфракция и цервикална абразия.
6. При всички модели **най-благоприятно** е разпределението на напреженията при композит – **Gradia Direct Posterior** и при **конвенционалната ДА.**

Задача 3: Изследване на трибологичните характеристики на различни поколения композиционни материали и амалгама.

Подзадача 3.1. Създаване на собствен, оригинален експериментален модел за провеждане на трибологични изследвания на дентални материали в стандартни изпитателни условия.

Резултати и обсъждане

Конструиране на прототип на експериментален модел

В колаборация с инженер Валентин Александров е конструиран прототип на бъдещият експериментален модел (вж. приложение 1 и 2).

Изработване на експериментален модел

За изработването на експериментален модел за трибологично изследване са подготвени стандартни метални плочки – носители с размери – 50 mm x 50 mm, и дебелина 3 mm. Във всяка от тях са фрезовани по 9 отвора с диаметър 10 mm и дълбочина 1,5 mm. В отворите е аплициран съответния тестван материал. На фиг. 65, са показани материалите за изработване на тестовите образци.



Фиг. 65.

Задръжката на композитните тествани материали, във фрезованите гнезда на металните плочки, е подсилена допълнително с посредничеството на метален праймер (фиг. 66), (2).

В таб. 15 е показан основният състав на използвания метален праймер.

Таблица 15. Състав на метален праймер

Метален Праймер	Абревиатура	Състав	Производител
Metal Primer-2	MP2	MEPS- Метакрилокси алкил тиофосфат	GC Corporation Токуо Япон



Фиг. 66.

Аплицирането и полимеризацията на използваните композити е осъществено послойно, използвайки предложена от нас опитна постановка (вж. приложение 3). Фотоактивиращата лампа (mini led Satelec, Switzerland), е фиксирана в стандартно отстояние до обекта – 10 mm.



Фиг. 67.



Фиг. 68.



Фиг. 69.

Фиг. 67– Етап от аплицирането на композит.

Фиг. 68, 69 – Полимеризация на композит в металната плочка.

Алицирането и кондензирането на използваните амалгами, е осъществено по общоприетите начини за поставяне и кондензиране на дентална амалгама. Използвани са капсулни форми размесени по времетраене и честота съобразени с параметрите препоръчани от фирмата производител.



Фиг. 70.



Фиг. 71.



Фиг. 72.

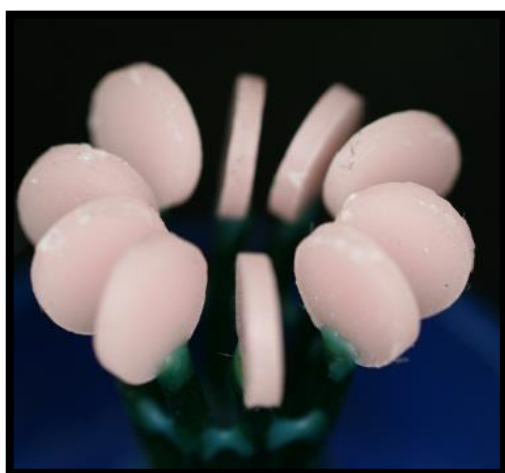
Фиг. 70, 71, 72 – Етапи от изработването на тестови образци с дентална амалгама.

Фиг. 73 – Подготвените трибологични тестови тела от изследваните материали.



Фиг. 73.

Позитивната контролна група образци се изработиха и отляха от метална сплав, не съдържаща никел.



Фиг. 74.



Фиг. 75.

На фиг. 74, са представени етапи от оформяне на восъчните прототипи на металните образци.

Фиг. 75 – Етап от почистването на металните дискове.

Фиг. 76 – Готови метални дискове.



Фиг. 76.

Фиксирането на контролните триболологични дискове от метална сплав, е осъществено посредством изготвена матрична форма от адитивен силикон (Ormarplus, Major Italy). Използвани са параметрите на стандартната метална плочка.

Фиг. 77 – Изработената матрична форма



Фиг. 77.

Посредством епоксидна смола, приготвена според изискванията на производителя, са фиксирани тестовите метални дискове, от контролното изследване.

Фиг. 78 – Подготовка на материалите за изготвяне контролен образец.

Фиг. 79 – Аплициране на епоксидна смола

Фиг. 80 – Готов тестов образец (контрола).



Фиг. 78.



Фиг. 79.



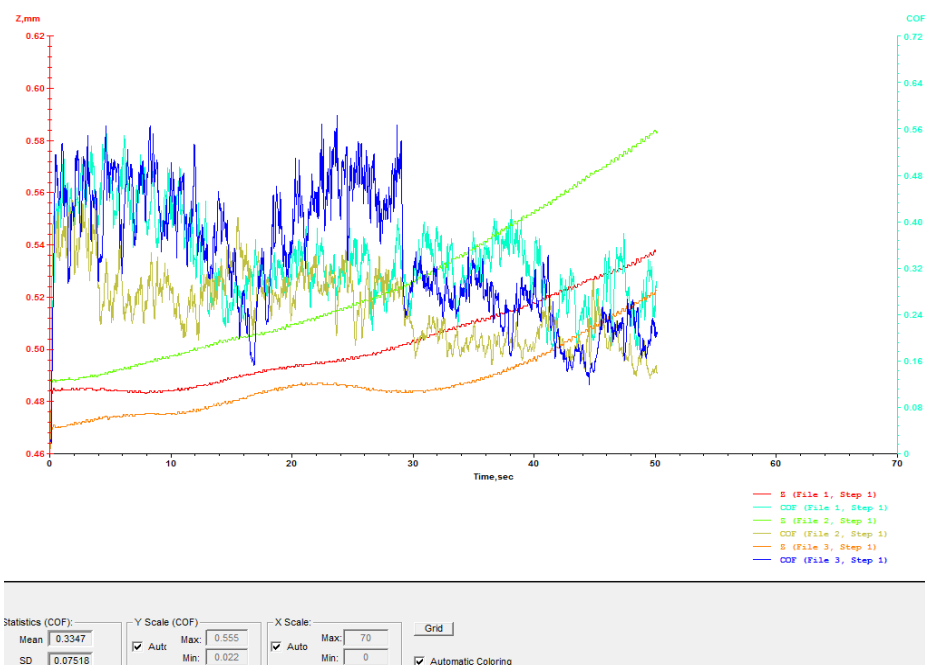
Фиг. 80.

Подзадача 3.2. Изследване на скоростта и дълбочината на износване чрез микро-надраскване при конвенционални и съвременни композити и амалгама.

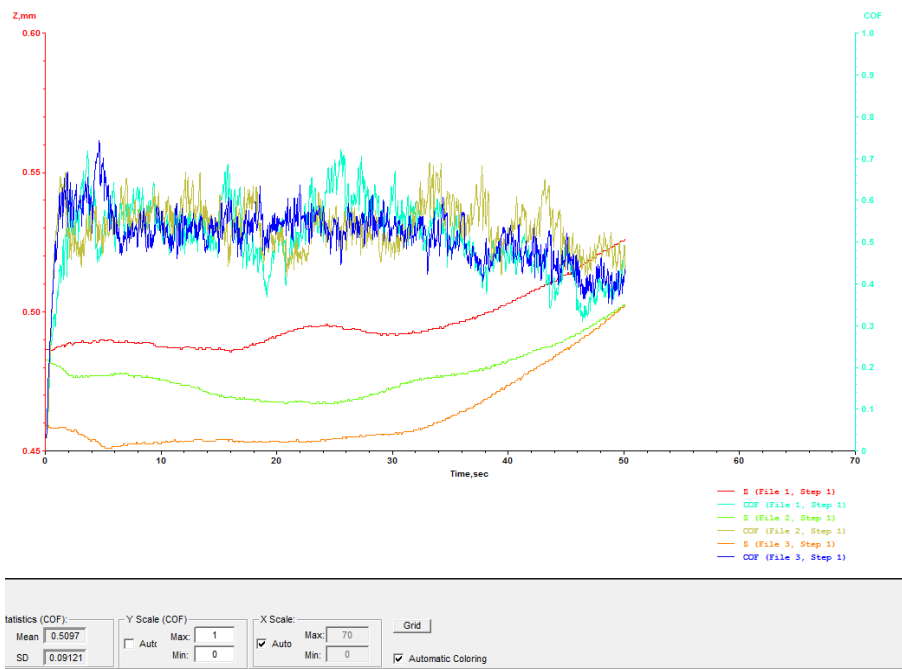
Резултати и обсъждане

На графиките по-долу са представени резултатите от тестовете на надраскване – за всеки образец, както и за всеки отделен тест. Показани са най-силно сходящите резултати, а при тези, където отклонението в стойностите е голямо, са дадени именно тези екстремалните стойности, с цел да се покаже, че повърхностната грапавост и недобрата хомогенност на материалите могат да окажат огромно влияние върху резултатите от микро-механични, и още повече при нано-механични изпитвания.

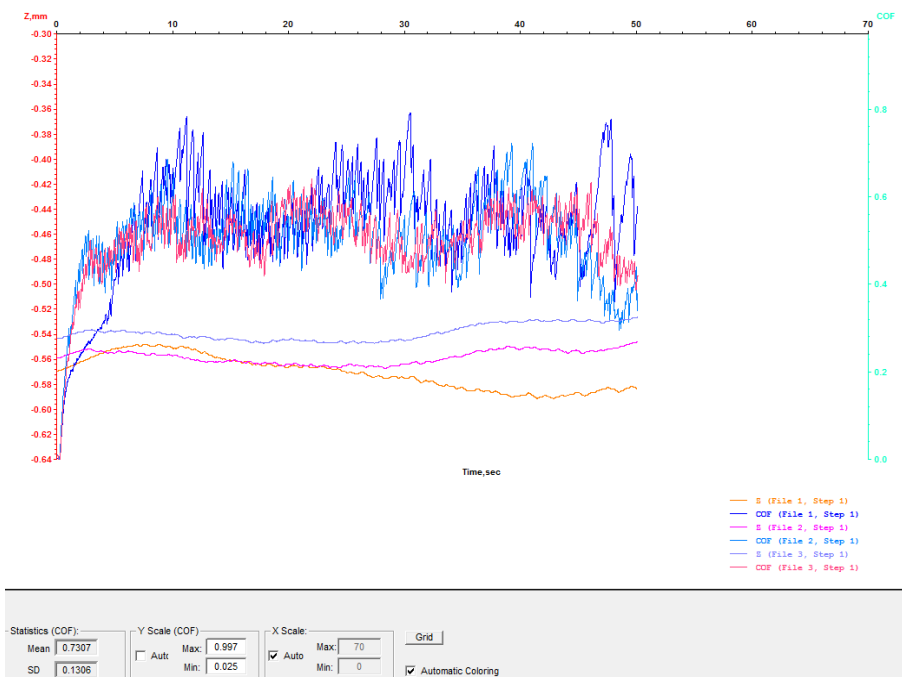
Образец 1 (Duceralloy C) – референтен метал



Фиг. 81. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Duceralloy C* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 1 N; скорост 0,1 mm/sec; дължина на надраскване 5 mm.

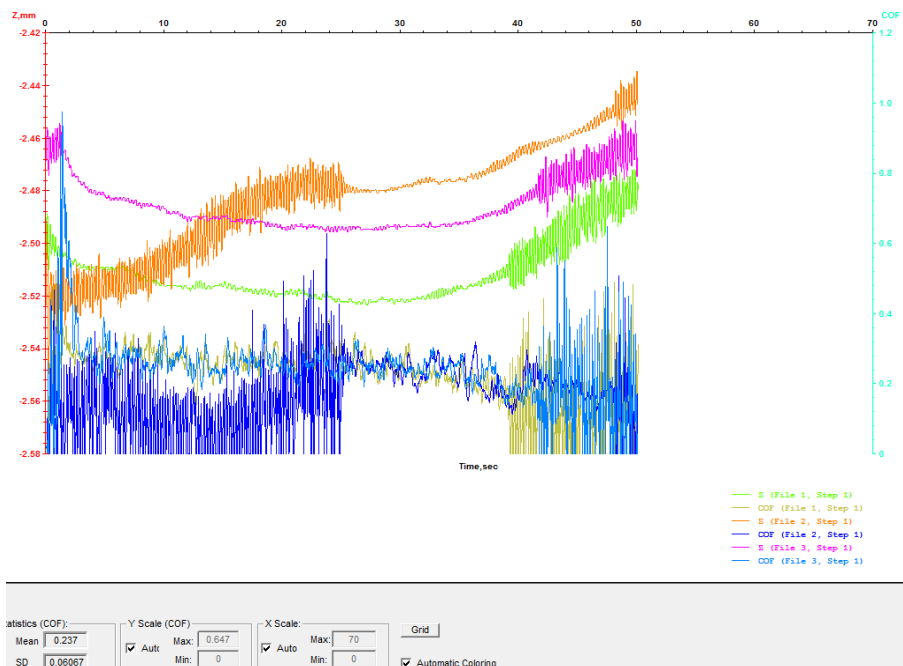


Фиг. 82. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при **Duceralloy C** от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 5 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надраскване 5mm.

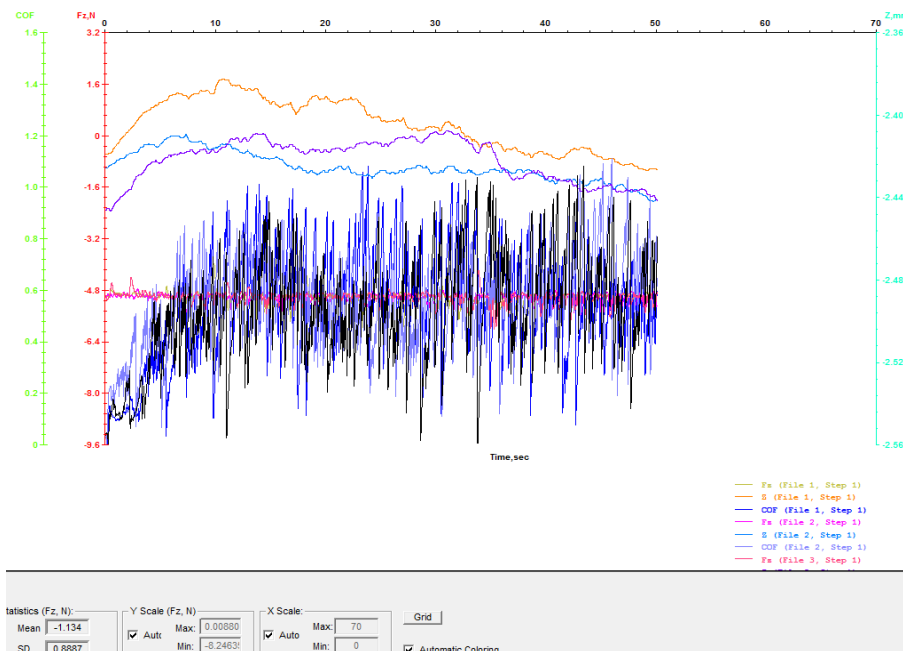


Фиг. 83. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при **Duceralloy C** от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 9 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надраскване 5mm.

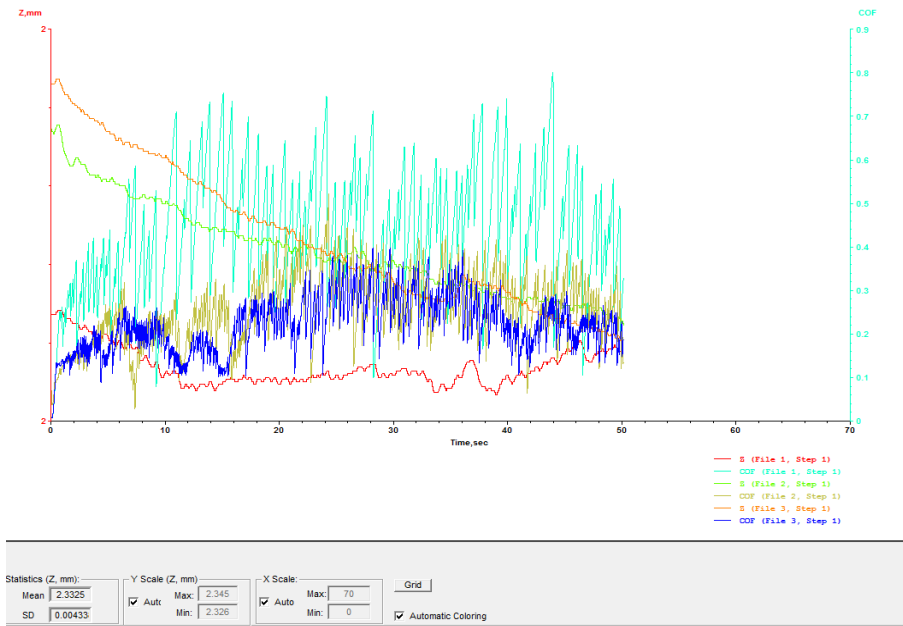
Образец 2 (Cavex Non Gamma- 2)



Фиг. 84. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при Cavex Non Gamma- 2 от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 1 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.

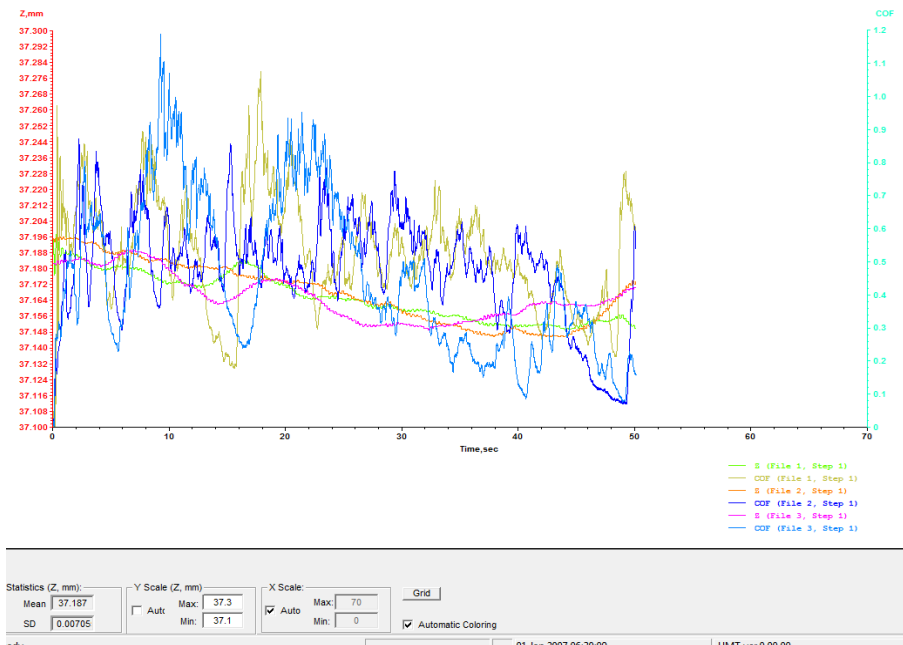


Фиг. 85. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при Cavex Non Gamma- 2 от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 5 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.

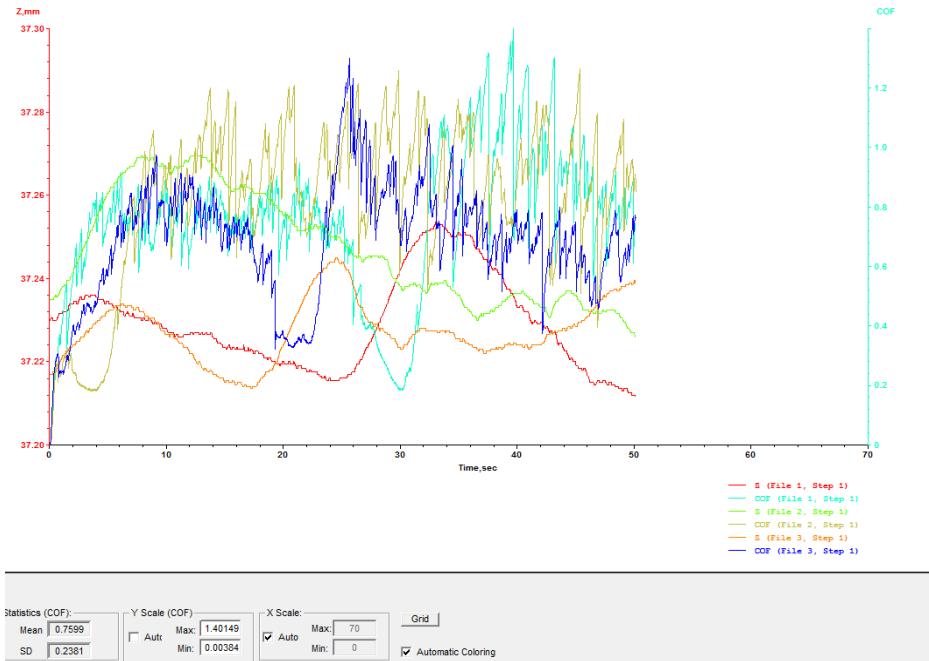


Фиг. 86. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Cavex Non Gamma-2* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 9 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.

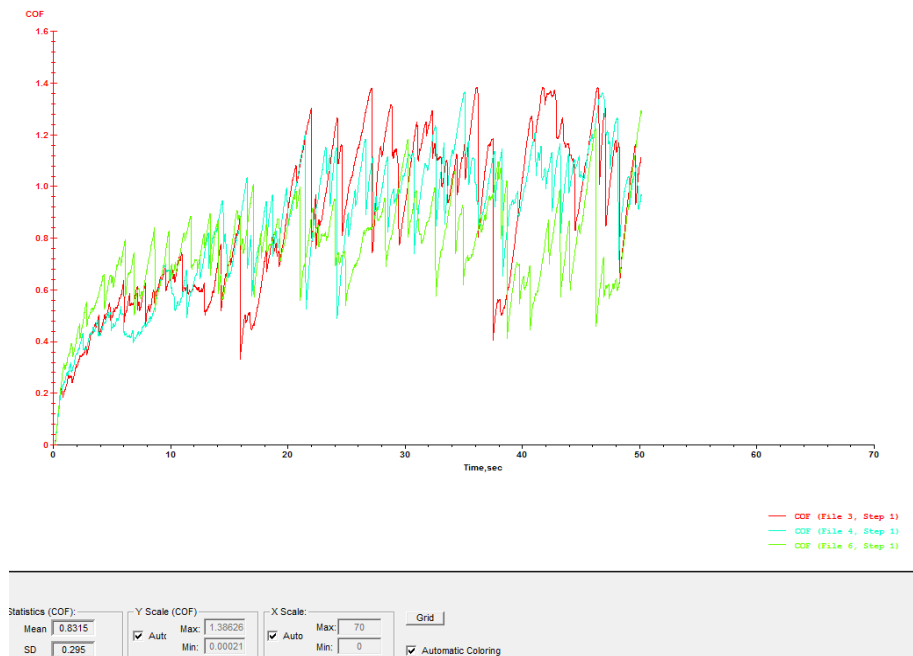
Образец 3 (Gradia Direct posterior)



Фиг. 87. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Gradia Direct posterior* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 1 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.

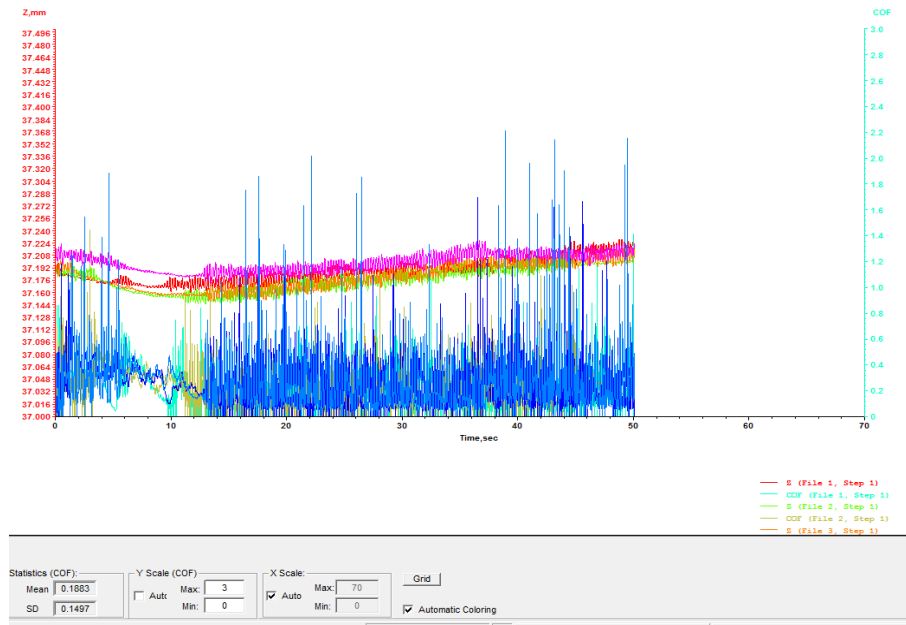


Фиг. 88. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Gradia Direct posterior* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 5 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надраскване 5mm.

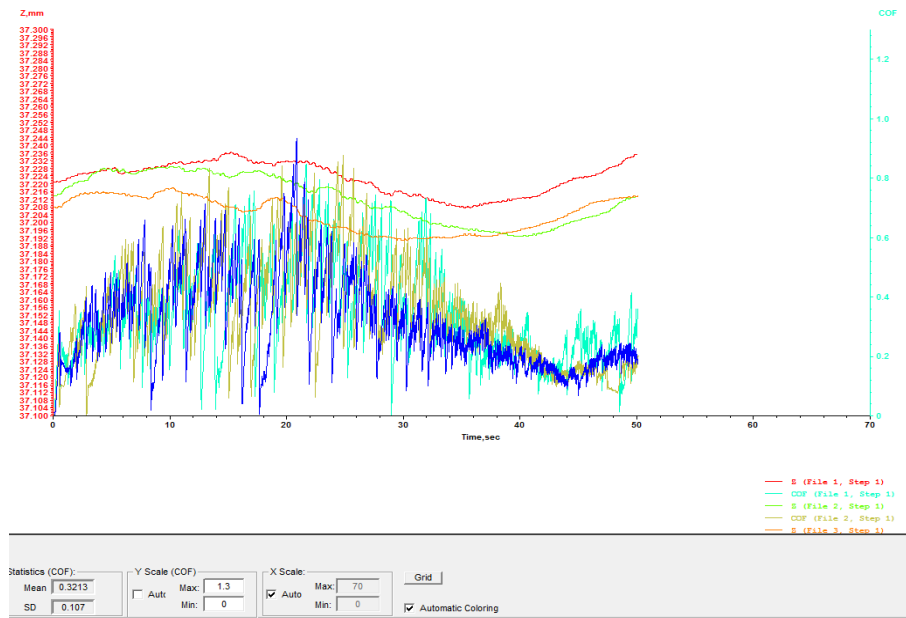


Фиг. 89. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Gradia Direct posterior* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 9 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надраскване 5mm.

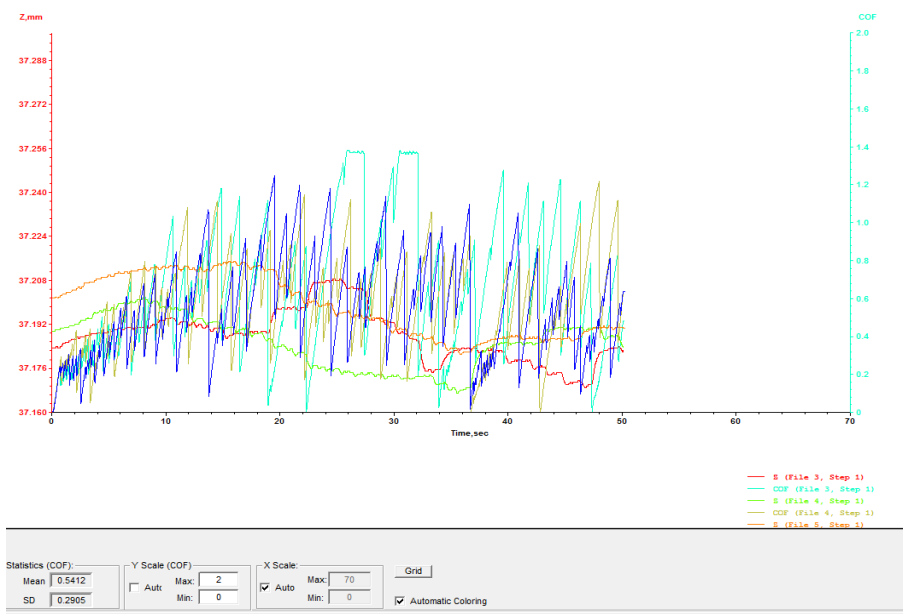
Образец 4 (Cavex Alloy)



Фиг. 90. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Cavex Alloy* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 1 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надраскване 5mm.

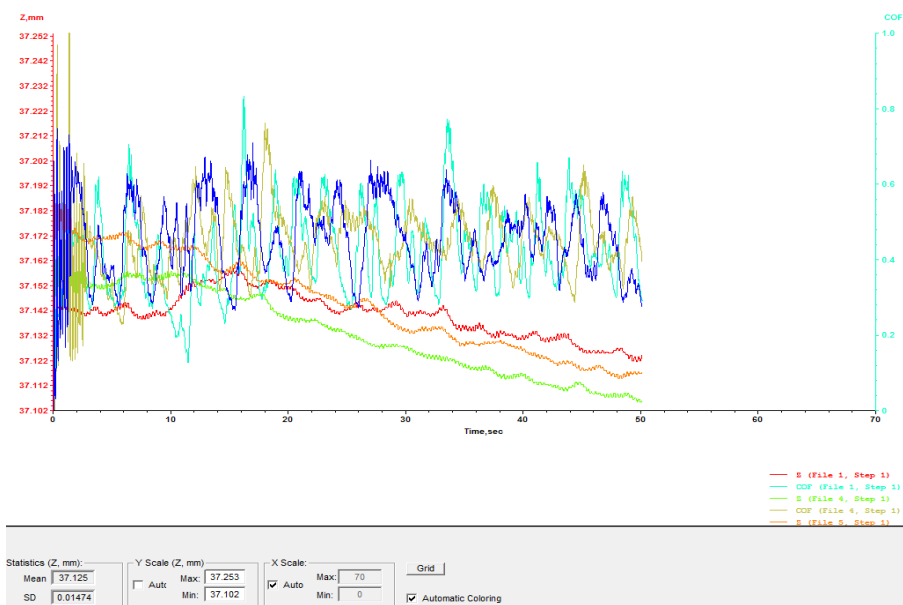


Фиг. 91. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Cavex Alloy* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 5 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надраскване 5mm.

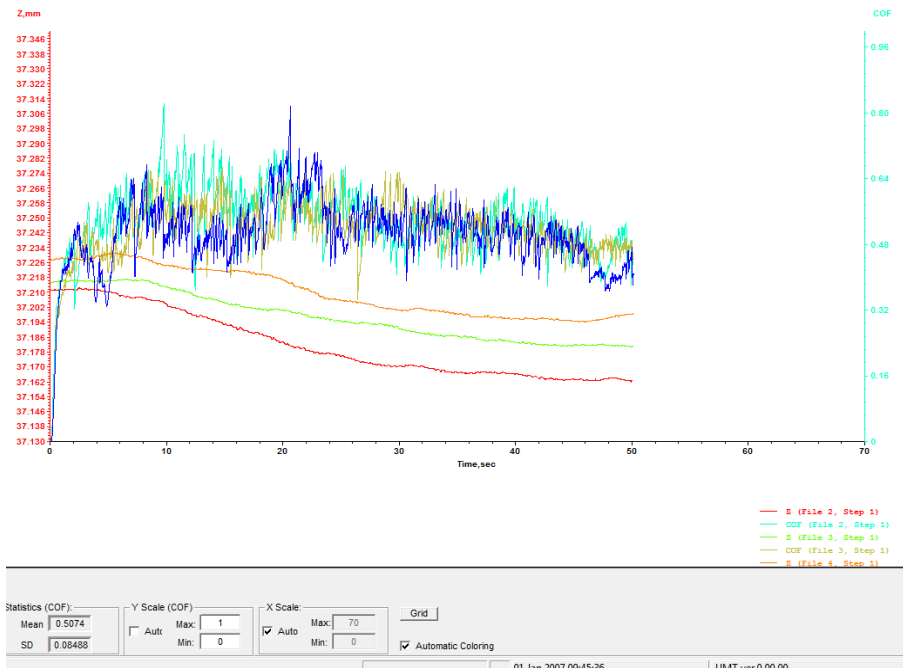


Фиг. 92. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Savex Alloy* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 9 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.

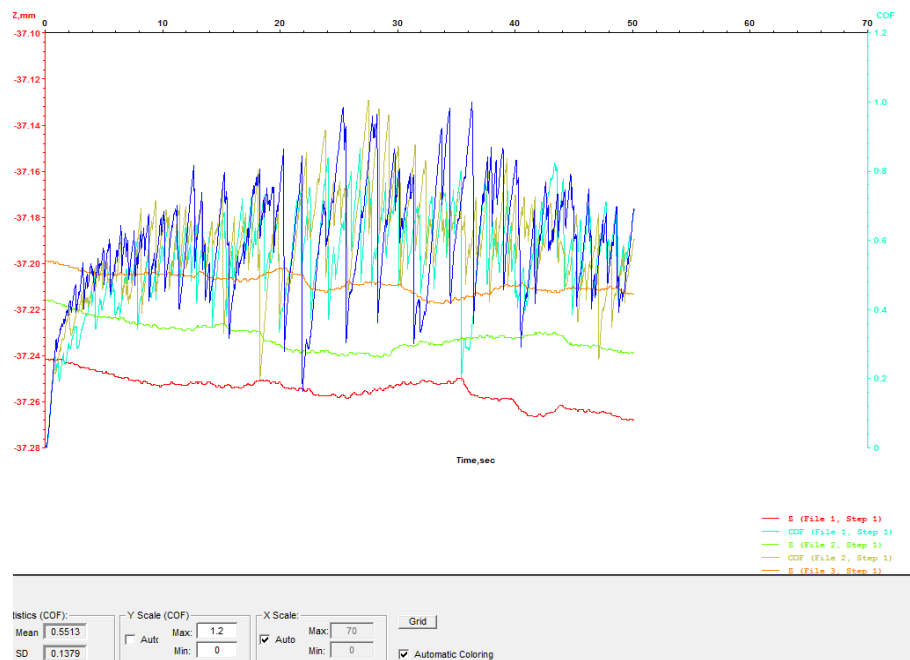
Образец 5 (Filtek P60)



Фиг. 93. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при *Filtek P60* от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 1 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.



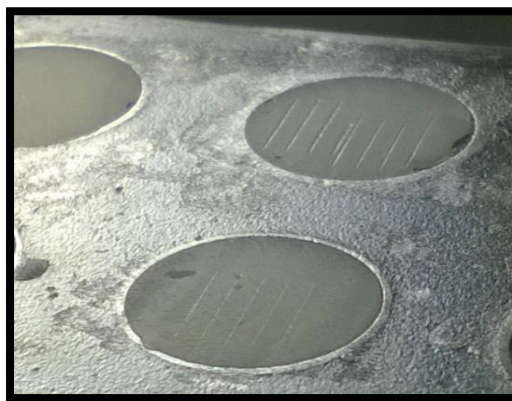
Фиг. 94. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при **Filtek P60** от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила сила 5 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.



Фиг. 95. Графично представяне на резултати за коефициент на триене и потъване при **Filtek P60** от три последователни теста в една и съща посока. Приложена сила 9 N; скорост 0,1mm/sec; дължина на надрасване 5mm.



Фиг. 96.



Фиг. 97.

Фиг. (96, 97) изобразяват етапи от провеждането на тестовете на микро-надраскване.

Усреднените резултати от тестовете на надраскване са дадени в Таблица 16.

Таблица 16. Усреднени стойности за коефициента на триене при надраскване и потъването на резаца по z, в зависимост от приложеното натоварване

Образец	Тестван материал	Приложено натоварване (N)	Коефициент на триене - усреднен	Стандартно отклонение на коефициента на триене	Потъване по z (µm)
1	Duceralloy C	1	0,3347	0,07518	46,79
		5	0,5097	0,09121	26,54
		9	0,7307	0,13060	51,76
2	Cavex Non Gamma- 2	1	0,2370	0,06067	104,31
		5	0,5440	0,21350	16,62
		9	0,4382	0,13620	36,33
3	Gradia Direct posterior	1	0,4953	0,13110	30,71
		5	0,7599	0,23810	28,21
		9	0,8315	0,29500	40,23
4	Cavex Alloy	1	0,1883	0,14970	7,66
		5	0,3213	0,10700	14,29
		9	0,5412	0,29050	20,11
5	Filtek P60	1	0,4357	0,15120	39,64
		5	0,5074	0,08488	30,75
		9	0,5513	0,13790	25,13

Стойностите на потъване по z (μm) отразяват дълбочината на износване чрез микро-надраскване на тестваните образци. **Cavex Alloy** показва по-малки стойности на потъване, т.е. по-добра износоустойчивост на микронадраскване в сравнение с **Cavex Non Gamma-2**. При максимална сила на осъществяване на микро-надраскване при **Gradia Direct posterior** се наблюдават по-големи стойности на потъване от тези при **Filtek P60**. Кондензируемият композит проявява по-висока резистентност на износване при микронадраскване спрямо микрохибридния.

При някои образци и при някои от приложените сили отклонението на стойностите е много голямо. Оттам се получават и нелогично големи разлики – например, образец 2 – сила 1 N, потъване 104 μm , а при 5 и 9 N – съответно, около 17 и 36 μm . Това може да се дължи и на високата грапавост/липса на гладкост на повърхността на образците.

В трибологията под повърхнина на дадено тяло се разбира граничната зона на тялото с околната среда, която по строеж и свойства се различава от тези на вътрешните му части. От качеството на повърхнините до голяма степен зависят такива функционални характеристики като умора, износоустойчивост, фрикционност и корозоустойчивост на материалите, които определят и индикациите за тяхното приложение. Повърхностният релеф на КМ има важно значение за тяхната дълготрайност, тъй като отразява взаимодействието на възстановителните материали с оралната среда (70). Дисперсната среда и дисперсната фаза на КМ имат различни нива на твърдост, в резултат предизвикват вариации в ефективността на полиране. Тази вариабилност може да доведе до разлики в грапавостта на повърхността (174). Финирането и полирането са последните стъпки на директното възстановяване с пластични материали. Финирането включва грубо отстраняване на излишъци от материала,

анатомично контуриране и първоначално изглаждане на повърхностите, а полирането има за цел да намали грапавостта на повърхността до възможно най-оптимално ниво (124).

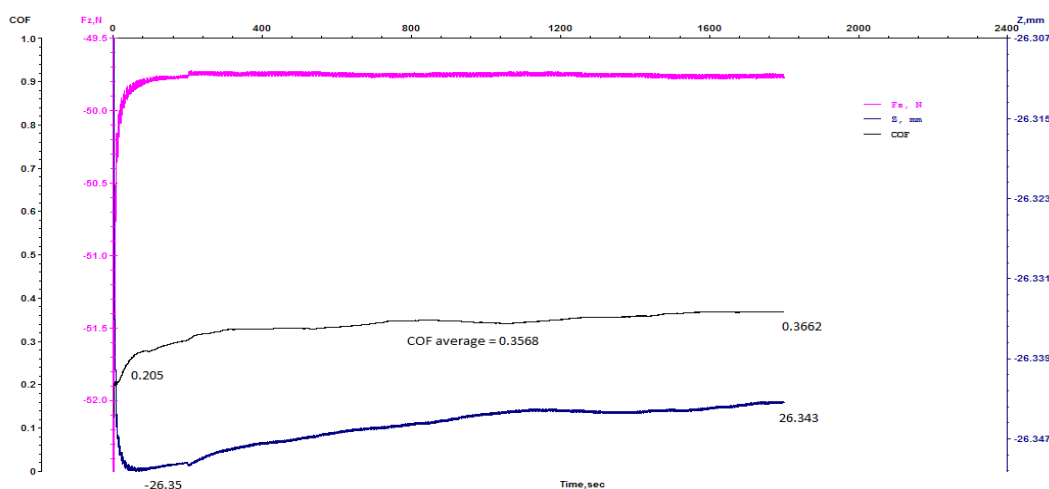
При изготвянето на експерименталните тестови образци в настоящото изследване са спазени стандартни клинични протоколи за финиране и полиране на повърхността на obtурации от амалгама и КМ. Осъществяването на тези процедури *in vitro* – върху плоска повърхност на изследвания материал и извън условията на устната кухина би следвало да бъде с оптимален ефект. За разлика от финирането и полирането на obtурационните материали *in vivo*, където оклузалният релеф на зъба никога не е идеална плоска повърхност, а видимостта и достъпът до оперативното поле в много случаи са затруднени. От получените резултати се съди за висока грапавост на тестваните образци. Можем да заключим, че в клинични условия постигането на оптимална гладкост на повърхността на пластичните obtурационни материали е още по-трудно. Това се отразява на тяхното механично поведение, особено в условия на екстремни дъвкателни сили. Редица проучвания сравняват ефективността на различни системи за полиране на КМ за директно възстановяване за постигане на оптимална гладкост на повърхността (79, 82, 88, 131, 152).

Подзадача 3.3. Проучване на устойчивостта на триене и износване на повърхността и в дълбочина на възстановителни материали от конвенционални и съвременни композити и амалгама.

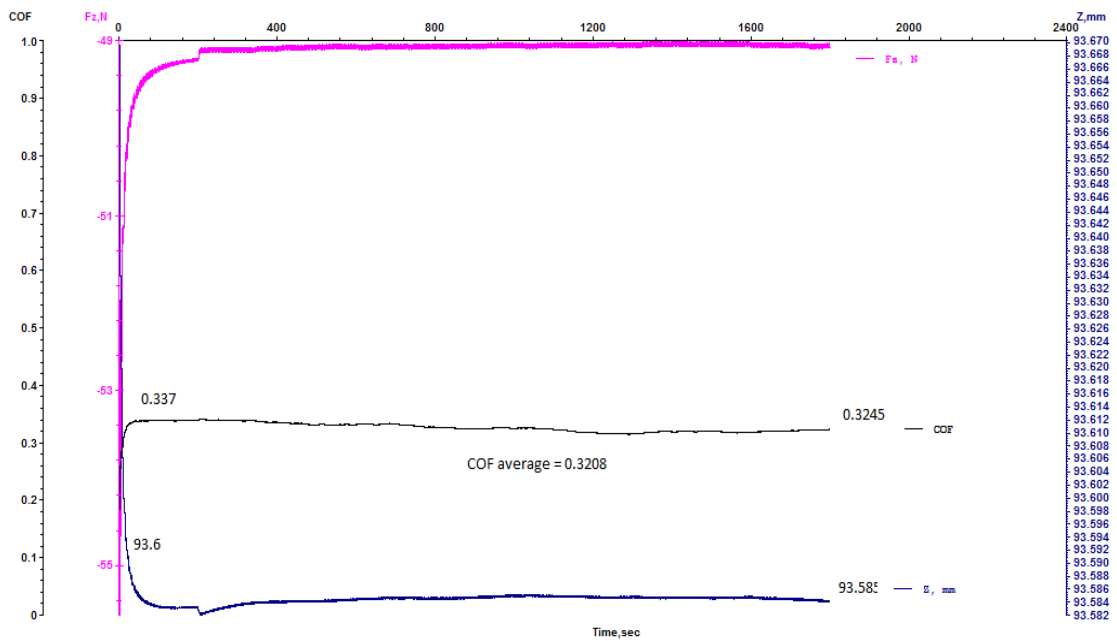
Резултати и обсъждане

На графиките по-долу са представени резултатите от тестовете за определяне на устойчивостта при износване – за всеки образец, както и за всеки отделен тест и всеки отделен цикъл от всеки тест. Визуално са онагледени поведението на устойчивостта на различните материали при едни и същи условия на износване. Тъй като при този вид тест движението е възвратно-постъпателно, т.е. циклично, това влияе по подобен начин и на зададената нормална сила F_z – тя се колебае по определен модел спрямо зададената стойност; същото важи и за силата триене F_x , коефициента на триене COF, дори преместването по z .

Образец 1 (Duceralloy C) – референтна метална сплав

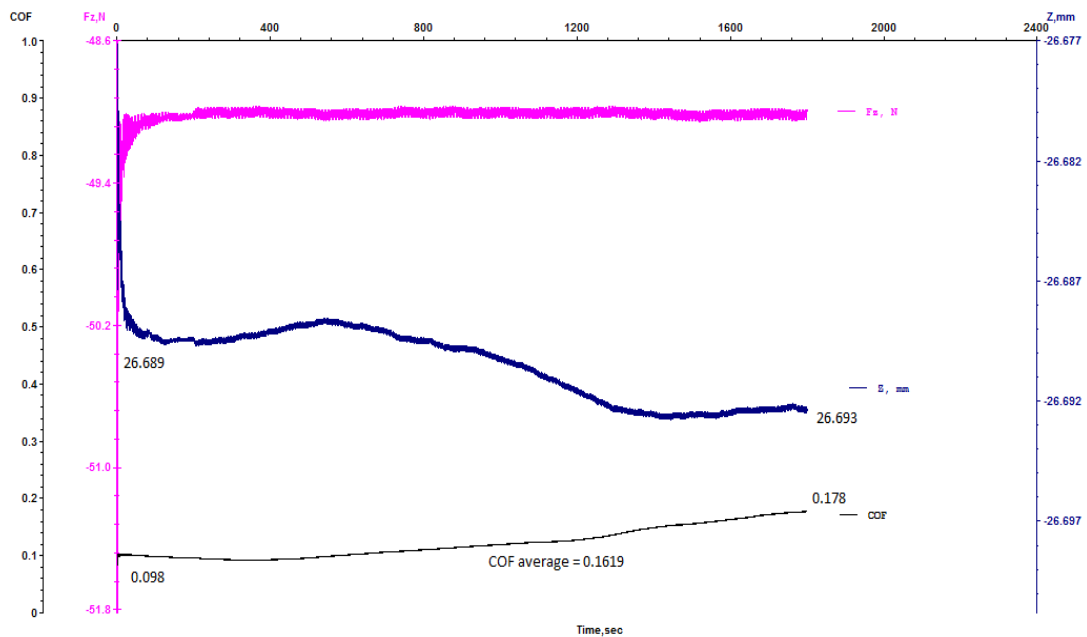


Фиг. 98. Графично представяне на отчетените резултати през първите 30 минути на износване за Duceralloy C

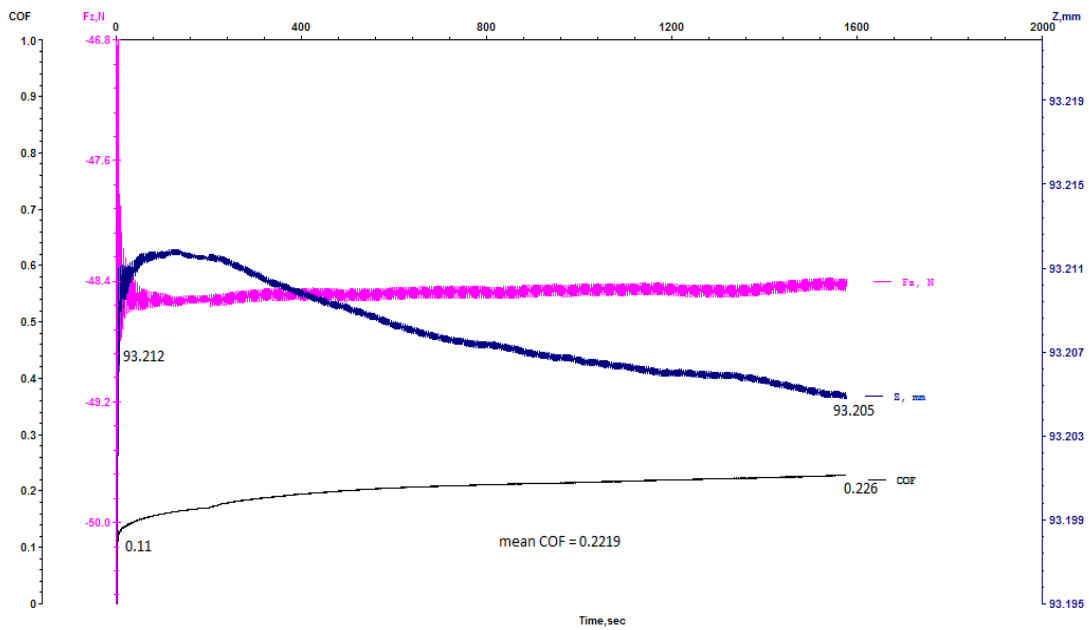


Фиг. 99. Графично представяне на отчетените резултати през вторите 30 минути на износване за *Duceralloy C*

Образец 2 (Cavex Non Gamma- 2)

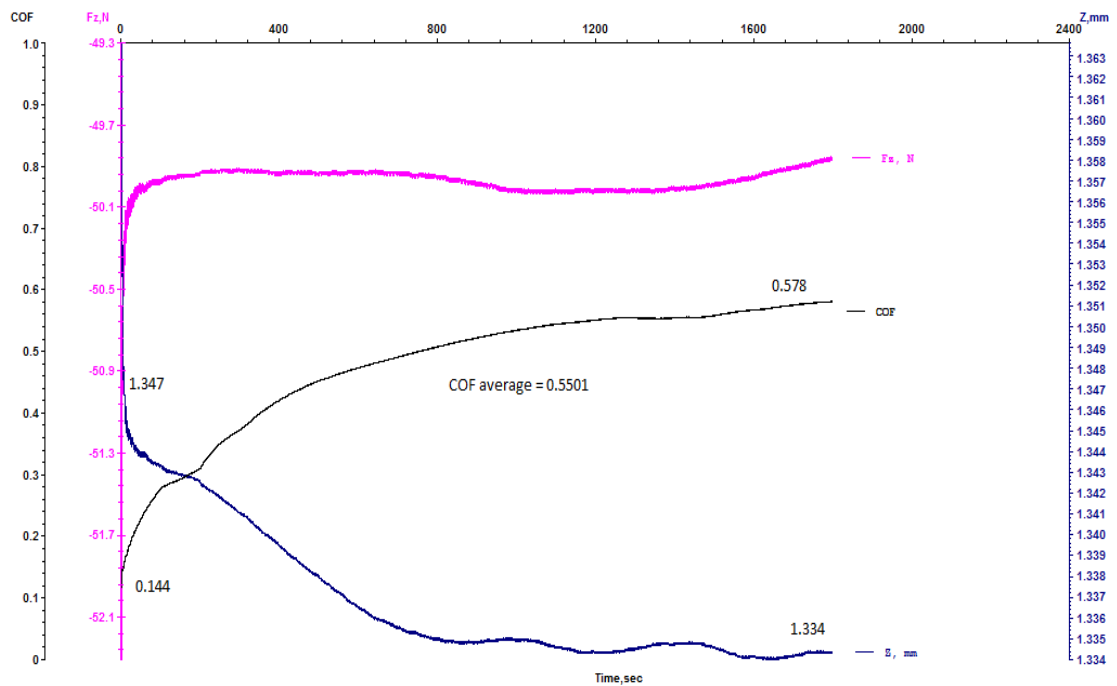


Фиг. 100. Графично представяне на отчетените резултати през първите 30 минути на износване за *Cavex Non Gamma- 2*

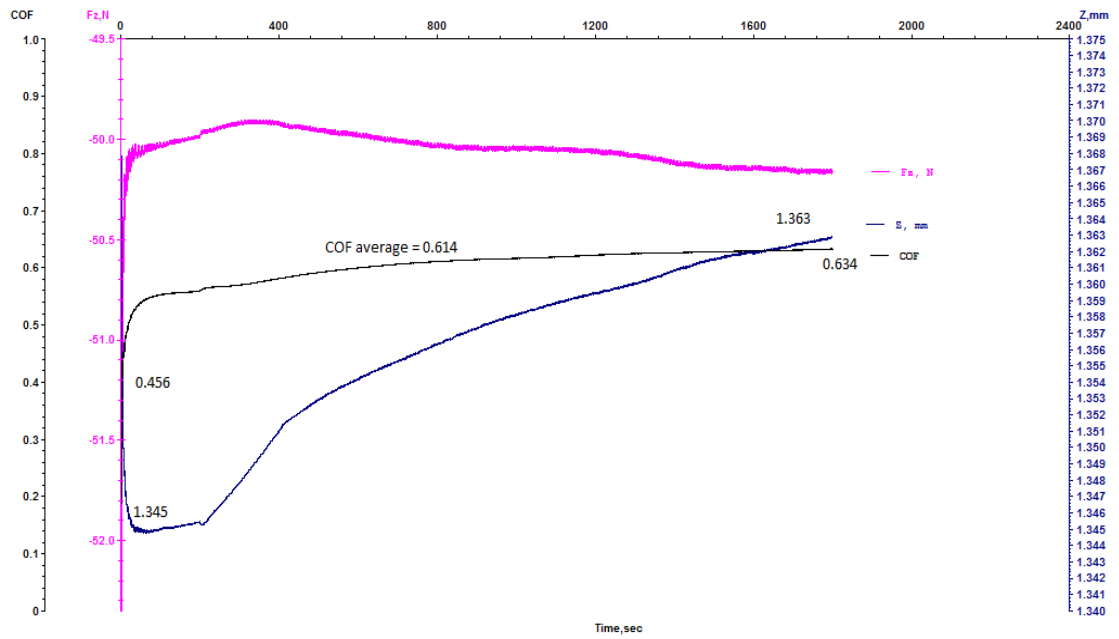


Фиг. 101. Графично представяне на отчетените резултати през вторите 30 минути на износване за *Cavex Non Gamma-2*

Образец 3 (Gradia Direct posterior)

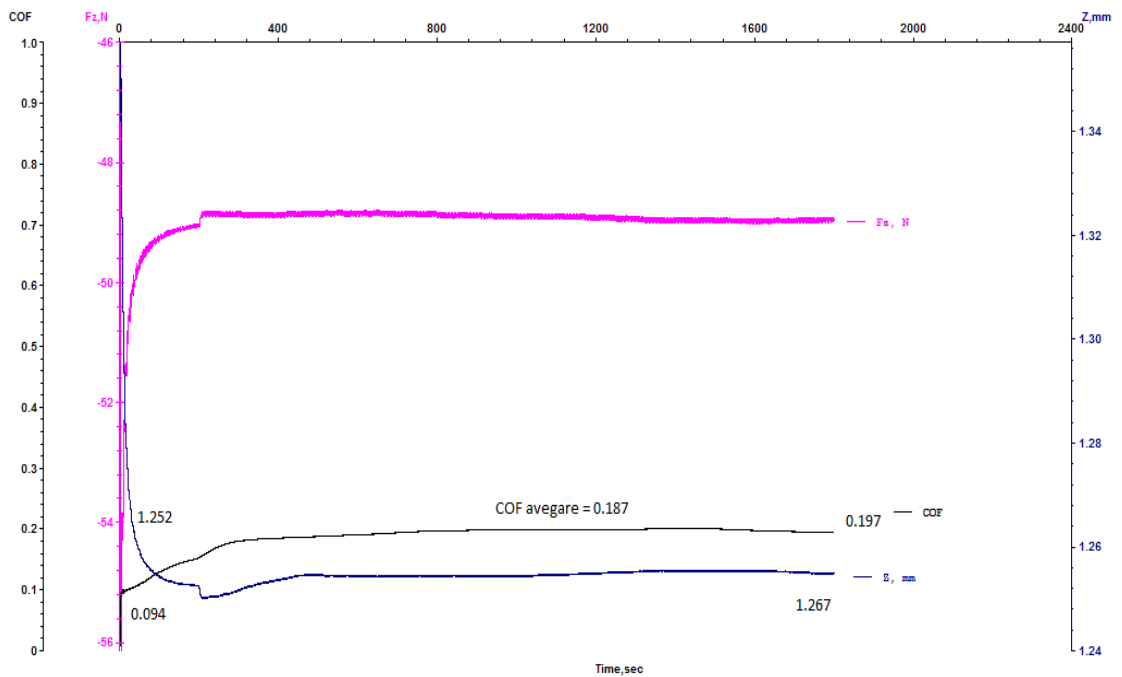


Фиг. 102. Графично представяне на отчетените резултати през първите 30 минути на износване за *Gradia Direct posterior*

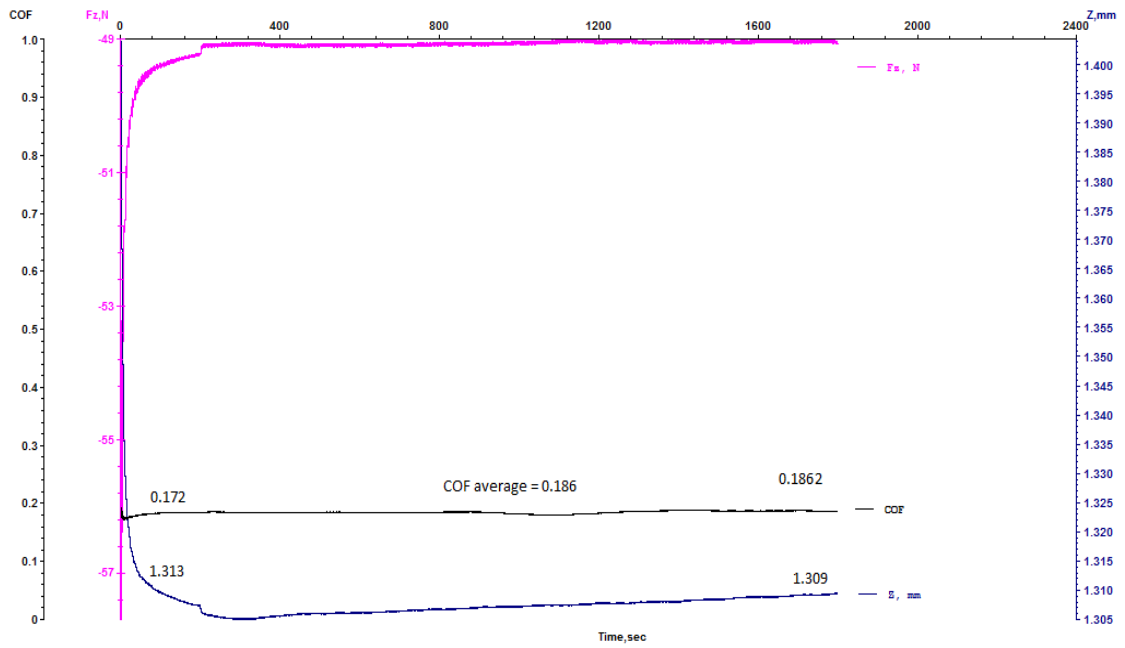


Фиг. 103. Графично представяне на отчетените резултати през вторите 30 минути на износване за *Gradia Direct posterior*

Образец 4 (Cavex Alloy)

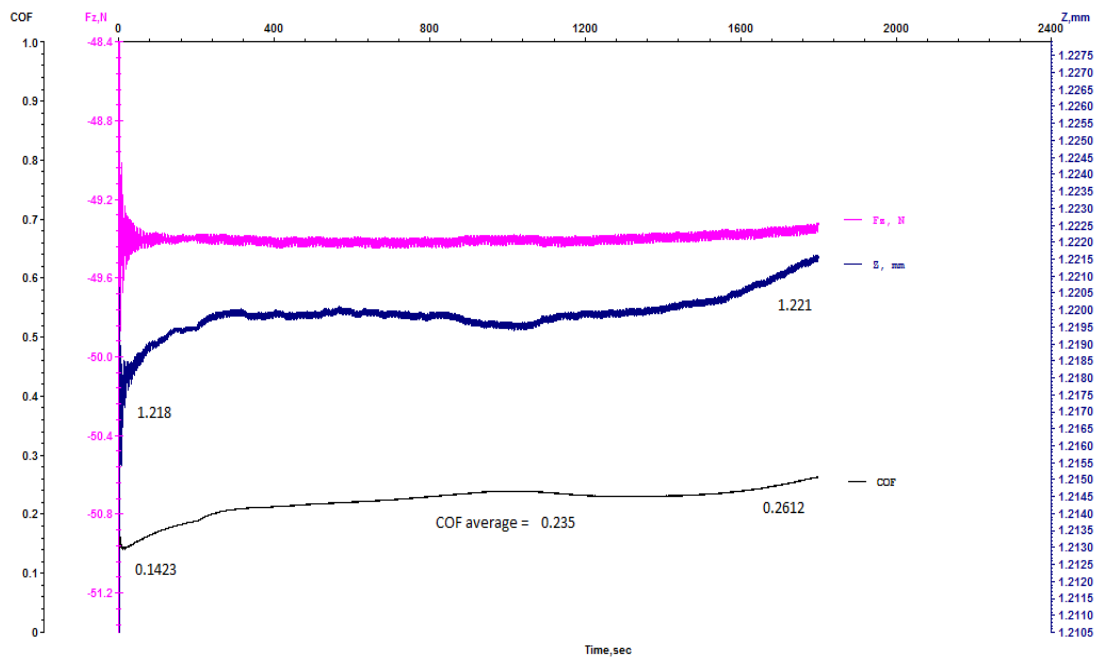


Фиг. 104. Графично представяне на отчетените резултати през първите 30 минути на износване за *Cavex Alloy*

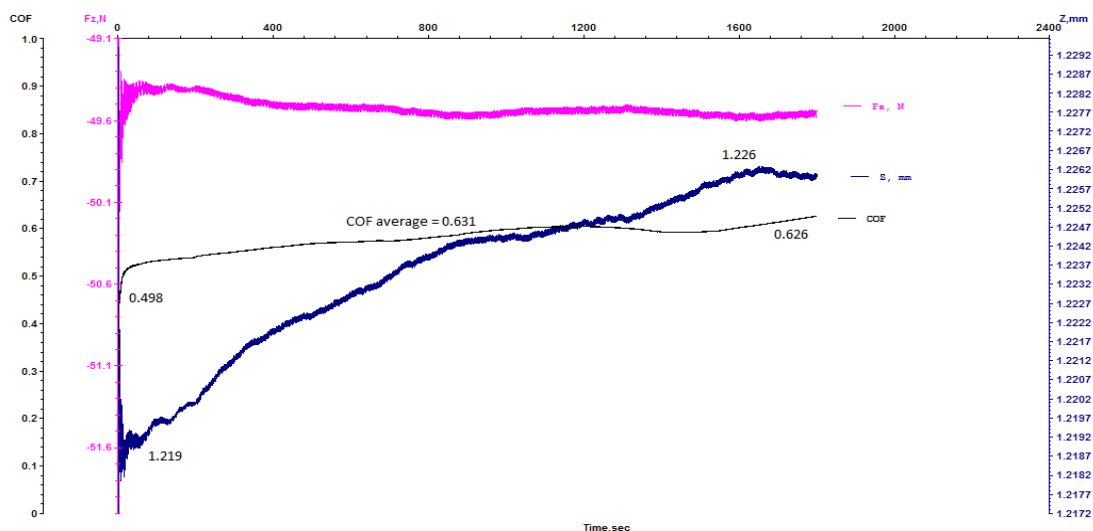


Фиг. 105. Графично представяне на отчетените резултати през вторите 30 минути на износване за *Cavex Alloy*

Образец 5 (Filtek P60)



Фиг. 106. Графично представяне на отчетените резултати през първите 30 минути на износване за *Filtek P60*



Фиг. 107. Графично представяне на отчетените резултати през вторите 30 минути на износване за **Filtek P60**

Таблица 17. Начални, крайни и усреднени стойности за коефициента на триене и дълбочина на износване (потъването на топчето по z) за всеки от двата цикъла на износване по 30 мин, за всеки образец

Образец	Тестван материал	Приложено натоварване (N)	Коефициент на триене - начален	Коефициент на триене - краен	Коефициент на триене - усреднен	Потъване по z (µm)
1	Duceralloy C	50	0,205	0,366	0,3568	8
		50	0,337	0,3245	0,3208	1,5
2	Cavex Non Gamma- 2	50	0,098	0,178	0,1619	4
		50	0,12	0,226	0,2219	7
3	Gradia Direct Posterior	50	0,144	0,578	0,5501	13
		50	0,456	0,634	0,614	18
4	Cavex Alloy	50	0,094	0,197	0,187	15
		50	0,172	0,1862	0,186	4
5	Filtek P60	50	0,1423	0,2612	0,235	7
		50	0,498	0,626	0,631	7

От таблица 17 можем да обобщим, че при всички тествани образци и при двата цикъла на износване крайният коефициент на триене е по-голям от началния. Това се дължи на увеличената контактна площ между сферата от хромирана стомана и повърхността на изследвания материал в резултат на триенето. Стойностите на потъване по z при позитивната контрола **Duceralloy C** след първите 30 min. (120 000 цикъла) на износване са по-големи спрямо тези след вторите 30 min. (240 000 цикъла). Логичното обяснение на тези резултати е свързано с ефекта на закаляване на металните сплави. При осъществяване на триенето се повишава температурата на метала и се предизвиква закаляването му. В резултат настъпва механичен процес – повишаване на твърдостта на металната сплав и се увеличава неговата износоустойчивост. Тази тенденция се наблюдава и при **Cavex Alloy**. При тествания образец на **Cavex Non Gamma-2** устойчивостта на износване намалява с увеличаване на времето на триене – потъването по z се увеличава след вторите 30 min. Резултатите от тестовете върху изследваните КМ показват по-голяма износоустойчивост при **Filtek P60** – сравнима с тази на **Cavex Non Gamma-2**. При кондензируемият композит не се наблюдава промяна в стойностите на потъване след първите и вторите 30 min. на триене. Микрохибридният композит **Gradia Direct Posterior** показва по-малка резистентност на изтриване, която намалява с увеличаване на времето и циклите на триене.

В достъпната ни специализирана научна база данни са описани голям брой лабораторни изследвания за износоустойчивостта на дентални възстановителни материали (47, 48, 63, 90, 130). В тези проучвания са използвани различни видове апарати, симулиращи зъбното изтриване с участието на две тела (Two-body wear) или с участието на три тела (Three-body wear). С помощта на тези апарати се възпроизвеждат максимално близо условията в устната кухина. При

тях има възможност да се използват материали, като емайл, злато, керамика, композит, които да симулират *in vitro* антагониста. В лабораторни изследвания на износоустойчивостта на КМ посредством Two-body wear симулатори, кондензируемите композитни материали не показват по-добра устойчивост на износване в сравнение с конвенционалните хибридни композити (176). Тези резултати се потвърждават и от клинични изследвания (149, 160, 193).

Не се установяват данни за изследване на резистентността на изтриване на дентални obturationни материали с използвания от нас измервателен уред – UMT-2M (Bruker-CETR), който по своята същност не е апарат за симулация на зъбното изтриване, а универсален модулен апарат за трибологични изпитвания. Този измервателен уред се прилага в научни изследвания на различни материали – керамики, метали, полимери, стъкло, композитни материали, които не се използват за целите на денталната медицина (37, 148).

Поради специфичната измервателна апаратура и разликите в методиката, свързани с изготвянето на тестваните образци и режимите (големина на натоварващата сила, брой цикли, времетраене) за изпитванията, резултатите получени в хода на нашето изследване не са съпоставими с цитираните лабораторни изследвания в научната дентална литература.

Интерес представлява аналогията, която може да се направи с научни изследвания върху трибологичните характеристики на материали на полимерна основа, които не се прилагат в областта на денталната медицина. Такива изследвания описват учени от института по механика и биомеханика към БАН, които проучват различни видове полипропилен и нанокompозит (37, 148). Те използват приложения от нас измервателен апарат за изпитване на устойчивост на микронадраскване и триене. Установяват разлика в коефициента на триене на изследвания от тях материал при двата вида изпитване.

Такава разлика се наблюдава и в нашите резултати за двата вида ДА и КМ. Това показва различна степен на износоустойчивост на повърхността и в дълбочина на тестваните материали.

Повърхностният релеф на тестваните образци може да бъде визуализиран по няколко начина. Осъществена е оптична микроскопия (Фиг. 108). Триизмерен изглед на повърхността на тестваните материали е представен посредством резултати от 3D профилометрии на всички изследвани образци след 240 000 цикъла на износване (Фиг. 109, 110, 111, 112, 113).

В табл. 18 са представени обобщените резултати от профилометриите, като сравнително са описани средноаритметичното и средноквадратичното отклонение от средните стойности както за третираната зона, така и извън нея.

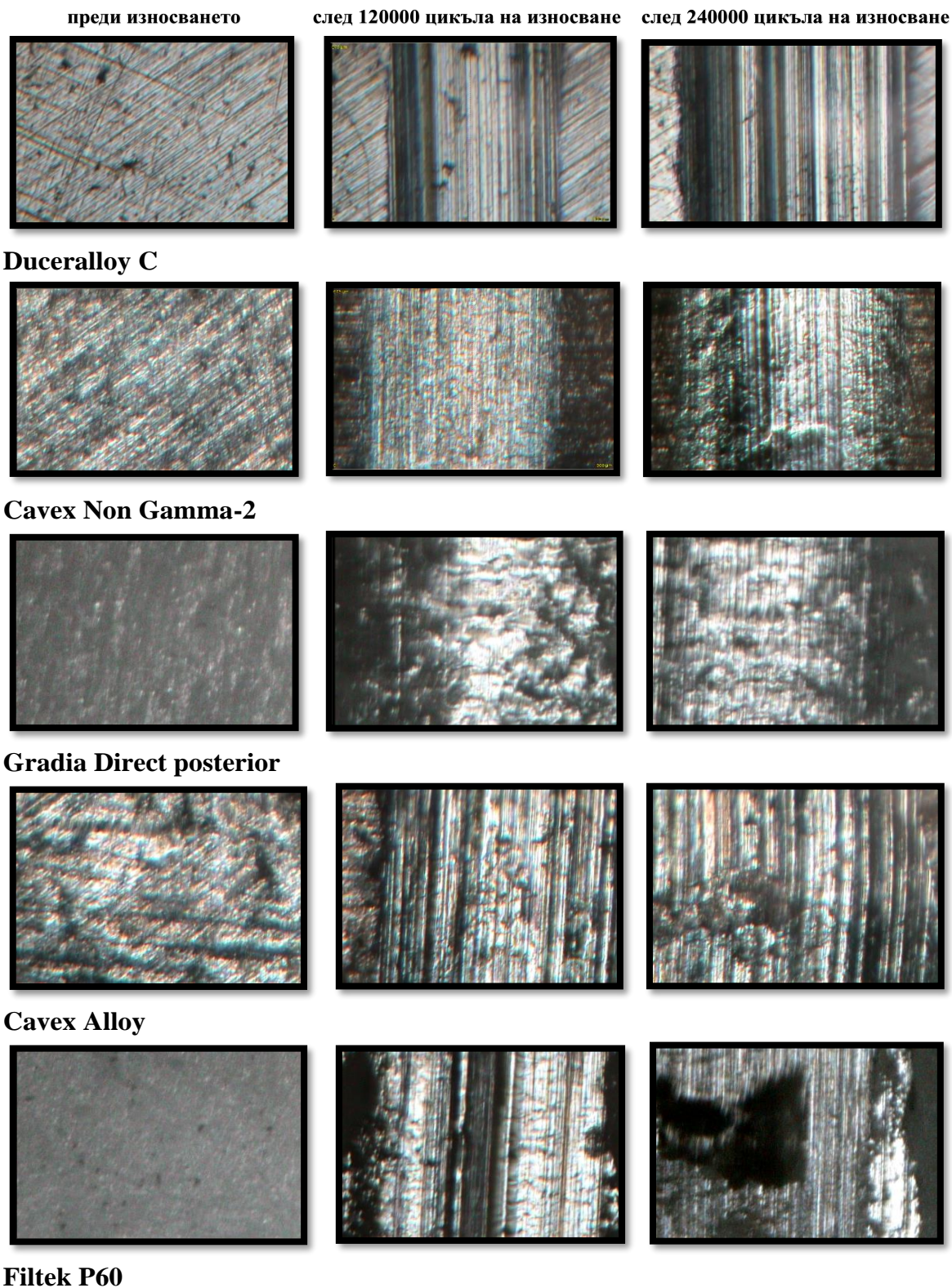
Таблица 18. Резултати от 3D профилометрията

Образец	Sa (µm) In / Out	Sq (µm) In / Out
Gradia Direct posterior	24 / 9.5	31 / 13.5
Filtek P60	7.9 / 4.2	9.5 / 5.5
Cavex Non Gamma- 2	12.5 / 9	15.1 / 12
Cavex Alloy	16.5 / 8.5	23.5 / 13.5
Duceralloy C	15.5 / 26	6.3 / 8.3

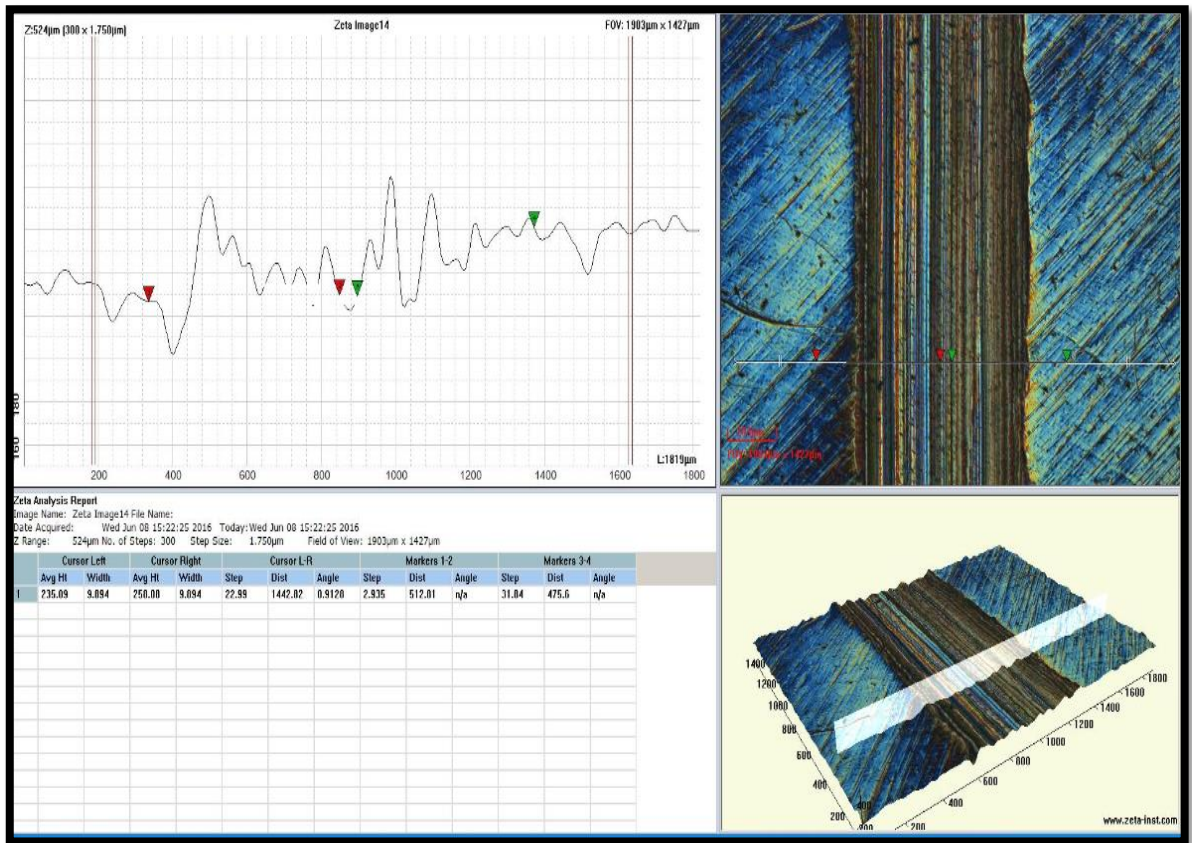
** Sa и Sq са средноаритметичното и средноквадратично отклонение от средната стойност.*

** “In” и “Out” са грапавостите в третираната област и извън нея, съответно.*

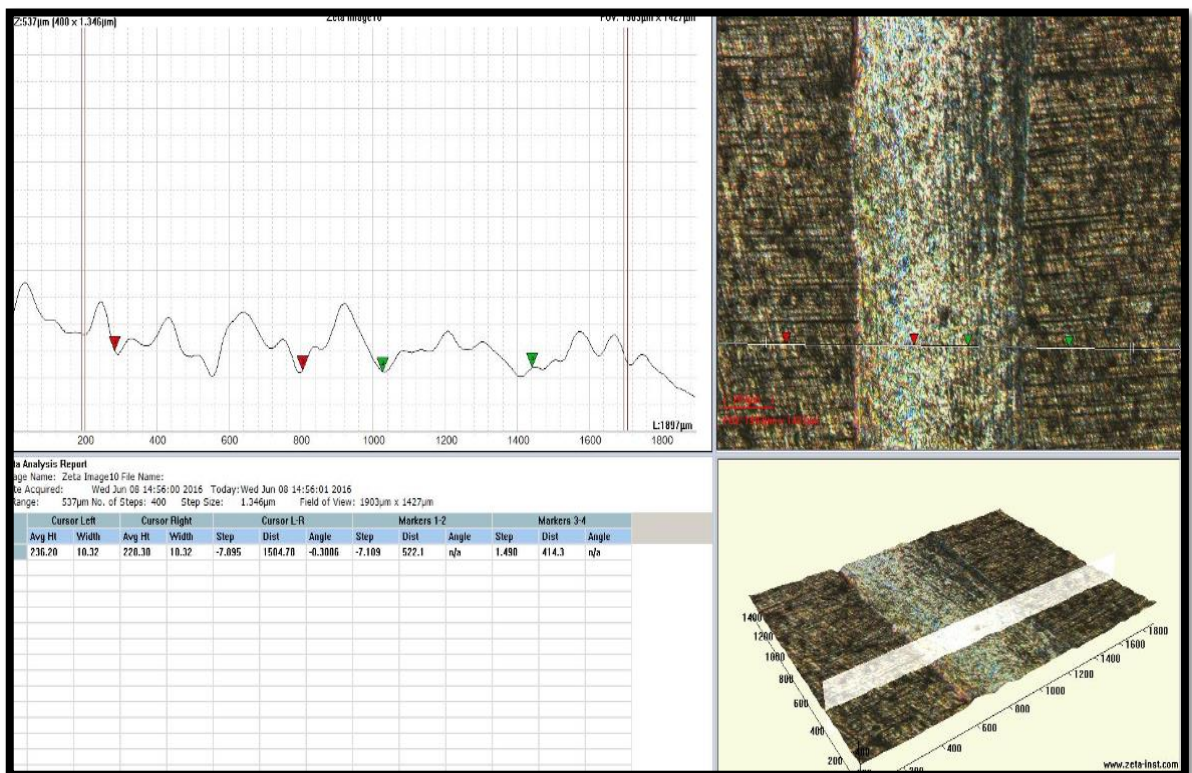
Повърхност на образеца



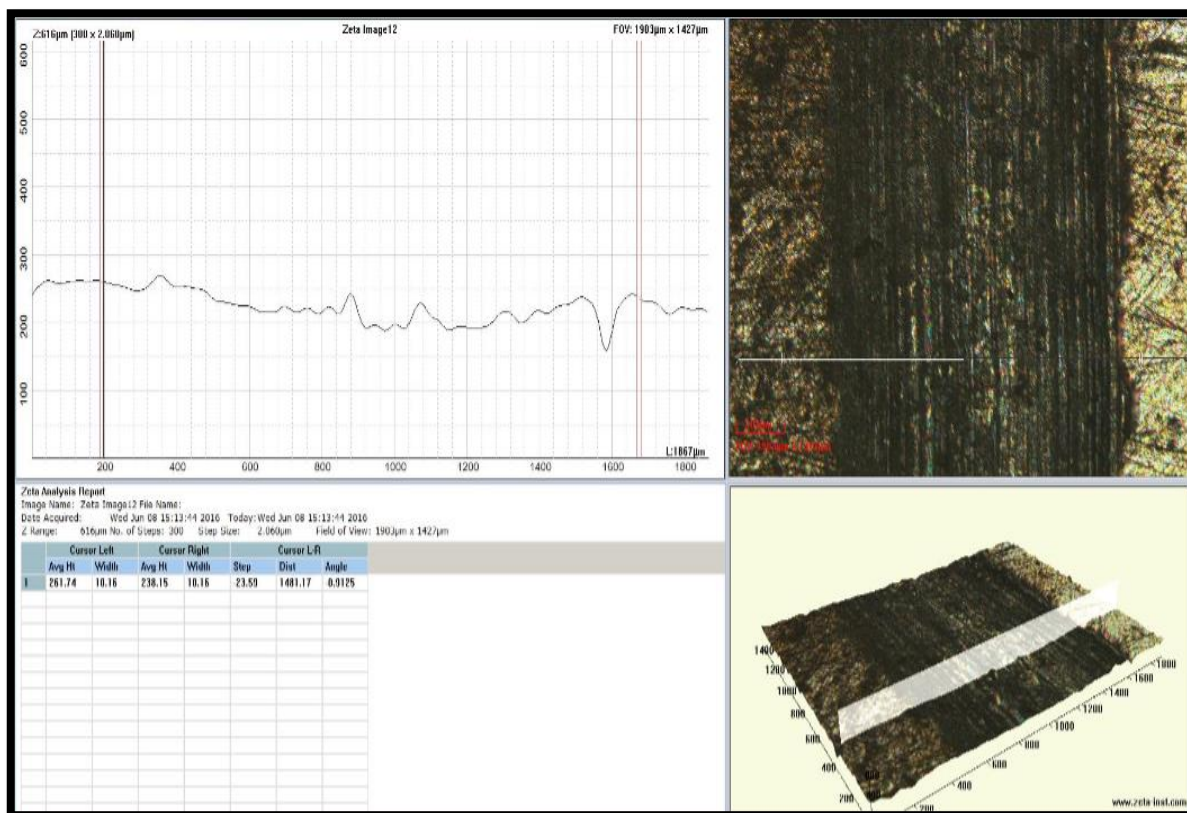
Фиг. 108. Резултати от оптична микроскопия на повърхността на всеки образец преди износване и след 30 и 60 минути / 120000 и 240000 цикъла на износване



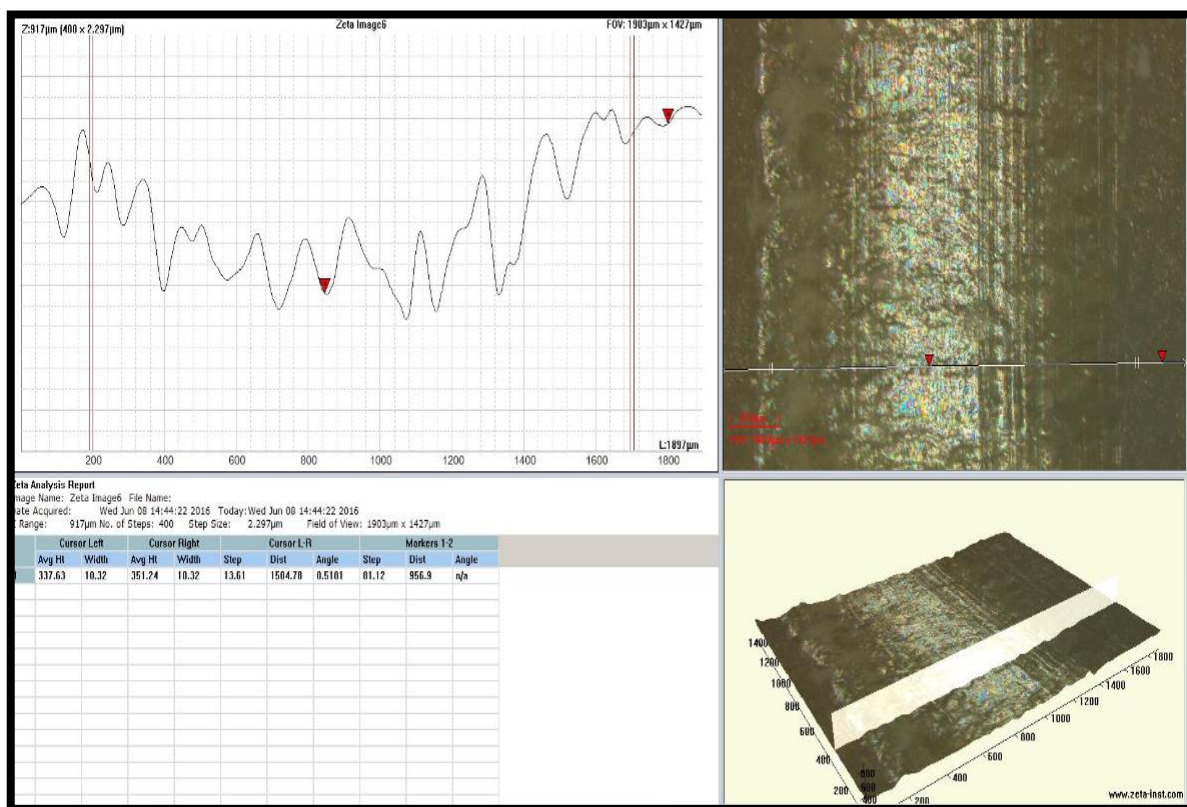
Фиг. 109. 3D Профилметрия на Discer Alloy C



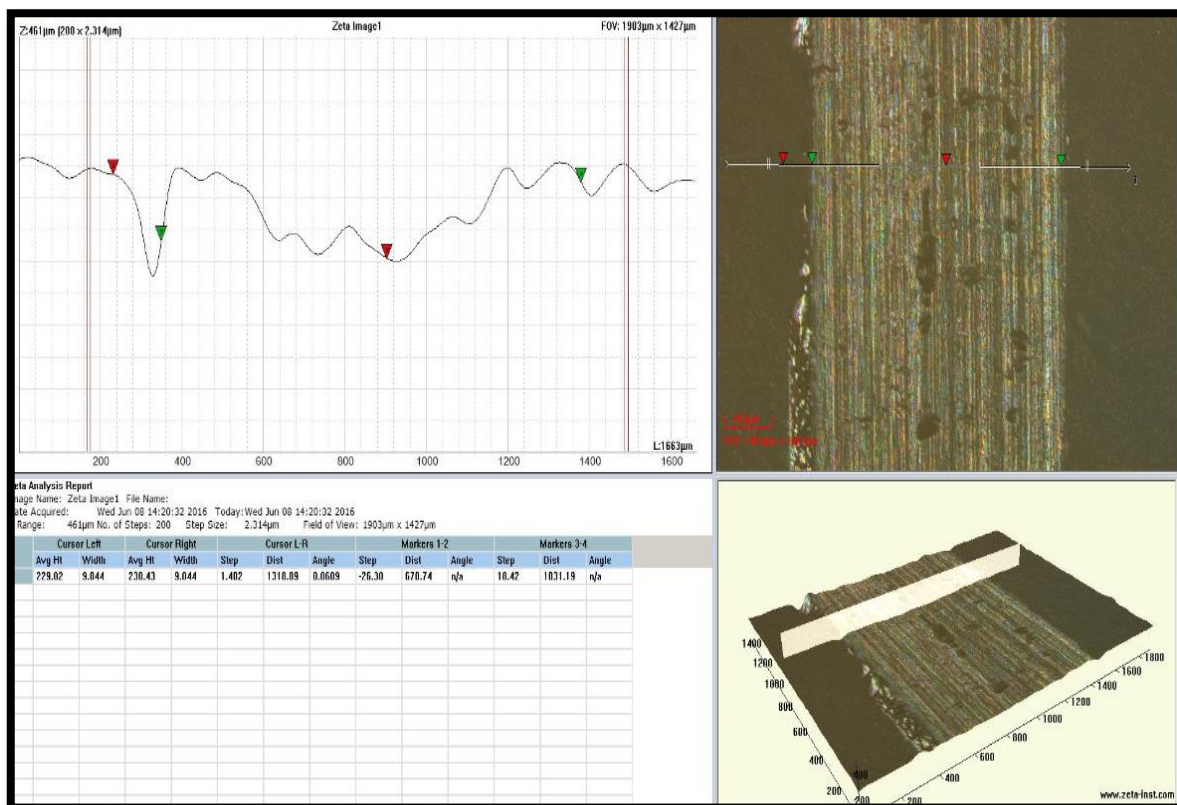
Фиг. 110. 3D Профилметрия на Cavex Non Gamma-2



Фиг. 111. 3D Профилметрия на Cavex Alloy



Фиг. 112. 3D Профилметрия на Gradia Direct posterior



Фиг. 113. 3D Профилметрия на Filtek P 60

Поради голямата твърдост и хомогенния състав на металната контрола при тези образци се наблюдава изразена, но равномерна повърхностна грапавост. При тестваните образци от двата вида амалгама повърхностната грапавост е по-слабо изразена, тъй като амалгамата е по-мека от метала, но се наблюдават микропори, които се дължат най-вероятно на фазовата кристализация. Независимо, че фазите са неорганични всяка от тях има различна твърдост и износоустойчивост. Недостатъчното кондензиране и полиране при изготвянето на опитните образци е друга вероятна причина за наличието на микропори. Процентното съдържание на Ag в състава на Cavex Non Gamma-2 е значително по-голямо спрямо това на Cavex Alloy. Вероятно на това се дължи по-равномерната повърхностна грапавост, близка до тази на металната контрола.

Повърхностната грапавост на изследваните КМ е слабо изразена спрямо металната контрола. При тях се наблюдават множество микропори. Логичното обяснение на това е факта, че КМ са изградени от две различни по природа фази – органична и неорганична, чиито механични характеристики значително се различават. Особено изразено е това при Filtek P60, докато Gradia Direct posterior като микрохибриден хетерогенен КМ се характеризира с наличие на органично-неорганичен пълнител. Това значително намалява различията между двете фази.

3D профилометрията е бърз, безконтактен и обективен метод, който предоставя информация за топографията и грапавостта на проучваните обекти. Тя може да се използва за получаване както на топографски така и за количествени данни, което обуславя широкото и приложение в редица области на медицината. Изследва се повърхността както на биологични обекти така и на различни биосъвместими материали (24, 98).

В денталната медицина 3D профилометрията се прилага основно с цел изследване на абразивоустойчивостта на ТЗТ и на различни видове възстановителни материали – дентални композити, глас-йономерни цименти, дентални керамики (35, 62, 172).

В България методът успешно е използван за:

- регистриране на повърхностна грапавост на образци от композиционни материали (18);
- проследяване на пропагацията на фрактурите при ендодонтски лекувани зъби (8, 12);
- оценка на грапавостта вследствие на различни способи за функционализация на циркониевата керамика (16).

Изводи

1. Повърхностната грапавост и недобрата хомогенност на материалите могат да окажат значително влияние върху износоустойчивостта на материалите.
2. **Cavex Alloy** показва по-добра износоустойчивост на микронадраскване и триене в сравнение с **Cavex Non Gamma- 2**.
3. Кондензируемият композит (**Filtek P60**) проявява по-висока резистентност на износване при микронадраскване и триене спрямо микрохибридният (**Gradia Direct posterior**).

Задача 4: Клинична оценка на директни композиционни възстановявания на кариозни дефекти в дисталната област при пациенти с бруксизъм.

Резултати и обсъждане

При направения анализ на разпределението на възрастовата структура между двата пола чрез критерия на Колмогоров-Смирнов, е доказана алтернативната хипотеза, $P < 0.05 / \text{Sig.} = 0.045$, че има статистически значими разлики между двата пола (табл. 19) и в отделните случаи на анализа, те ще бъдат сравнявани по отделно.

Таблица 19. Възрастова-полова структура на изследваните лица.

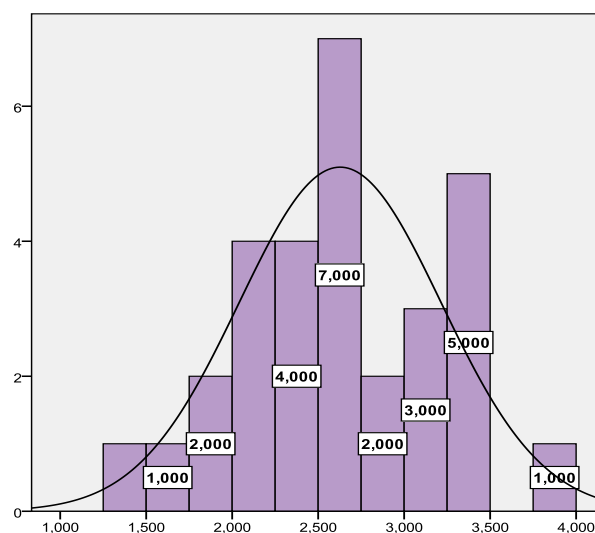
Пол	Мъже		Жени		Общо			
	N	%	N	%	N	%	χ^2	P
от 18 до 23 години	4	11,8%	13	88,2%	17	100.00	4,455	0,045
от 23 до 30 години	4	46,2%	9	53,8%	23	100.00		
Всичко	8	26,7	22	73,3%	30	100.00		

От данните на таблица 20, се доказва, че използвания въпросник е с добра надеждност на вътрешната съгласуваност между отделните твърдения ($\alpha=0,596$); $F=47,189$ ($P < 0,000$). Тези статистически показатели ни дават основание да изведем „специфичен въпросник“, като обща скала за измерване на пациенти с парафункция.

Таблица 20. Анализ на надеждността на „специфичен въпросник“

НАДЕЖДНОСТ НА „СПЕЦИФИЧЕН ВЪПРОСНИК“						
	N	Mean	SD	Alpha	F	P
Осъзнато стискане през деня	30	0,57	0,504	0,596	47,189	0.000
Стегнати дъвкательни мускули	30	0,50	0,509			
Събуждане от скърцане със зъби	30	0,10	0,305			
Болка в масетерния мускул сутрин	30	0,60	0,498			
Умора на мускулите през деня	30	0,43	0,504			
Блокирана долна челюст сутрин	30	0,03	0,183			
Болка във врата сутрин	30	0,47	0,507			
Болка в зъбите сутрин	30	0,23	0,430			
Физическа умора от нарушен сън	30	0,30	0,466			

Коефициентът на асиметрия и статистическа грешка $0,009 \pm 0,43$, дава основание да приемем, че разпределението на данните при измерване на плоскостните оклузални контакти чрез CAD-CAM софтуер в мм е напълно симетрично. Средната стойност на данните е $2,62780 \text{ мм} \pm 0,587$, (диагр. 44). Това обективно показва, че подборът на пациентите за клиничното изследване е коректен по отношение на стадия на зъбно изтриване в резултат на парафункция. Освен това потвърждава клиничната стойност на „специфичния въпросник“, че е надежден инструмент за регистрация на пациенти с парафункция в ранен стадий.



Диаграма 44. Графично представяне на резултатите от измерването на плоскостните оклузални контакти

В таблица 21 е описано процентното разпределение на пациентите според диагнозата на лекувания зъб спрямо възрастта и пола им.

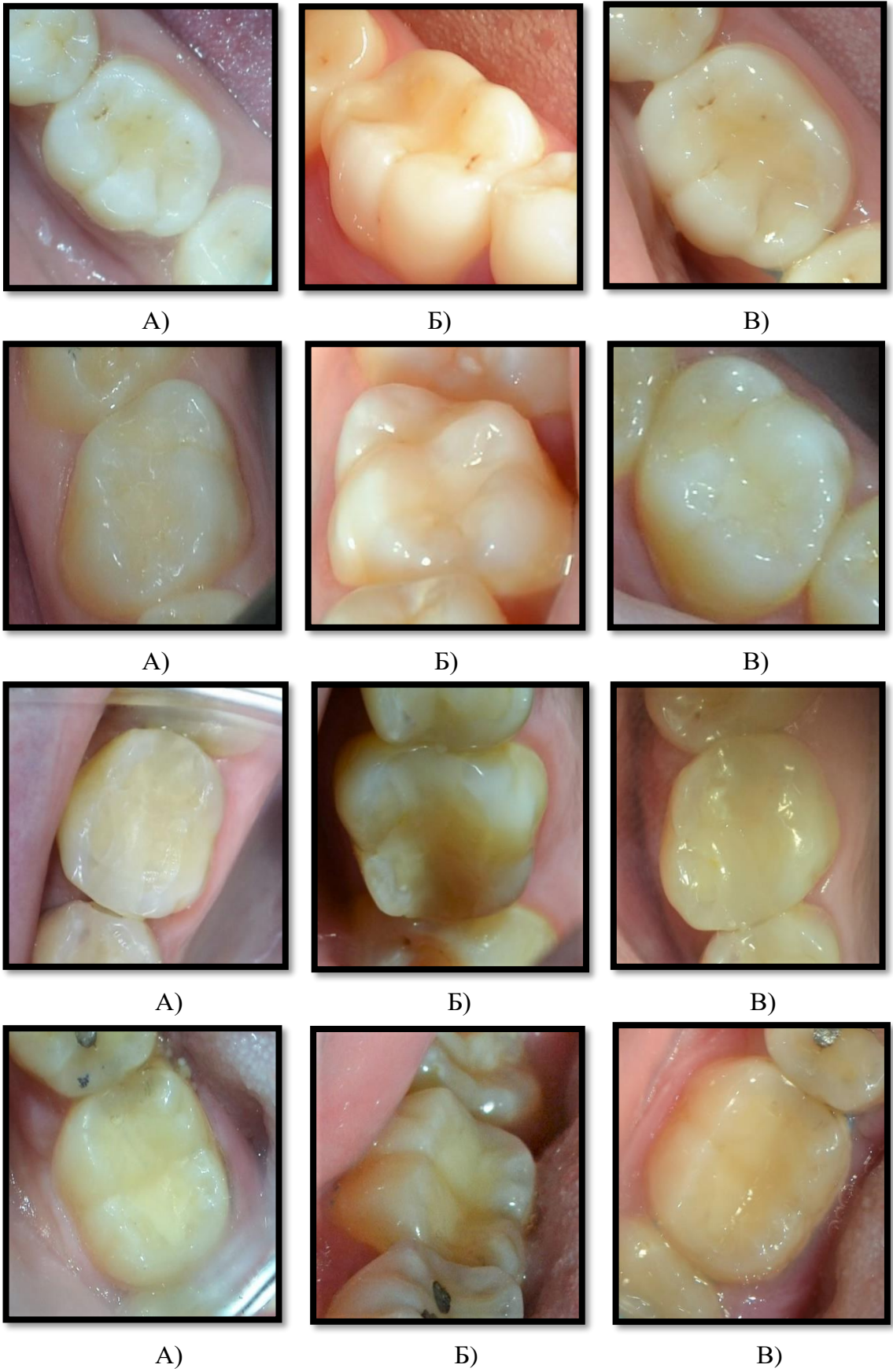
Таблица 21. Процентно разпределение на пациентите по диагноза спрямо възраст и пол

Групи	Първичен кариес	Вторичен кариес	Caries media	Caries profunda
От 18 до 23 години	64,7%	35,3%	47,1%	52,9%
От 23 до 30 години	61,5%	38,5%	61,5%	38,5%
Мъже	62,5%	37,5%	62,5%	37,5%
Жени	63,6%	36,4%	50,0%	50,0%
Общо	63,3%	36,7%	53,3%	46,7%

Резултатите, получени при клиничната оценка на възстановяванията, са нанесени в индивидуалната клинична карта на всеки пациент и са представени в табл. 22 при ниво на значимост $P < 0,05$.

Таблица 22. Резултати от сравнителната клинична оценка на възстановяванията чрез модифицираните USPHS критерии на Ryge и Svar след obtуриране, на 6-ти и на 12-ти месец

Критерии	Начално състояние (n = 30)	След 6 месеца (n = 30)	P value (A ₀ / A ₆)	След 12 месеца (n = 30)	P value (A ₀ / A ₁₂)
	A ₀ %	A ₆ %		A ₁₂ %	
Подходящ цвят	100%	100%	P>0.05	100%	P>0.05
Маргинално оцветяване	100%	100%	P>0.05	100%	P>0.05
Маргинална адаптация	100%	100%	P>0.05	100%	P>0.05
Анатомична форма	100%	100%	P>0.05	100%	P>0.05
Вторичен кариес	100%	100%	P>0.05	100%	P>0.05
Апроксимален контакт	100%	100%	P>0.05	100%	P>0.05



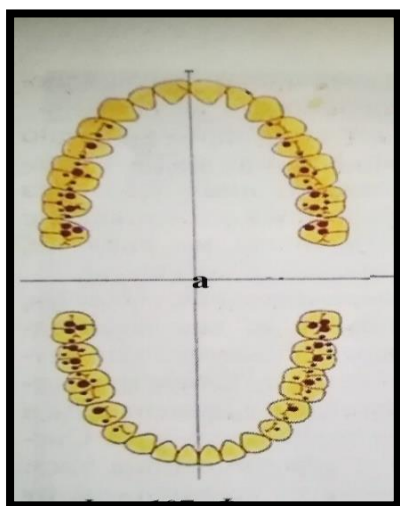
Фигура 114. А) следоперативна фотоснимка;
 Б) контролна фотоснимка на 6-ти месеџ;
 В) контролна фотоснимка на 12-ти месеџ

Всички изследвани от нас директни композитни възстановявания са получили оценка А (Alpha) за всеки от описаните критерии, както на контролните прегледи на 6-тия, така и на 12-тия месец от проследяването.

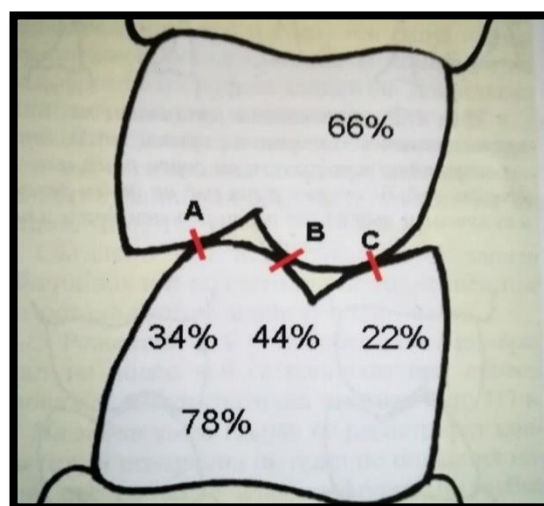
Приложението на денталните композити за директно възстановяване на кариозни дефекти в постериорната зона на съзъбието нараства в световен мащаб. Съществува огромен интерес към проследяване на преживяемостта на тези възстановявания в дългосрочен план. В специализираната литература се откриват многобройни научни проучвания, ангажирани с осъществяването на сравнителна клинична оценка на различни видове дентални композити за директно obtуриране (27, 40, 51, 61, 117, 118, 120, 128). Периодът за проследяване на възстановяванията в различните изследвания варира от 1 до 17 години. Arhun и кол. (27) описват клинична оценка на два вида КМ (наноккомпозит и хибриден за постериорно приложение) за период от 2 години. След 12-тия месец всички obtурации са получили оценка А (Alpha), което напълно съответства с получените от нас резултати за същият период от време.

Не се установяват литературни данни за клинична оценка на директни композитни obtурации при лечение на I и II клас кариозни лезии на пациенти с бруксизъм в начална степен на загуба на ТЗТ. Съществуват проучвания за износоустойчивостта на КМ за директно приложение, възстановяващи дефекти в резултат на напреднал стадий на зъбно изтриване, а не на кариозен процес. В три годишно клинично проследяване на директни композитни възстановявания на дистални зъби с изразена загуба на ТЗТ се съобщава за незадоволителни резултати (33).

Както е известно при норма в централна оклузия най-голям брой оклузални контакти се установяват на последната двойка кътници (фиг. 115). Горните лингвални и долните вестибуларни туберкули на премоларите и моларите са възприети като централни, носещи туберкули. На тези туберкули се образуват два вида оклузални контакти: на горните лингвални „В“ и „С“ контакти, а на долните вестибуларни „А“ и „В“ контакти (фиг. 116). Тези контакти са в областта на скатове на туберкулите и при млади пациенти са точковидни (13).



Фиг. 115. Феномен на доминиране на най-силните контакти в централна оклузия (13)

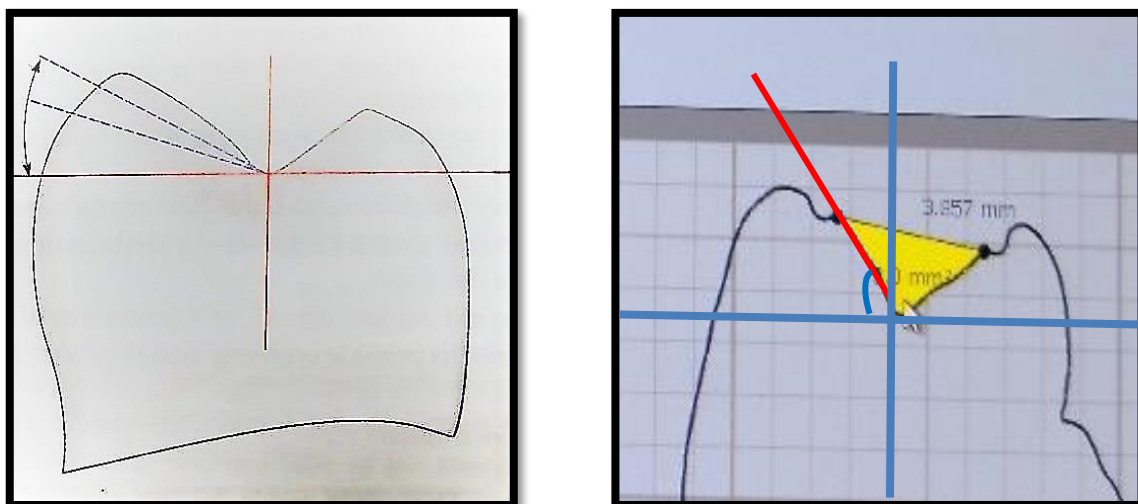


Фиг. 116. Разпределение на А, В, С контактите в централна окузия (13)

В настоящото клинично изследване са включени млади пациенти (възрастова група – 18 – 30 години), с клинично здрав пародонт, захапка – I клас по Angle и темпоро-мандибуларна става без изменение и със съхранен пълен обем на движенията. В резултат на наличната парафункция при тези пациенти се наблюдава компенсаторно функционално състояние на дъвкателния апарат изразяващо се в атриция. Обективно е доказано наличието на плоскостни оклузални контакти.

Колкото по-близо е разположен даден зъб до кондилното водене в темпоро-мандибуларната става, толкова по-голямо влияние оказва то върху наклона на туберкулите му. Този наклон се изразява с ъгъла на туберкула, който се сключва между правата успоредна на наклона на туберкулния скат и хоризонталната равнина (фиг. 117) (150).

Периферните зони на директните композитни obturации са разположени в областта на скатове на туберкулите и очаквано в тези зони е най-изразено изтриването, в резултат на което туберкулният ъгъл намалява. Логично, измерваната от нас площ също намалява когато е налице изтриване на възстановяването.



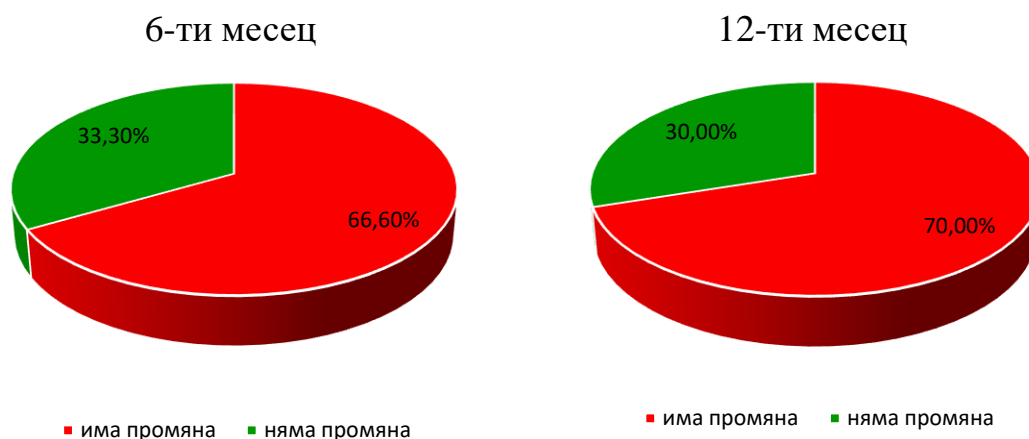
Фиг. 117. Ъгъл на туберкула (150) спрямо измерваната от нас площ

В табл. 22 сравнително са представени резултатите от измерването на изследваната от нас площ в началното състояние, на 6-тия и 12-тия месец.

От проведените непараметрични изследвания при съпоставка на средните стойности на измерваните площи не се установяват статистически значими разлики между началното състояние и 6-тия месец ($\chi^2 = 464,333$), между 6-тия и 12-тия месец ($\chi^2 = 409,833$), както и между началното състояние и 12-тия месец ($\chi^2 = 455,833$).

Таблица 22. Сравнително представяне на стойностите на измерваните площи след obtуриране, на 6-ти и на 12-ти месец.

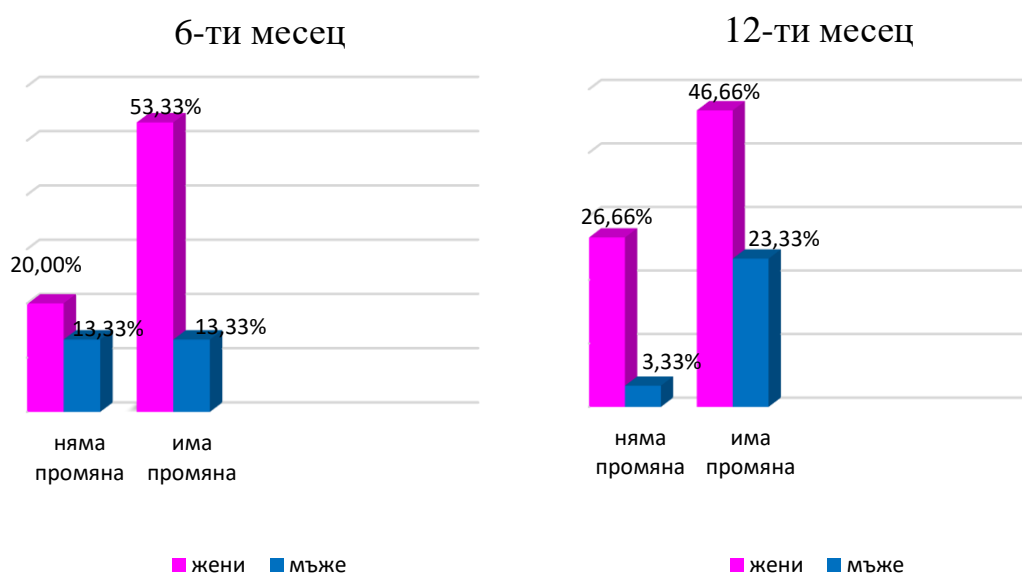
Пореден №	Площ (mm ²)			P value
	Начално състояние	След 6 месеца	След 12 месеца	
1	3,00	3,00	1,7	P>0.05
2	3,4	3,4	3,4	P>0.05
3	1,6	1,4	1,4	P>0.05
4	3,0	2,0	0,2	P>0.05
5	2,6	0,8	0,2	P>0.05
6	3,6	3,6	2,1	P>0.05
7	4,2	4,2	4,2	P>0.05
8	5,6	5,3	4,1	P>0.05
9	3,8	3,6	3,6	P>0.05
10	3,4	1,8	1,7	P>0.05
11	3,8	3,8	2,4	P>0.05
12	2,3	1,7	0,8	P>0.05
13	3,6	2,8	1,4	P>0.05
14	4,0	3,7	2,1	P>0.05
15	4,0	3,2	1,4	P>0.05
16	3,6	2,7	2,3	P>0.05
17	3,1	2,9	2,9	P>0.05
18	1,1	0,9	0,9	P>0.05
19	3,3	2,8	2,6	P>0.05
20	2,3	1,1	0,6	P>0.05
21	4,1	3,0	2,0	P>0.05
22	0,8	0,8	0,3	P>0.05
23	4,6	3,7	1,9	P>0.05
24	4,7	4,7	4,7	P>0.05
25	4,2	3,6	1,5	P>0.05
26	2,7	1,0	0,5	P>0.05
27	2,8	2,8	2,8	P>0.05
28	1,4	1,4	0,6	P>0.05
29	1,8	1,6	0,2	P>0.05
30	2,7	2,7	1,3	P>0.05



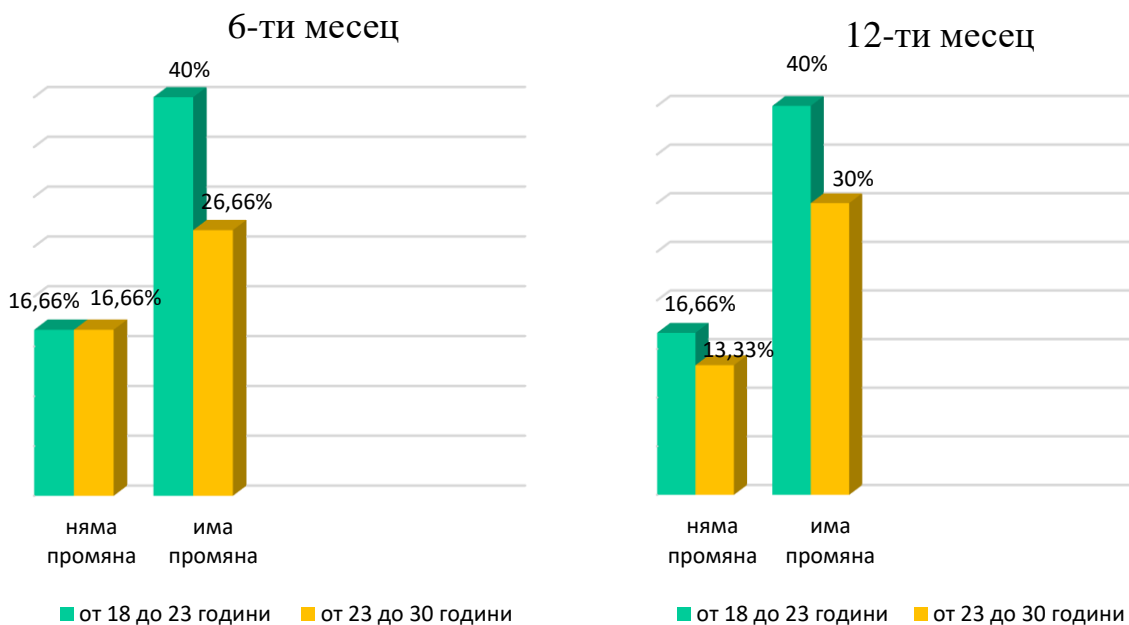
Диаграма 45. Изтриване на obtурациите на 6-ти и 12-ти месец

Диагр. 45 показва процентното разпределение на изтриване на obtурациите на 6-тия и 12-тия месец изразено посредством наличие или липса на промяна в измерваната площ.

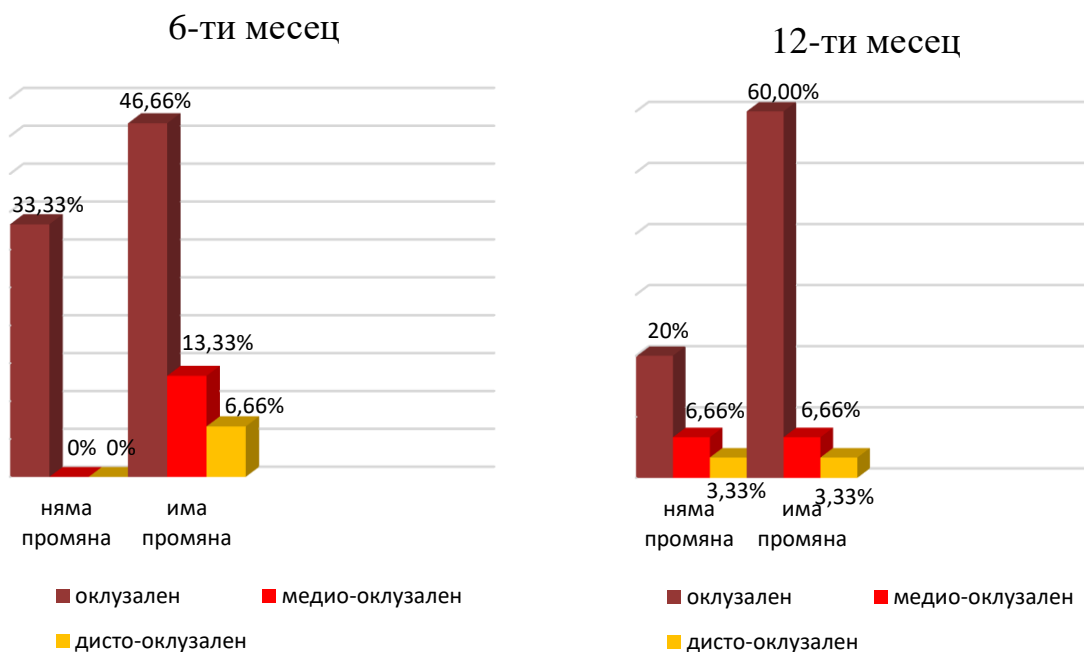
На диагр. 46, 47 и 48 са представени процентните разпределения на изтриване на obtурациите според пола, възрастта и локализацията на кариозните дефекти.



Диаграма 46. Изтриване на obtурациите на 6-ти и 12-ти месец според пола на пациентите

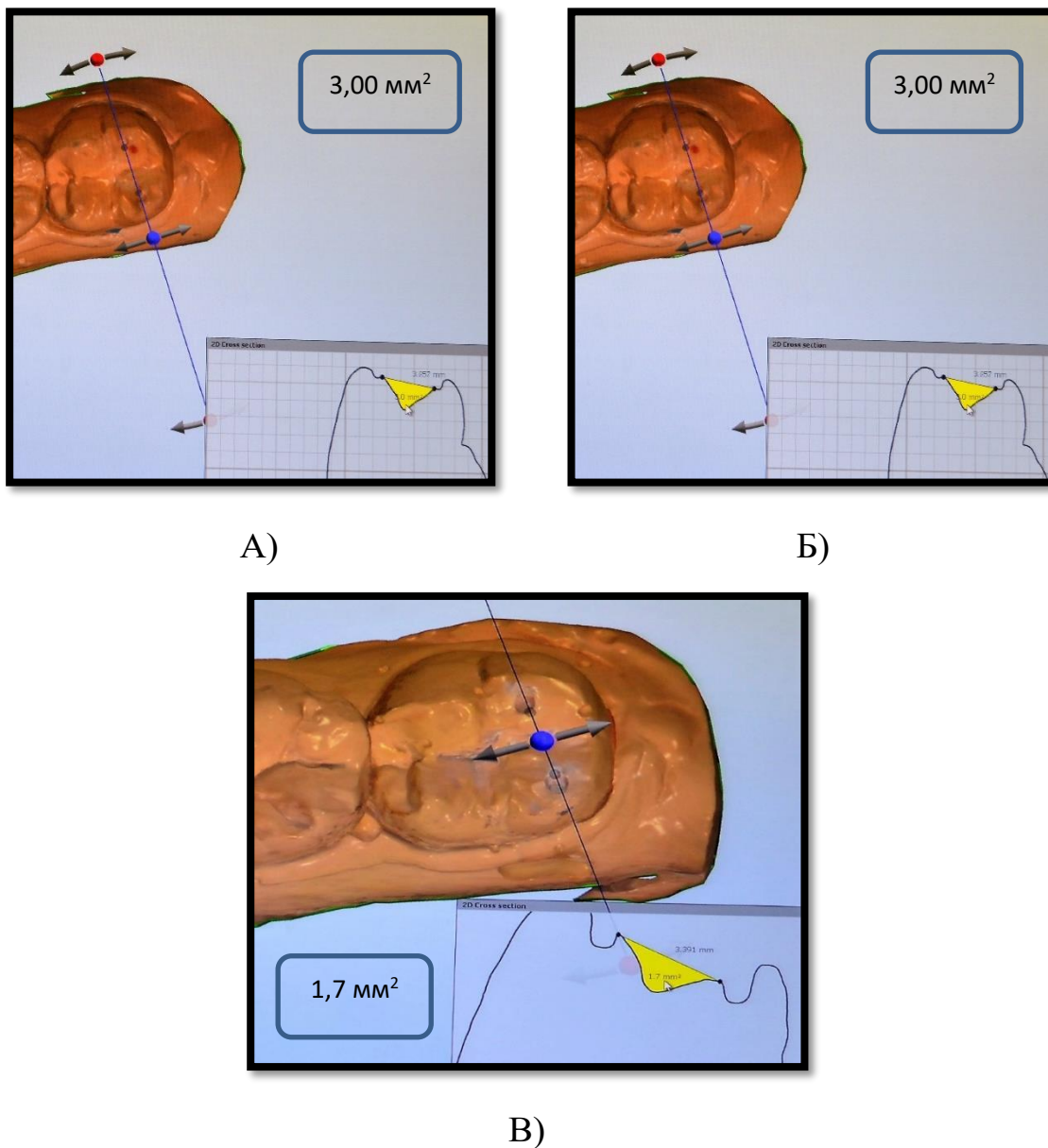


Диаграма 47. Изтриване на obtурациите на 6-ти и 12-ти месец според възрастта на пациентите



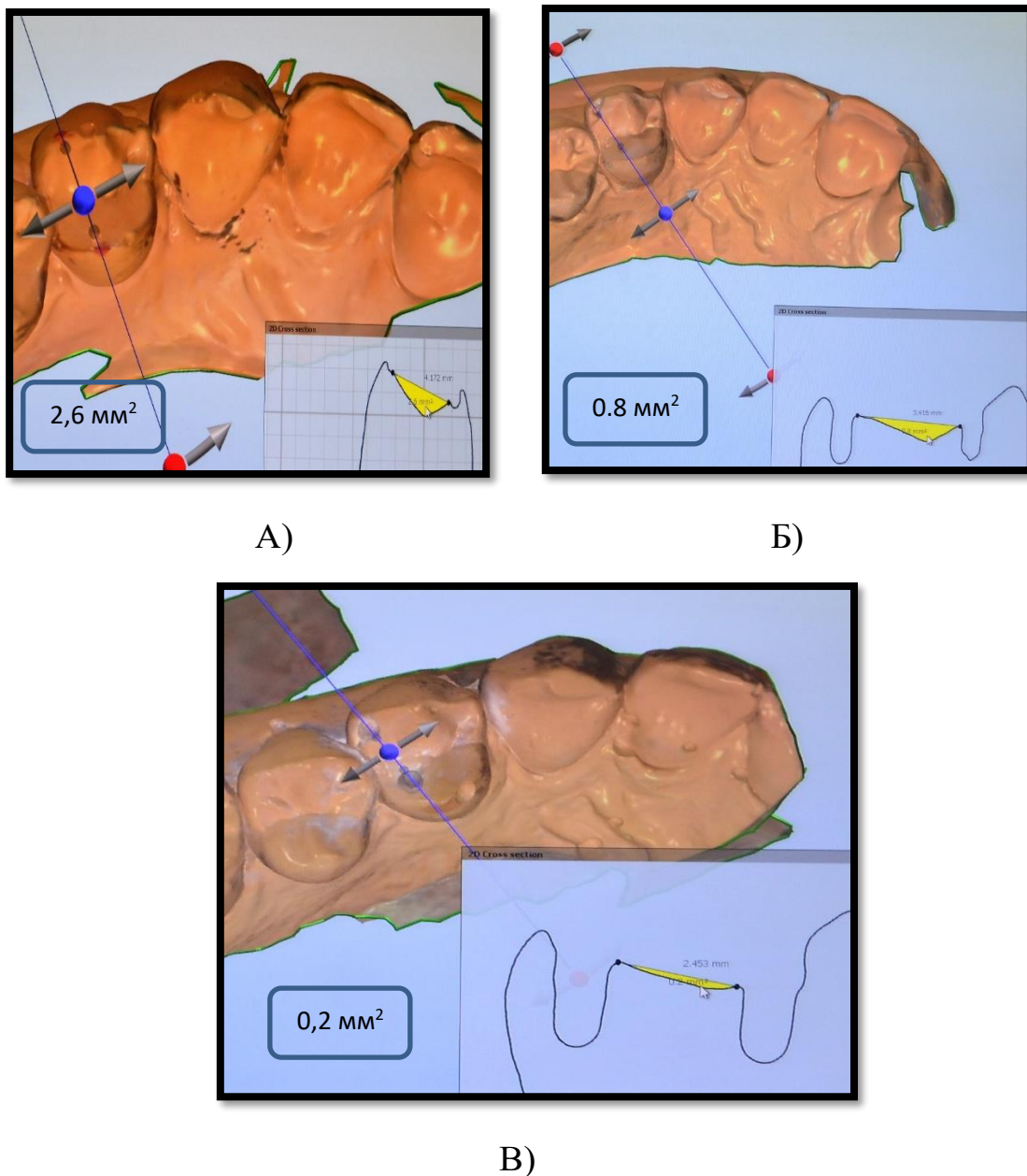
Диаграма 48. Изтриване на obtурациите на 6-ти и 12-ти месец според локализацията на кариозния дефект

След обстоен анализ на получените резултати се установява, че при някои от възстановяванията няма промяна в измерваната площ на контролата след 6-тия месец. При измерването на 12-тия месец площта на част от тези обтурации намалява (фиг. 118).

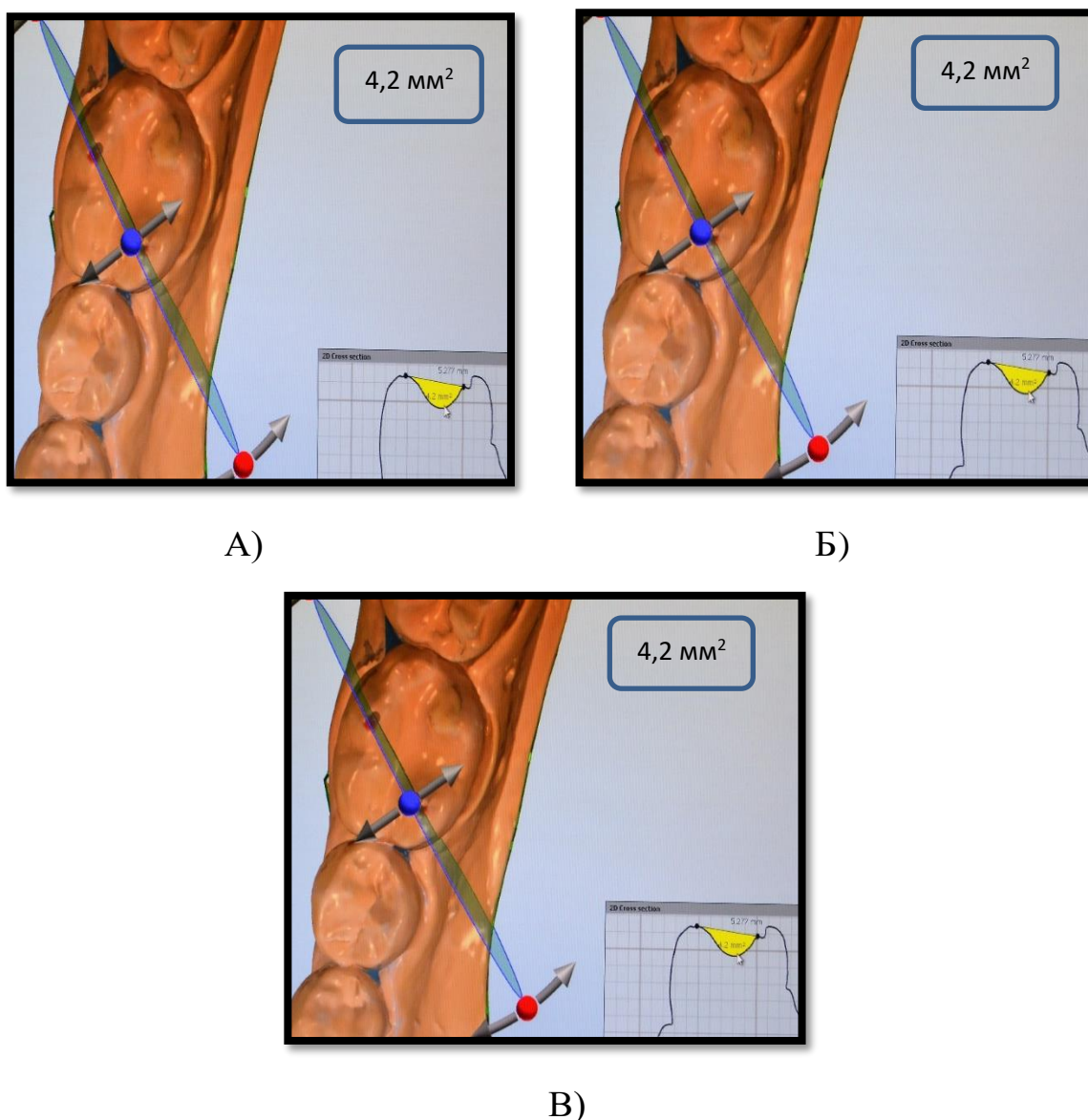


Фиг. 118. *Случай с промяна в изследваната площ само след 12-тия месец. А) Начално състояние; Б) Контрола – 6-ти месец; В) Контрола 12-ти месец*

Наблюдават се и възстановявания с прогресивно намаляване на измерваната площ както на 6-тия, така и на 12-тия месец (фиг. 119).



Фиг. 119. Случай с промяна в изследваната площ след 6-тия и 12-тия месец. А) Начално състояние; Б) Контрола – 6-ти месец; В) Контрола 12-ти месец



Фиг. 120. *Случай без промяна в изследваната площ.
 А) Начално състояние; Б) Контрола – 6-ти месец;
 В) Контрола 12-ти месец*

Не при всички obturации, при които е установена промяна на площта на 6-тия месец се наблюдава промяна на 12-тия месец. При 4 от всички проследявани obturации измерваната площ остава непроменена за целия период на изследването (фиг. 120). Тези пациенти са отговорили отрицателно на въпросите от специфичния въпросник, които доказват наличието на вреден навик „скърцане със зъби“, но са посочили позитивни отговори на въпросите насочващи към пара-

функцията „стискане със зъби“. Следователно основният патологичен механизъм при тях се изразява в продължително съкращение на дъвкателната мускулатура. Това ни дава основание да заключим, че микрохибридният КМ за постериорни възстановявания Gradia Direct Posterior има добра устойчивост на статични екстремни натоварвания. Тази клинична оценка се потвърждава и от резултатите получени след осъществените от нас симулации, при които най-благоприятно разпределение на напреженията при всички модели в условия на екстремни дъвкателни сили се наблюдава при Gradia Direct Posterior.

По литературни данни в клиничните проучвания се използват различни методи за оценка на изтриването на обтурации от КМ (95). Конвенционалният метод на Leinfelder-Goldberg се прилага като златен стандарт, с който се сравняват резултатите, получени с нови съвременни методи (69, 147). Предлаганите нови методики са насочени към постигане на обективно оценяване на износостойчивостта. За тази цел е описано приложението на 3D дигитален лазер (146). Подобно на методиката, която ние предлагаме са сканирани гипсови реплики, но е използван специфичен софтуер, който наслагва и сравнява триизмерните изображения на обтурациите в различни етапи от проследяването. Приложението на такъв софтуер допълнително икономически натоварва проучването. Предложената от нас оригинална методика, осъществява обективна оценка на изтриването посредством CAD-CAM софтуер, с помощта на измервателни инструменти, следвайки стандартен алгоритъм за дизайн на бъдещите конструкции.

Приложения от нас метод за обективна оценка на изтриването на директни обтурации от КМ позволява установяване на минимални начални изменения за краткия период на наблюдение. Резултатите от клиничната оценка на възстановяванията (100% А) са в подкрепа на това твърдение.

Изводи

1. Предложеният „специфичен“ въпросник, е надежден инструмент за регистрация на пациенти с парафункция в ранен стадий.
2. Приложен за възстановяване на I и II клас кариозни лезии при пациенти с начална форма на бруксизъм Gradia Direct Posterior показва отлична клинична оценка според модифицираните USPHS критерии на Ryge и Svar за период от една година.
3. Клинично се потвърждава високата устойчивост на Gradia Direct Posterior на статични екстремни дъвкателни сили.
4. Предложената от нас оригинална методика за обективна оценка на износоустойчивостта на директни композитни обтурации е иновативна, точна, многократно възпроизведима и позволява установяване на минимални начални изменения.

VI. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Според биомеханиката през фокуса на оперативното зъблечение всяка кавитетна препарация е микроинженерна система съставена от два елемента: ТЗТ и obturационен материал. Биомеханичните проблеми при кавитетните форми са резултат от въздействието на дъвкателните сили върху елементите на кавитета и съответно на obturацията. Дисталната област на съзъбието се характеризира с изразена функционална активност. Нормалните функционални натоварвания са физиологично съвместими с генетично създадените тъкани и органи и поддържат тонуса на дъвкателния апарат с неговите адаптивни и защитни реакции. При парафункция - необичайна повтаряща се двигателна активност на дъвкателната система, всяко функционално претоварване може да предизвика структурни разрушения. С голямо значение за клиничната практика в денталната медицина е парафункционалната активност бруксизъм. При това състояние се развиват свръх големи дъвкателни сили и се установява абнормно оклузално зъбно изтриване. Научни изследвания потвърждават значително снижаване на възрастта на лицата с парафункции. От гледна точка на оперативното зъблечение съществува необходимост от задълбочени проучвания върху проблемите свързани с клиничната диагностика на стадийността на зъбното изтриване, определящ фактор за избора на лечебен подход при дистални кариозни лезии – директен или индиректен метод. Теоретично обосноваването на подходи в кавитетното проектиране и избора на подходящ пластичен дентален материал са от съществено значение за лекарите по дентална медицина при приложението на директни възстановявания на дистални кариозни лезии при пациенти с бруксизъм. Това мотивира разработването и определя основната цел на настоящия дисертационен труд: „Да се проучат биомеханичните

характеристики на директни възстановявания на I и II клас кариозни дефекти в условия на повишено дъвкателно натоварване (бруксизъм).“

При стриктно следване на посочената цел са изпълнени поставените задачи.

Проведено е анкетно проучване за мнението на лекари по дентална медицина относно приложението на различни видове възстановявания за лечение на кариозни лезии в дисталната област при пациенти с бруксизъм. От комплексния анализ на получените резултати може да обобщим, че пациенти с парафункции са обект на лечение по повод зъбен кариес в кабинета на лекаря по дентална медицина. Те са в млада възраст и има тенденция за разпространение на парафункциите сред деца. Лекари със или без специалност лекуват тези пациенти, като с увеличаване на стажа прилагат както директни, така и индиректни методи на obtуриране. По-голям процент от анкетираните лекари по дентална медицина предпочитат да прилагат директно obtуриране. Колегите, които предпочитат индиректен метод за obtуриране при пациенти с бруксизъм избират директни obtурации от КМ и амалгама при начална степен на зъбно изтриване. Със задълбочаване на оклузалната абразия изборът за дефинитивна obtурация се накланя към индиректни възстановяване. Клиницистите, които предпочитат директен метод за obtуриране го прилагат винаги, независимо от степента на зъбно изтриване. КМ са предпочитан материал при директно obtуриране на кариеси при пациенти с бруксизъм.

Трябва да се подчертае, че от 144 анкетираните лекари по дентална медицина близо половината са с поливалентна специалност. Не е малък и дялът на тези без придобита специалност. Най-голям е броят на клиницистите до 30 годишна възраст взели участие в анкетата. От получените резултати за брой на пациенти с парафункции, които

лекуват годишно – приблизително половината посочват до 10. Това показва недостатъчен опит при работа с тези пациенти.

Доколко директните obtурации от КМ и ДА са индицирани при пациенти с екстремни дъвкателни сили се определя от резултатите от биомеханичното и трибологичното изследване.

За целите на проучаване на биомеханичното поведение на I и II клас директни obtурации в условия на екстремни дъвкателни сили е създаден 3D компютърен модел на премолар. Въз основа на този модел са изградени 8 допълнителни модела на I и II клас кавитети, съответстващи на клинични ситуации при среден и дълбок кариез с ограничена и широка препарация. За всеки един от тези модели е симулирано obtуриране с два вида КМ (КМ1- Filtek P-60; КМ 2- Gradia Direct Posterior) и с две поколения ДА (ДА1- конвенционална; ДА2- съвременна с по-високо съдържание на Си и без γ 2 фаза). Върху всеки един от така създадените 32 модела е симулирано аксиално и косо натоварване с трикратно увеличена големина на натоварващата сила. При всеки кавитетен дизайн са изследвани разпределението на напреженията и последващите деформации и премествания в obtурационния материал, адхезивния слой и ТЗТ.

От получените резултати е отчетено най-голяма концентрация на напрежения в obtурациите – основно във вътрешните ъгли, на границата с ТЗТ, оклузалните повърхности, апроксималните стени и гингивалната основа за II клас кавитетите. В адхезивния слой значителна концентрация на напрежения се наблюдава в областта на връзката с ТЗТ и към кавитетните стени. Това изисква прилагането на адхезивни системи, които гарантират здрав и дълготрайна връзка с емайла и дентина. Особено важно при екстремни дъвкателни натоварвания е да бъдат избрани „златните стандарти“ в адхезията, което гарантира оптимална маргинална адаптация. Разпределението на напреженията в ТЗТ е около границите с obtурациите.

Установени са по-изразени деформации при косо насочено натоварване, в сравнение с тези при аксиално натоварване.

Връзката между дизайна на кавитета, качествата на биоматериалите, големината и посоката на дъвкателните сили показва, че:

- най-устойчиви са I и II клас конвенционалните тесни и адхезивните II клас кавитети, и материалите Gradia Direct Posterior и конвенционална ДА;
- Най-рискови са I и II клас конвенционалните екстензивни кавитети и материалите Filtek P60 и съвременната амалга

Това налага принципите на минимално инвазивното препариране, като водещи в лечението на кариеси при пациенти с бруксизъм.

Резултатите от биомеханичното изследване дават основание при екстремни дъвкателни сили характерни за бруксизъм да се предпочита директно obtуриране с микрохибридния композит Gradia Direct Posterior и конвенционална ДА при лечение на зъбен кариес. При obtурации от кондензируемия композит Filtek P60 и съвременната амалга се концентрират големи напрежения, превишаващи якостта им на натиск и в клинични условия могат да доведат до постobtурационни усложнения (фрактура или паднала obtурация).

Изследвани са трибологичните характеристики на пет възстановителни материала, използвани за лечение на зъбен кариес в дисталната област: Gradia Direct posterior, Filtek P60, Cavex Alloy, Cavex Non Gamma-2. Използван е УМТ-2М – универсален модулен апарат за извършване на широк диапазон от макро- и микро-механични, както и трибологични изпитвания. За целите на лабораторното изследване е създаден собствен, оригинален експериментален модел за провеждане на трибологични изследвания на дентални материали в стандартни изпитателни условия. Изпитани

са скоростта и дълбочината на износване чрез микро-надраскване и устойчивостта на триене и износване на повърхността и в дълбочина на изследваните материали при различни режими на цикли и приложени сили. Оценката на повърхностната грапавост е реализирана чрез конвенционална оптична микроскопия на повърхността на всеки образец преди износване и след 30 и 60 минути/ 120 000 и 240 000 цикъла на износване. Осъществена е и иновативна 3D профилометрия на всички изследвани образци след 240 000 цикъла на износване, която предоставя количествени триизмерни данни за хомогенността на биоматериалите и степента на износването им. Подобна оценка е неинвазивна, многократно възпроизведима, високо информативна, работи в нанометричен мащаб, съпоставим с хистологични срезове.

От получените резултати можем да обобщим, че **Cavex Alloy** показва по-добра износоустойчивост на микронадраскване и триене в сравнение с **Cavex Non Gamma-2**. Кондензируемият композит (Filtek P60) проявява по-висока резистентност на износване при микронадраскване и триене спрямо микрохибридният (Gradia Direct posterior). От голямо значение за клиничната практика е направеният извод, че повърхностната грапавост и недобрата хомогенност на материалите могат да окажат огромно влияние върху функционални характеристики като умора, износоустойчивост, фрикционност и корозоустойчивост на материалите.

Клиничното изследване на директни композиционни възстановявания на кариозни дефекти в дисталната област при пациенти с бруксизъм е проведено върху 30 пациента. Подборът на участниците е осъществен след преглед на 140 здрави доброволци, студенти по дентална медицина от III и IV курс по определени общи и локални критерии. За целите на клиничното проучване е изготвена оригинална индивидуална клинична карта. Тя съдържа паспортна

част, „специфичен въпросник“ за диагностициране на пациент с бруксизъм и стандартен ред за изследване на болен със зъбен кариес. В нея са описани всички етапи от клиничния протокол и от контролните прегледи. Основната цел на изследването е да се проследи клиничното поведение и степента на износване на директни obturации от конвенционален микрохибриден КМ (Gradia Direct posterior), показан за приложение в зони с повишено дъвкателно натоварване и широко прилаган в клиничната дентална практика.

За обективното доказване наличието на плоскостни оклузални контакти при изследваните пациенти са използвани точни измервателни инструменти на CAD-CAM софтуер. Симетричното разпределение на данните при измерване на плоскостните оклузални контакти потвърждава клиничното значение на „специфичния въпросник“ като надежден способ за регистрация на пациенти с парафункция в ранен стадий. Създадена е собствена оригинална методика за оценка на износоустойчивостта на директни obturации от КМ. Въвеждат се понятията реперни точки и площ на оклузална загуба (изтриване) на obturацията. Този подход е оригинален, иновативен, точен, многократно възпроизводим и с възможност за приложение при оценка на износоустойчивост на биоматериали, зъбни тъкани (емайл и дентин) при различни функционални условия *in vivo*. Пациентите са проследени на 6-тия и 12-тия месец. Резултатите от клинична оценка и оценката на износоустойчивостта на възстановяванията са анализирани спрямо преобладаващият патологичен механизъм („стискане със зъби“ или „скърцане със зъби“) за всеки клиничен случай. Клинично е потвърдена високата устойчивост на Gradia Direct posterior на статични екстремни сили. Въз основа на тези резултати са формолирани препоръки към лекарите по дентална медицина при директно възстановяване на кариозни дистални дефекти при пациенти с бруксизъм.

VII. ИЗВОДИ

1. Голям процент от анкетираните лекари по дентална медицина предпочитат да прилагат директно obtуриране, но се съобразяват със степента на изтриване на зъбните тъкани преди да пристъпят към приложението му.
2. Клиницистите с по-голям опит в лечението на пациенти с бруксизъм оценяват дълготрайния ефект на директните obtурации само при атриция.
3. Биомеханичната оценка на obtурации от кондензируемия композит Filtek P60 и съвременната амалгама при екстремни дъвкателни сили и различни кавитетни дизайни показва концентрация на големи напрежения, превишаващи якостта им на натиск, което в клинични условия е рисково за фрактура на obtурациите.
4. При Gradia Direct Posterior и конвенционална ДА се наблюдава най-благоприятно разпределение на напреженията при всички модели, което обосновава индикациите за приложението им в условия на екстремни дъвкателни сили.
5. Анализът на деформациите в кавитетните стени показва по-изразено огъване и преместване при косо натоварване, в сравнение с тези при аксиално натоварване.
6. Cavex Alloy и Filtek P60 показват по-добра износоустойчивост на микронадраскване и триене в сравнение с Cavex Non Gamma-2 и Gradia Direct posterior, което обосновава индикациите за приложението им в условия на активно зъбно триене.

7. Предложеният „специфичен въпросник“, е надежен инструмент за регистрация на пациенти с парафункция в ранен стадий.
8. Клинично се потвърждава високата устойчивост на Gradia Direct Posterior на статични екстремни дъвкателни сили.
9. Предложената от нас оригинална методика за обективна оценка на износоустойчивостта на директни композитни обтурации е иновативна, точна, многократно възпроизведима и позволява установяване на минимални начални изменения.

VIII. ПРЕПОРЪКИ КЪМ ЛЕКАРИТЕ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА

1. Осъществяване на обстоен анализ на клиничната ситуация преди пристъпване към лечение на I и II клас кариозни лезии на млади пациенти:

- Подробна, целенасочена анамнеза за откриване на субективни признаци за налични парафункции в ранен стадий.
- Отдиференциране на конкретния патогенетичен механизъм (динамично или статично екстремно дъвкателно натоварване) индивидуално за всеки пациент.
- Обективна оценка на степента на изтриване на ТЗТ посредством изследване на оклузалните контакти.
- Точно определяне индикациите за директни възстановявания с КМ според степента на зъбно изтриване за всеки клиничен случай.

2. Избор на КМ за оптимално директно възстановяване на I и II клас кариозни лезии на млади пациенти с начален стадий на изтриване на ТЗТ:

- Конвенционалните микрохибридни КМ показани за постериорни възстановявания, чийто представител е изследваният от нас Gradia Direct Posterior са оптимален избор в условия на статични екстремни дъвкателни сили.
- Кондензируемите КМ с представител Filtek P60, който е обект на нашите проучвания, обосновано са показани за приложението им в условия на динамични екстремни сили (активно зъбно триене).

IX. ПРИНОСИ

Приноси с научно-приложен характер:

1. Създаване на собствен, оригинален експериментален модел за провеждане на трибологични изследвания на дентални материали в стандартни изпитателни условия.
2. Създаване на оригинална индивидуална клинична карта за подбор и предварителен анализ на таргетна група пациенти с бруксизъм, индицирани за консервативно лечение на кариозни лезии на дъвкателни зъби, както и проследяване на изследваните признаци.
3. Предлагане на собствена оригинална методика за оценка на износоустойчивостта на директни obturации от КМ.

Приноси с потвърдителен характер:

1. За първи път у нас се анализира мнението на лекари по дентална медицина относно проблемите свързани с директно obtуриране на дистални кариозни дефекти при пациенти с бруксизъм.
2. За първи път у нас е осъществен сравнителен анализ по МКЕ на разпределението на напреженията и деформациите в системата ТЗТ – адхезивен слой – obtурация при четири различни възстановителни материала подложени на физиологично и екстремно дъвкателно натоварване.
3. За първи път у нас е проведено лабораторно изследване на трибологични характеристики на различни поколения ДА и КМ.
4. За първи път у нас е установена надеждността на „специфичен въпросник“ за изследване на пациенти с парафункция.
5. За първи път у нас е извършено клинично изследване за оценка на износоустойчивостта на директни obtурации от КМ при пациенти с бруксизъм.

Х. БИБЛИОГРАФИЯ

1. Абаджиев М. Биологична концепция за имплантологично лечение на изцялообеззъбена долна челюст с неснимаеми протезни конструкции. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор на медицинските науки“, Варна, 2016.
2. Александров С. Тестово изследване връзката между лабораторен композит и неблагородна сплав. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, Пловдив, 2016.
3. Анатольевна Л, Александровна О. Повышенное стирание зубов. Учебно-методическое пособие. Учреждение образования „Белорусский медицинский университет“, 2009.
4. Владимирова Б. Фрактури на долна челюст и приложение на интраосални винтове за междучелюстна фиксация при лечението им – епидемиологично, компютърно-биомеханично и клинично проучване. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, Пловдив, 2006.
5. Инджов Б М. Основи на оперативното зъболечение. Съвременен подход. Медицинско издателство „Шаров“, 2000.
6. Инджов Б. Основи на Кавитетната препарация, София, 2006.
7. Калъчев Я. Оклузално налягане и напрежения в пародонта – анализ и насоки за клинично приложение. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, Пловдив, 2003.
8. Къртева Е, Манчорова Н, Пашкулева Д, Бабева Ц. 3D топографска характеристика на фрактурната линия при постендодонтски възстановявания. Научни трудове на Съюза на учените – Пловдив, Международна конференция на младите учени, 11-13.06.2015, Серия Г. Медицина, фармация и дентална медицина, 2015;17:171-4.

9. Къртева Е. Радикуларни щифтове при възстановяване на ендодонтски лекувани зъби – анкетни, биомеханични и клинични изследвания. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, Пловдив, 2016.
10. Манчорова Н. Постоперативна чувствителност при композитни obtурации I и II клас (анкетни, компютърно-биомеханични и клинични проучвания). Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, Пловдив, 2009.
11. Николов Б, Йорданов Й. Мед. Архив, т.1, 1966, 55-74, табл. 1-25.
12. Ничева С. Индиректно адхезивно възстановяване на ендодонтски лекувани дъвкателни зъби с композитни obtурации. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, Пловдив, 2014.
13. Пеев Т, Филчев А. Клиника на Протетичната Дентална Медицина, София, 2008.
14. Филипов И, Мандова В. Кондензиращи се композиционни материали – физични, механични, биологични качества. Клинично приложение. Представяне на случай. Онлайн списание на БЗС, 02 Октомври 2013.
15. Филчев А, Ралев Р. Пропедевтика на протетичната дентална медицина, София, 2010.
16. Цанова М. Възстановяване на витални, дъвкателни зъби с големи разрушения чрез CAD-CAM керамични obtурации. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, Пловдив, 2018.
17. Чакалов И. Износоустойчивост на денталните материали. Изследвания ин витро. Дисертационен труд за придобиване на образователна и научна степен „Доктор“, София, 2014.

18. Янакиева Р. Влияние на пилители върху повърхностната грапавост на образци от композиционни материали. I. Профилометрични изследвания. *Стоматология (C)*, 1993;75(3):3-5.
19. A Soares A et al. A Review of Amalgam and Composite Longevity of Posterior Restorations. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 2010;51:3.
20. Abebe M, Appl FC. Theoretical analysis of the basic mechanics of abrasive processes. Part 1: general model. *Wear*, 1988;126:251-66.
21. Abolmasov NG, Abolmasov NN, Bichkov BA, Alkhakim A. *Orthopedicheskaja Stomatologia*. Moscow/Medpress-inform, ISBN, 2003;5(25) :41.
22. ADA Council on Scientific Affairs. Statement on posterior resin-based composite. ADA council on dental benefit program. *Journal of the American Dental Association*, 1998;129(11):1627-8.
23. Addy M, Edgar WM, Embery G, Orchardson R, eds. *Tooth wear and sensitivity*. London: Martin Dunitz, 2000:181-8.
24. Almeida, Carlos J et al. A biocompatible hybrid material with simultaneous calcium and strontium release capability for bone tissue repair. *Materials Science and Engineering: C*, 2016;62:429-38.
25. Alvares L et al. Erosive tooth wear among 12-year old schoolchildren: A population-based cross-sectional study in Montevideo, Uruguay. *Caries Res*, 2015;49:216-25.
26. Apicella A, Liguori A, Masi E, Nicolais L. Thick laminate composite modeling in total hip replacement. In: Found MS, Sheffield (Ed.), *Proceedings of second international seminar on experimental techniques and design in composite materials*, 1994.
27. Arhun N, Celik C, Yamanel K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: two-year results. *Oper Dent*, 2010 Jul – Aug;35(4):397-404.

28. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res*, 1981;60:873-7.
29. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech*, 2001;34:1269-77.
30. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. *Dent Mater*, 2002;18:295-303.
31. Australian C, Levi I. A psycho-odontologic investigation of patients with bruxism. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1966;24:373-91.
32. Bacon W, Canal P, Walther B. Reconnaitre les érosions coronaires: atlas des principaux forms cliniques. *Rev Orthop Dento Faciale*, 2007;41:333-47.
33. Bartlett D, Sundaram G. An up to 3-year randomized clinical study comparing indirect and direct resin composites used to restore worn posterior teeth. *Int J Prosthodont*, 2006;19:613-7.
34. Berglund A. Estimation by a 24-hour study of the daily dose of intra-oral mercury vapor inhaled after release from dental amalgam. *J Dent Res*, 1990;69:1646-51.
35. Bhamra GS, Fleming GJP. Influence of halogen irradiance on short- and long-term wear resistance of resin-based composite materials. *Dent Mater* 2009;25:214-20.
36. Bo Liu et al. Tooth wear in aging people: an investigation of the prevalence and the influential factors of incisal (occlusal) tooth wear in northwest China. *Oral Health*, 2014;14:65.
37. Borovanska I, Ivanov E, Kotsilkova R et al. Tribological measurements of polypropylene nanocomposites by scratch and friction tests. *Tribological Journal Bultrib*, 2013;3:226-35.

38. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M et al. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental materials*, 2008;24(1):90-101.
39. Brocard D, d`Incau E, Lалуque JF. Longitudinal cracks and fractures: risk factors. *Rev. Odont Stomat*, 2009;38:2652-76.
40. Brunthaler A et al. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Invest*, 2003;7:63-70.
41. Burgess JO, Waiker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, 2002;24:465-79.
42. Carlsson GE, Egermark I, Magnusson T. Predictors of bruxism, other oral parafunctions, and tooth wear over a 20-year follow-up. *J Orofac Pain*, 2003;17(1):50-7.
43. Carlsson GE, Magnusson T. Management of temporomandibular disorders in the general dental practice. Quintessence Publishing, Chicago, 1999:41-2.
44. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*, 1990;17(5):487-94.
45. Clelland NL, Pagnotto MP, Kerby RE, Seghi RR. Relative wear of flowable and highly filled composite. *J Prosthet Dent*, 1995; 93(2):153-7.
46. Cohring TN, Schonenberger KA, Lutz F. Potential of restorative systems with simplified adhesives. Quantative analysis of wear and marginal adaptation in vitro. *Am J Dent*, 2003;16(4):275-82.
47. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-made oral wear simulator. *Dent Mater*, 1996;12(4):218-26.
48. Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, 1997;76(7):1405-11.

49. Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch Oral Biol*, 2002;47(4):281-91.
50. D Wojnilower et al. The Treatment Of Bruxism: A Review And Proposal For Future Research. *Clinical Psychological Review*, 1981;1:453-68
51. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS et al. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent*, 2006 Aug;34(7):427-35.
52. Dao TT, Lund JP, Lavigne GJ. Comparison of pain and quality of life in bruxers and patients with myofascial pain of the masticatory muscles. *J Orofac Pain*, 1994;8(4):350-6.
53. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent. Material*, 2006 Mar;22(3):234-42.
54. De Leeuw R. *Orofacial Pain Guidelines for Assessment, Diagnosis, and Manegement*. 4th ed. Chicago, I ll: Quintessence, 2008.
55. De Long R. Intra-Oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater*, 2006; 22(8):702-11.
56. Deliperi S. *Functional and Aesthetic Guidelines for Stress-Reduced Direct Posterior Composite Restorations*. *Operative Dentistry*, 2012; 37(4):425-31.
57. DY Papadogiannis et al. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater*, 2008;24:257-66.
58. Ehmford L. Surface microstructure of composite resins after toothbrush-dentifrice abrasion. *Acta Odontol Scand*, 1983;41(4):241-5.
59. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites – A stressful experience. *Operative Dentistry*, 2008;33(3):247-57.

60. Ferracane JL. Is the wear of composite resin still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dental materials*, 2006;22(8):689-92.
61. Ferracane JL. Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? *Dent Mater*, 2013 Jan;29(1):51-8.
62. Fleminga GJP, Reillya E, Dowlinga AH, Addisonb O. Data acquisition variability using profilometry to produce accurate mean total volumetric wear and mean maximum wear depth measurements for the OHSU oral wear simulator. *Dent Mater* 2016;32(8):176-84.
63. Frankenberger R, García-Godoy F, Lohbauer U, Petschelt A, Krämer N. Evaluation of resin composite materials. Part I: in vitro investigations. *Am J Dent*, 2005 Feb;18(1):23-7.
64. Fricton J, Dubner R et al. Orofacial pain and temporomandibular disorders. Raven Press, New York:375-80.
65. Gaengler P, Hoyer I, Montag R: Clinical evaluation of posterior restorations: the 10-year report. *J Adhes Dent*, 2001;3(2):185-94.
66. Ganss C, Lussi A. Diagnosis of erosive tooth wear. In: Lussi A, ed. *Dental erosion*. Monogr oral Sci. Bassel: Karger, 2006;20:32-43.
67. Ganss C, Neutard L, von Hinckeldey J et al. Efficacy of a Tin/fluoride rinse: a randomized in situ trial on erosion. *J Dent Res*, 2010; 89(11):1214-8.
68. George N. Christodoulou. *Psychosomatic Medicine: Past and Future*. Plenum press. New York, 1987.
69. Gerbo L, Leinfelder KF, Mueninghoff L, Russell C. Use of optical standards for determining wear of posterior composite resins. *J Esthet Dent*, 1990 Sep-Oct;2(5):148-52.
70. Ghinea R, Ugarte-Alvan L, Yebra A, Pecho OE et al. Influence of surface roughness on the color of dental-resin composites. *J Zhejiang Univ Sci B*, 2011;12:552-62.

71. Glaros AG. Incidence of diurnal and nocturnal bruxism. *J Prosthet Dent*, 1981;45:545-51.
72. Goulet J, Lund J, Montplaisir J et al. Daily clenching, nocturnal bruxism, and stress and their association with CMD symptoms. *J Orofacial Pain*, 1993;7:120-7.
73. Gowri S, et al. Evidence Levels Of Parafunctional Habits As Prominent Etiology In Facial Arthromyalgia: A Systematic Review, *e-Journal of Dentistry*, Apr-Jun 2013;3(2).
74. Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J. Prosthet Dent*, 1996;75(1):14-7.
75. Harrison A, Draughn RA. Abrasive wear tensile strength and hardness of dental composite-resins is there a relationship? *J Prosthet Dent*, 1976;36(4):395-8.
76. Hathaway K. *Bruxism: Definition, measurement and treatment*, 1995.
77. Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, Minnig P, Wilson N H. Direct composite restorations: Extended use in anterior and posterior situations. *Clinical Oral investigations*, 2004;8:43-4.
78. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, 2001;3(1):45-64.
79. Hondrum SO, Fernandez R, Jr Contouring, finishing and polishing class 5 restorative materials. *Oper Dent*, 1997;22:30-6.
80. In-Bog Lee et al. Rheologic properties of flowable, conventional hybrid, and condensable composite resins. *Dental Materials*, 2003;19:298-307.
81. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on dentine. *J Oral Rehabil*, 1995; 22(4):275-81.
82. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998;42:613-27.

83. Johanson A, Omar R, Carlsson G E. Bruxism and prosthetic treatment: A critical review. *J Prosthodont Res*, 2011;55:127-36.
84. Jongsar Ch, Hordvik P, Johansson A. Sleep bruxism in individuals with and without attrition type tooth wear: An exploratory matched case control electromyographic study. *Journal of Dentistry Dec*, 2015;43(12):1504-10.
85. JT Blackham et al. Properties of Hybrid Resin Composite Systems. Containing Prepolymerized. *Operative Dentistry*, 2009;34(6):697-702.
86. Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD. Wear of human enamel: A quantitative in vitro assessment. *Journal of Dental Research*, 1998;77:1983-90.
87. Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC. Nature and frequency of dental wear facets in an Australian aboriginal population. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1993;20:333-40.
88. Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV, Nelson IK. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: A profilometric and scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* 1996;76:34-8.
89. Kato T, Bader G, et al. The significance of saliva during sleep and the relevance of oromotor movements. *Sleep Med Rev*, 2002;6:213-27.
90. Kawai K, Leinfelder KF. In vitro evaluation of OCA wear resistance of posterior composites. *Dent Mater*, 1995 Jul;11(4):246-51.
91. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J* 2005;24:219.
92. Kolker J, Damiano P, Caplan D, Armstrong S et al. Teeth with large amalgam restorations and crowns. Factors affecting the receipt of subsequent treatment after 10 years. *J Am Dent Assoc*, 2005;136:738-48.

93. Koyano K, Tsukiyama Y, Ichiki R, Kuwata T. Assessment of bruxism in the clinic. *J Oral Rehabil*, 2008;38:495-508.
94. Krejci et al. The influence of antagonist standardization on wear. *J Dent Res*, 1999;78(2):713-9.
95. Kreulen CM, van Amerongen WE. Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region: a review. *ASDC J Dent Child*, 1991 Mar-Apr;58(2):109-23.
96. Kula K, McKinney JE, Kula TJ. Effects of daily topical fluoride gels on resin composite degradation and wear. *Dent Mater*, 1997; 13(5):305-11.
97. L Baad-Hansen et al. Effect of a nociceptive trigeminal inhibitory splint on electromyographic activity in jaw closing muscles during sleep. *J Oral Rehabil*, 2007;37:105-11.
98. Lademan J et al. Influence of topical, systemic and combined application of antioxidants on the barrier properties of the human skin. *Skin Pharmacol Physiol* 2016;29(1);41-6.
99. Lалуке JF, Brocard D, d'Incau E. Understanding of bruxism. Current knowledge and practice. *Quintessence Int*, 2017.
100. Lambrechts P, Debels E, et al. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental Materials*, 2006;22:693-701.
101. Lambrechts P. et al. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res*, 1989;68:1752-4.
102. Lanza A, Aversa R, Rengo S et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *J Dent*, 2005;21:709-15.
103. Lavigne G, Montplaisir J. Bruxism: epidemiology, diagnosis pathophysiology and pharmacology. *Adv Pain Res Therapy*, 1995; 21:387-92.
104. Lavigne G, Woda A, Truelove E et al. Mechanisms associated with unusual orofacial pain. *J Orofac Pain*, 2005;19(1):9-21.

105. Lavigne GJ, Khoury S et al. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil*, 2008;35:476-94.
106. Lavigne GJ, Rompre PH, Montplaisir JY. Sleep bruxism: Validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. *J Dent Res*, 1996;75:546-52.
107. Leinfelder KF et al. Wear rates of posterior composite resins. *J Am Dent Assoc*, 1986;112:829-33.
108. Leinfelder KF, Beaudreau RW, Mazer RB. An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int*, 1989;20(10):755-61.
109. Leinfelder KF, SC Bayne, EJJr Swift. Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent*, 1999;11(5):234-49.
110. Leinfelder KF, Suzuki S. In vitro wear device for determining posterior Composite wear. *J Am Dent Assoc*, 1999;130:1347-53.
111. Lighter I, Muir RC. The pattern of swallowing during sleep. *Electroencephalogr. Clin Neurophysiol*, 1975;38:427-32.
112. Lin CL, Hsu KW, Wu CH. Multi-factorial retainer design analysis of posterior resin-bonded fixed partial dentures: a finite element study. *J Dent*, 2005;33:711-20.
113. Lindqvist B. Bruxism in children. *Odontologisk Revy* 1971; 22: 413-23.
114. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Cohen RE. Tooth wear: Attrition, erosion and abrasion. *Quintessence Int*, 2003;3:435-46.
115. Lobbezoo F, Ahlberg J, et al. Bruxism defined and graded: an international consensus. *J. Oral Rehabil*, 2013;40:2-4.
116. Lobbezoo F, Hamburger HL, Naeije M. Etiology of bruxism. *Bruxism. Theory and Practice*, D.A. Paesani, Quintessence Publishing Co London, 2010:53-63.
117. Lopes GC et al. Direct composite resin restorations: a review of some clinical procedures to achieve predictable results in posterior teeth. *J Esthet Restor Dent*, 2004;16(1):7-19.

118. Lopes GC et al. Direct posterior resin composite restorations: new techniques and clinical possibilities. Casereports. Quintessence Int, 2002;33(5):337-46.
119. Lopes LG et al. Clinical evaluation of two „packable” posterior composite resins: two-years results Clin. Oral Invest, 2003;7:123-28.
120. Lundin SA, Koch G. Class I and II posterior composite resin restorations after 5 and 10 years. Swed Dent J, 1999;23(5-6):165-71.
121. Lundin SA, Rasmusson CG. Clinical evaluation of a resin composite and bonding agent in Class I and II restorations: 2-year results. Quintessence Int, 2004 Oct;35(9):758-62.
122. Lussi A, Jaeggi T. Erosion-diagnosis and risk factors. Clin Oral Investig, 2008;12(1):5-13.
123. Lutz F et al. Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusp. J Dent Res, 1992;71(8):1525-29.
124. M Jung et al. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. Oper Dent, 2003;28:53-9.
125. Maas MC. Enamel structure and microwear: An experimental study of the response of enamel to shearing force. Am J Phys Anthropol, 1991;85(1):31-49.
126. Mair Lh. Wear in the mouth: The tribological dimension. In: Addy M, Edgar WM, Embery G, Orchardson R, eds. Tooth wear and sensitivity. London: Martin Dunitz, 2000:181-8.
127. Manhart J et al. The Suitability Of Packable Resin-Based Composites For Posterior Restorations. JADA May, 2001:132.
128. Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Operative Dentistry, 2004;29(5):481-508.
129. Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. Dent Clin North Am, 2002;46:303-39.

130. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, 2000 Jan;16(1):33-40.
131. Marigo L, Rizzi M, La Torre G, Rumi G. 3D surface profile analysis: Different finishing methods for resin composites. *Oper Dent*, 2001;26:562-8.
132. Marshall S, Marshall G, Anusavice K. Amálgamas Dentárias. In: Anusavice KJ. Phillips, Materiais Dentários. Material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005:469-514.
133. McMillan A, Blasberg B. Painpressure threshold painful jawmuscles following trigger pointinjection. *J Orofacial Pain*, 1994;8:384-91.
134. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of Dental Research*, 1997;76:1799-807.
135. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 2003;134(10):1382-90.
136. Moazzez R, Bartlett D, Anggiansah A. Dental erosion, gastro-oesophageal reflux disease and saliva: how are they related? *J Dent*, 2004;32:489-94.
137. Mulic A. et al. Opinions on dental erosive lesions, knowledge of diagnosis and treatment strategies among Norwegian dentist: a questionnaire survey. Hindawi Pub. Corp. *Int. Journal of Dentistry*, 2012; Art. ID716396.
138. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater*, 2004;20(1):63-71.
139. Nakamura T, Ohiana T, Waki T, Kunita S et al. Stres analysis of endodontically treated anteriorTeeth restored with different types of post materials. *Dent Mater J*, 2006;25:145-50.

140. Negoro T, Briggs J. et al. Bruxing patterns in children compared to intercuspal clenching and chewing as assessed with dental models, electromyography, and incisor jaw tracing: preliminary study. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 1998;65:449-58.
141. Opdam N, Bronkhorst E, Roeters J, Loomans B. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater*, 2007;23:2-8.
142. Paesani DA. Dental erosion. In: Paesani DA, ed. *Bruxism: theory and practice*. London: Quintessence publishing, 2010;149-86.
143. Palaniappan S, Van Meerbeek B, Lambrechts P et al. Three-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance and wear of a nanocomposite versus a hybrid composite. *Dent Mater*, 2009 Nov; 25(11):1302-14.
144. Pallav P. Occlusal wear in dentistry. Fundamental mechanism, clinical implications and laboratory assessment. Doctoral Thesis. Thesis Publishers, Amsterdam, 1996.
145. Pascal Magne. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedure models using micro-CT data. *Dental materials*, 2007;23:539-48.
146. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH et al. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J Am Dent Assoc*, 2000 Oct;131(10):1472-7.
147. Peters MC, DeLong R, Pintado MR et al. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *J Dent*, 1999 Sep;27(7):479-85.
148. Petrova I, Ivanov E, Kotsilkova R, Tsekov Y, Angelov V. Applied study on mechanics of nanocomposites with carbon nanofillers. *Journal of theoretical and applied mechanics*, Sofia, 2013;43(3):67-76.
149. Poon EC, Smales RJ, Yip KH. Clinical evaluation of packable and conventional hybrid posterior resin-based composites: results at 3.5 years. *J Am Dent Assoc*, 2005;136:1533-40.

150. Rangarajan, Padmanabhan. Textbook of Prosthodontics. Elsevier, 2014: 150.
151. Raskin A, Michotte-Theall B, Vreven J, et al: Clinical evaluation of a posterior composite 10-year report. *J Dent*, 1999;27(1):13-9.
152. Reinhardt JW, Denehy GE, Chan KC, Rittman BR, Heitkamp DJ, Smith TF. Determining smoothness of polished microfilled composite resins. *J Prosthet Dent*, 1983;49:485-90.
153. Ritter AV. Posterior composites revisited. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2008;20(1):57-67.
154. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, eds. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 6th ed. St. Louis: Mosby, 2002:499.
155. Robert C. Margeas. The Properties and Selection of Posterior Direct Restorations. Academy of Dental Therapeutics and Stomatology, a division of PennWell, 2008.
156. Romeed SA, Fok SL, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006;33:209-15.
157. Roy S, Basu B. Mechanical and tribological characterization of human tooth. *Mater Charact*, 2008;59:747-56.
158. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using three dimensional finite element models. *J Dent Res*, 1983;62:82-6.
159. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*, 1986;2:235-40.
160. Shi L, Wang X, Zhao Q, Zhang Y et al. Evaluation of packable and conventional hybrid resin composites in Class I restorations: three-year results of a randomized, double-blind and controlled clinical trial. *Oper Dent*, 2010;35:11-9.

161. Shortall A.C. et al. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater*, 2002;18(3):246-54.
162. Smith BGN, Knight JK. A comparison of patterns of tooth wear with aetiological factors. *Br. Dent J*, 1984;157:16-9.
163. Söderholm KJ, Richards ND. Wear resistance of composites: A solved problem? *Gen Dent*, 1998;46(3):256-63.
164. Soncini JA, Maserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: Findings from the New England Children's Amalgam Trial. *J Am Dent Assoc*, 2007;138:763-72.
165. Steven D, Bender. Occlusion, Function, and Parafunction: Understanding the Dynamics of Healthy Stomatognathic System. Academy of Dental Therapeutics and Stomatology, a division of PennWell, 2009.
166. Suzuki S. In vitro wear of nano composite denture teeth. *J Prosthodont*, 2004;17(5):373-7.
167. T Shochat et al. Validation of the bitestrip screener for sleep bruxism. *Oral Surg. Med. Oral. Pathol. Oral Radiol. Endodontol*, 2007;104:32-9.
168. T Yamaguchi et al. Validity of a newly developed ultraminiature cordless EMG measurement system. *Oral Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral Radiol. Endodontol*, 2007;107:22-7.
169. Takeuchi CY, Orbegoso F et al. Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *Oper Dent*, 2003; 28(3):281-6.
170. Tantbirojn D et al. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater*, 2004;20:535-42.
171. Taskin Gurbuz et al. Finite Element Stres Analysis of Short- post Core and Over Restorations Prepared with Different Restorative Materials. *Dental Materials Jurnal July*, 2008;27:4

172. Theocharopoulou A, Zoua L, Hillb R, Cattella M. Wear quantification of human enamel and dental glass-ceramics using white light profilometry. *Contemporary clinical Trials communications*, 2016 Dec; 269(11-12):930-6.
173. Thresher RW, Saito GE. Stress analysis of human teeth. *J Biomech*, 1973;6:443-9.
174. Tuncer D, Karaman E, Firat E. Does the temperature of beverages affect the surface roughness, hardness, and color stability of a composite resin? *Eur J Dent*, 2013:7165-71.
175. Turkun LS, Aktener BO. Twenty-four month clinical evaluation of different posterior composite resin materials. *Jam Dent Assoc*, 2001;132(2):196-203.
176. Turssi CP, Faraoni-Romano JJ, de Menezes M, Serra MC. Comparative study of the wear behavior of composites for posterior restorations. *J Mater Sci Mater Med*, 2007;18:143-7.
177. U.S. Food and Drug Administration Center for Devices and Radiological Health Organization.
178. Vanderas AP, Manetas KJ. Relationship between malocclusion and bruxism in children and adolescents: a review. *Pediatr Dent*, 1995;17(1):7-12.
179. Veron C, Hildebrand HF, Martin P. Amalgames dentaires et allergie. *J Biol Buccale*, 1986;14:83-100.
180. Versluis A et al. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater*, 2004;20:554-64.
181. Von Piekartz H. Management of parafunctional activities and bruxism. *Jurnal of craniomandibular practice*, 2011.
182. Wakefield C, Kofford K. Advances in Restorative materials, *Dental Clinics of North America*, 2001;45(1):43-5.

183. Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 1994;102:92-6.
184. Wang X, Lussi A. Assessment and management of dental erosion. *Dent Clin North Am*, 2010;54(3):565-78.
185. Wassell RW, McCabe JFM, Walls AWG. A two-body frictional wear test. *J Dent Res*, 1994;73(9):1546-53.
186. Wilder AD Jr, May KN Jr, Bayne SC et al. Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Dent*, 1999;11(3):135-42.
187. Willems G. et al. Three-year follow-up of five posterior composites: SEM study of differential wear. *J Dent*, 1993;21:79-86.
188. Wolpoff M. Interstitial wear. *Am J Phys Anthropol*, 1971;34(2):205-27.
189. Xu HHk, Smith DT, Jahanmir S et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*, 1998;77(3):472-80
190. Yap AUJ, Ong LFKL, Teo SH, Hastings GW. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *J Oral Rehabil*, 1999;26:228-35.
191. Yap AV, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004;29(3):269-74.
192. Yasuhiro Tanimoto, Tsuyoshi Kitagawa, Masahiro Aida, Norihiro Nishiyama. Experimental and computational approach for evaluating the mechanical characteristics of dental composite resins with various filler sizes. *Acta Biomaterialia* 2, 2006:633-9.
193. Yip KH, Poon BK, Chu FC et al. Clinical evaluation of packable and conventional hybrid resinbased composites for posterior restorations in permanent teeth: results at 12 months. *J Am Dent Assoc*, 2003; 134:1581-9.

194. Zheng J, Zhou ZR, Zhang J, Li H, Yu HY. On the friction and wear behavior of human enamel and dentin. *Wear*, 2003;255:967-74.
195. Zheng J, Zhou ZR. Study of in vitro wear of human tooth enamel. *Tribology Letters*, 2007;26(2):181-9.
196. Zum Gahr KH. Classification of wear processes. In: *Microstructure and wear of materials*. Amsterdam: Elsevier, 1987:80-131.
197. Zum Gahr KH. Wear by hard particles. *Tribology Int*, 1998; 31(10):587-96.

XI. ПРИЛОЖЕНИЯ

ПРИЛОЖЕНИЕ 1.

Приложение № 1

Експериментален модел за трибологично изследване

Легенда:

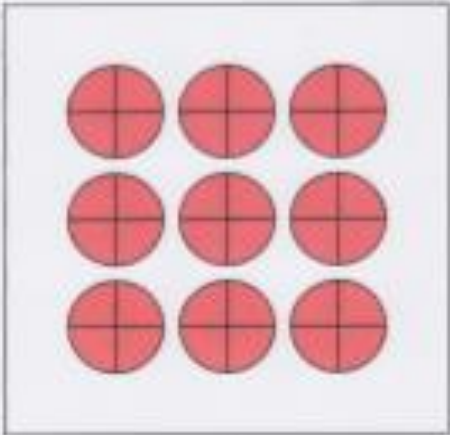
- ① Изследван материал
- ② Фиксиращо тяло

КАМЪК ИЛ. ИНЖЕНЕРСТВО И
ИЗДАТЕЛСТВО "САЛОНТИН"
Регистрационен № 33028
и.к. САЛОНТИН

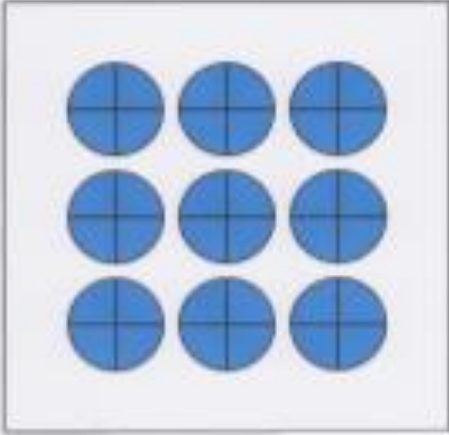
Медицински университет, гр. Пловдив, ФДМ гр. Пловдив Катедра: Оперативно зъблечение и ендодонтия			
ОБЕКТ:	Експериментален модел за трибологично изследване		
ИЗРАБОТИЛ:	инж. Александров		М 1:10
			04.2018г.

ПРИЛОЖЕНИЕ 2.


Приложение № 2




1



2








3



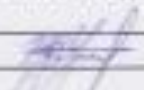
4

Легенда:

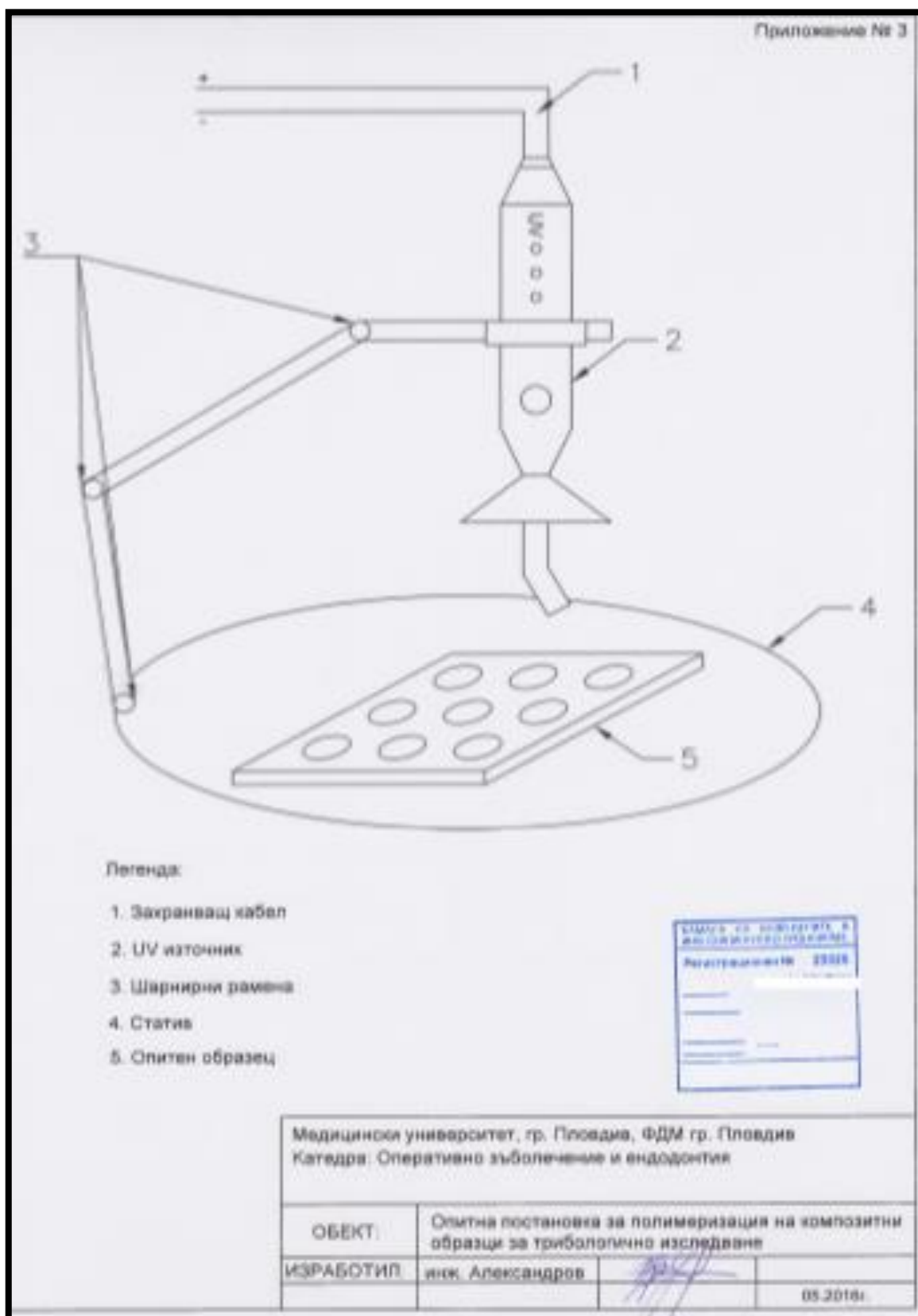
Gratia Directa /P/		- 1 Композит /П/
Filek P60		- 2 Композит /З/
Cavex Alloy		- 3 Амалгама /П/
Cavex Non Gamma-2		- 4 Амалгама /З/



Медицински университет, гр. Пловдив, ФДМ гр. Пловдив
Катедра: Оперативно зъболечение и ендодонтия

ОБЕКТ:	Образци за трибологични изследвания		
ИЗРАБОТИЛ:	инж. Александров		05.2016г.

ПРИЛОЖЕНИЕ 3.



ПРИЛОЖЕНИЕ 4.

АНКЕТА

Уважаеми колеги, целта на настоящото проучване е да регистрира мнението Ви относно възможностите за лечение на кариозни лезии в дисталната област на пациенти с парафункции в ежедневната ви практика.

Анкетата е анонимна. При попълване на въпросника оградете с кръгче избрания от Вас отговор. Можете да посочите повече от един отговор.

1. Пол	1. Мъж 2. Жена
2. Възраст	1. до 30 г. 2. 31-40г. 3. 41-50г. 4. над 51г.
3. Вие сте специалист по:	1. Оперативно зъболечение и ендодонтия 2. Детска дентална медицина 3. Протетична дентална медицина 4. Орална хирургия 5. Лицево-челюстна хирургия 6. Поливалентна дентална медицина 7. Без специалност
4. Години трудов стаж:	1. До 1 година 2. От 1 до 3 години 3. От 3 до 5 години 4. От 5 до 10 години 5. От 10 до 20 години 6. Над 20 години
5. Колко пациенти с парафункции (бруксизъм, бруксомания) лекувате годишно?	1. До 10 2. До 20 3. До 30 4. Много повече
6. На каква възраст са пациентите Ви с бруксизъм?	1. 7-12 години 2. 13-17 години 3. 18-30 години 4. 31-50 години 5. 51-70 години
7. Какъв метод за лечение на кариес на дистални зъби прилагате при пациенти с бруксизъм?	1. Директен метод за obtуриране 2. Индиректен метод за obtур 3. Директен и индиректен метод
8. Кога лекувате дистални кариозни дефекти чрез директно obtуриране при пациенти с бруксизъм?	1. При зъбна атриция (Attritio Dentis) 2. При начална степен на зъбна абразия (Abrasio Dentis) 3. Винаги
9. Какъв е предпочитаният от вас материал за директни дистални възстановявания при пациенти с бруксизъм?	1. Композиционни материали 2. Амалгама 3. Модифицирани ГЙЦ 4. Компомери 5. Всичко изброено
10. Какви усложнения наблюдавате след директно obtуриране на дистални кариозни дефекти при пациенти с бруксизъм?	1. Износване на obtурацията 2. Фрактура на obtурацията 3. Паднала obtурация 4. Фрактура на кавитетна стена 5. Всичко изброено

Благодаря Ви за отделеното време!

За препоръки относно анкетата: Д-р Александрова e-mail: v.al2@abv

ПРИЛОЖЕНИЕ 5.

Индивидуална клинична карта №

Амб. №

Дата:

1. Паспортни данни:

1.1. Име и фамилия:

1.2. Възраст:

1.3. Пол:

1.4. Професия:

1.5. Адрес:

1.6. Телефон:

2. Анамнеза:

2.1. Субективни оплаквания:

q. 1 провокирана болка - 1. няма 2. има

q. 2 болката се провокира от:

q. 2.1 студено q. 2.3 сладко

q. 2.2 топло q. 2.4 механичен натиск

q. 3 болката: 1. изчезва след отстраняване на дразненето

2. продължава известно време след
отстраняване на дразненето

q. 4 спонтанна болка - 1. няма 2. има

2.2. (q. 5) Общо състояние: 1. добро 2. усложнено

2.3. Специфичен въпросник:

- Осъзнавате ли, че стискате и/или скърцате със зъби през деня? q. 6
- Да Не
- Чувствате ли дъвкателните си мускули стегнати и сковани? q. 7
- Да Не
- Събуждате ли се по време на сън от звука при скърцане със зъби? q. 8
- Да Не
- Усещате ли болка в масетерния мускул при събуждане сутрин? q. 9
- Да Не
- Чувствате ли умора на дъвкателните мускули през деня? q. 10
- Да Не
- Събуждате ли се с блокирала долна челюст? q. 11
- Да Не
- Усещате ли болка във врата сутрин при събуждане? q. 12
- Да Не
- Имате ли болка в зъбите сутрин при събуждане? q. 13
- Да Не
- Чувствате ли физическа умора в резултат от нарушен сън? q. 14
- Да Не

3. Зъбен статус:

Легенда:

18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38

C	кариес
P	пулпит
G	периодонтит
R	корен
O	обтурация
E	липсващ зъб
K	коронка
X	изкуствен зъб
Pa	пародонтоза
I, II, III	степен подвижност
F	фрактура

3.1. (q. 15) Вид захапка (клас по Angle):

1. Клас I

2. Клас II или клас III

3.2. (q. 16) Локализация на дефекта:

(q. 16.1) O

(q. 16.2) MO

(q. 16.3) DO

(q. 16.4) MOD

(q. 16.5) комплексен

3.3. (q. 17) Пародонтален джоб -

1. има 2. няма

4. Клинични изследвания:

4.1. (q. 18) ТОД – реакция на студено:

1. има 2. няма

4.2. (q. 19) Кавитетен тест:

1. позитивен 2. негативен

4.3. (q. 20) ЕОД - μ A

5. Регистриране на оклузалните контакти:

5.1. Директно регистриране в устната кухина посредством артикулационна хартия:

- фотоснимка

5.2. (q. 21) Регистриране на плоскостните оклузални контакти чрез дигитално сканиране посредством итраорален скенер на 3Shape Trios и измерване на най-големия им диагонал посредством софтуера на CAD модула на CAD-CAM system:

• дигитален отпечатък

• най-голям диагонал.....мм.

6. (q. 22) Диагноза:

q. 22.1 caries superficialis

q. 22.2 caries media

q. 22.3 caries profunda

q. 22.4 първичен кариес

q. 22.5 вторичен кариес

7. (q. 23) Зъб:.....

Протокол на клинична работа:

- Кавитетна препарация – класическа/ адхезивна дата:

- фотоснимка

- Изработване на obturation от Gradia direct posterior дата:

- Снемане на еднофазов двуслоен сегментен силиконов отпечатък. дата:

- Отливане на модел от синтетичен IV клас твърд гипс. дата:

- Дигитално лабораторно сканиране на зъба с изработената obturation чрез 3Shape Trios. дата:

- (q. 24) Измерване на площ ограничена от оклузалната повърхност на аксиален срез на изработената obturation и диагонал свързващ контролни реперни точки чрез CAD модула на CAD-CAM софтуер.

ПЛОЩ.....мм².

дата:

Контролни прегледи:

Контролен преглед след 6 месеца:

дата.....

- (q. 25) Клинична оценка на възстановяванията чрез модифицираните критерии на Ryge и Svag известни като USPHS критерии.

1-Alpha (A); 2- Beta (B); 3- Charli (C)

Критерии	Оценка
Подходящ цвят (q. 25.1)	
Маргинално оцветяване (q. 25.2)	
Маргинална адаптация (q. 25.3)	
Анатомична форма (q. 25.4)	
Вторичен кариес (q. 25.5)	
Апроксимален контакт (q. 25.6)	

- Снемане на еднофазов двуслоен сегментен силиконов отпечатък.
- Отливане на модел от синтетичен IV клас твърд гипс.
- Дигитално лабораторно сканиране на зъба с изработената обтурация чрез 3Shape Trios.
- (q. 26) Измерване на площ ограничена от оклузалната повърхност на аксиален срез на изработената обтурация и диагонал свързващ контролни реперни точки чрез CAD модула на CAD-CAM софтуер.
 - площ.....мм².

Контролен преглед след 12 месеца:

дата.....

- (q. 27) Клинична оценка на възстановяванията чрез модифицираните критерии на Ruge и Cvar известни като USPHS критерии.

1-Alpha (A); 2- Beta (B); 3- Charli (C)

Критерии	Оценка
Подходящ цвят (q. 27.1)	
Маргинално оцветяване (q. 27.2)	
Маргинална адаптация (q. 27.3)	
Анатомична форма (q. 27.4)	
Вторичен кариес (q. 27.5)	
Апроксимален контакт (q. 27.6)	

- Снемане на еднофазов двуслоен сегментен силиконов отпечатък.
- Отливане на модел от синтетичен IV клас твърд гипс.
- Дигитално лабораторно сканиране на зъба с изработената обтурация чрез 3Shape Trios.
- (q. 28) Измерване на площ ограничена от оклузалната повърхност на аксиален срез на изработената обтурация и диагонал свързващ контролни реперни точки чрез CAD модула на CAD-CAM софтуер.
 - площ.....мм².

АВТОБИОГРАФИЯ



Д-р Валерия Александрова Александрова е родена в гр. Пловдив на 20.06.1983 г.

Завършва средното си образование в СОУ „св. Климент Охридски“, гр. Пловдив, през 2001 г.

През 2007 г. завършва ФДМ-МУ гр. Пловдив със специалност магистър-„лекар по дентална медицина“.

През 2007 г. започва частна практика в с. Невестино, общ. Невестино, обл. Кюстендил.

През 2011 г. започва частна практика в гр. Пловдив.

От 2012 г. е асистент към катедра Оперативно зъболечение и Ендодонтия, ФДМ-МУ гр. Пловдив, с ръководител К-ра Проф. Д-р Стоян Владимиров, дм.

Зачислена за специализация по Оперативно зъболечение и Ендодонтия със заповед № Р-408/18.03.2013 г. – МУ – Пловдив.

Зачислена за докторант на самостоятелна подготовка по докторска програма: „Терапевтична стоматология“ към катедра „Оперативно зъболечение и ендодонтия“ на ГДМ при МУ – Пловдив със заповед № 1741/ 21.07.2016 г.

ПУБЛИКАЦИИ СВЪРЗАНИ С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

Пълнотекстови статии

1. **Александрова В**, Манчорова Н, Владимиров Ст, Александров Св. Анкетно проучване на методите за възстановяване на дистални кариозни лезии при пациенти с бруксизъм. Научни трудове на Съюза на учените в България – Пловдив. Серия Г. Медицина, фармация и дентална медицина, 2017;20:185-90.
2. **Александрова В**, Манчорова Н, Владимиров Ст, Александров Св. 3D математически анализ на разпределението на напреженията в I и II клас директни обтурации при екстремно дъвкателно натоварване. Научни трудове на Съюза на учените в България – Пловдив. Серия Г. Медицина, фармация и дентална медицина, 2017;20:191-6.
3. **Aleksandrova V**, Manchorova N, Vladimirov S, Aleksandrov Sv, Tashev M. 3D Study on displacement distributions in dental tissues due to extreme occlusal stress on class I and II direct restorations by finite elements analysis. J Bio Sci Biotechnol, 2017:11-5.

Участия в научни форуми

1. **Александрова В**, Манчорова Н, Владимиров Ст, Александров Св. Анкетно проучване на методите за възстановяване на дистални кариозни лезии при пациенти с бруксизъм. Научни трудове на Съюза на учените в България – Пловдив. „Дни на науката 2016“ Пловдив, 28-29.10.2016.
2. **Александрова В**, Манчорова Н, Владимиров Ст, Александров Св. 3D математически анализ на разпределението на напреженията в I и II клас директни obturации при екстремно дъвкателно натоварване. Научни трудове на Съюза на учените в България – Пловдив. „Дни на науката 2016“. Пловдив, 28-29.10.2016.
3. **Aleksandrova V**, Manchorova N, Vladimirov S, Aleksandrov Sv, Tashev M. Investigation of displacement distribution in dental tissues in clas I and II direct restorations in extreme occlusal forces by the method of finite elements. National phd conference on biology. Plovdiv, November 1, 2016.
4. **Aleksandrova V**, Manchorova N, Vladimirov S, Aleksandrov Sv. Cad-cam evaluation of composite restorations 's wear in high stress regions: a design study. 22nd BaSS Congres, Thessaloniki Greece, may 04-07.2017.
5. **Александрова В**, Манчорова Н, Владимиров Ст, Александров Св. Създаване на експериментален модел за провеждане на трибологични изследвания на дентални материали. 17^{-ти} научен конгрес на БЗС, Бургас, 15-17 юни 2017 г.