МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ
ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА
КАТЕДРА ПО ПРОТЕТИЧНА ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА
Ръководител: проф. д-р Андон Филчев, д-р, дн

Д-р Иван Емилов Чакалов

ИЗНОСОУСТОЙЧИВОСТ НА ДЕНТАЛНИТЕ МАТЕРИАЛИ. ИЗСЛЕДВАНИЯ ИН ВИТРО

АВТОРЕФЕРАТ

на дисертационен труд за придобиване на
образователната и научна степен „доктор”

Научна специалност 03.03.03

Научен ръководител
Проф. д-р Иван Анастасов, д-р

Рецензенти
Проф. д-р Тодор Пеев, д-р, дмн
Проф. д-р Георги Тодоров, д-р

София, 2014 г.

Дисертационният труд се състои от 191 страници и е онагледен с 40 фигури, с 99 таблици и с 4 приложения. Библиографията включва 240 литературни източника, от които 9 на кирилица и 231 на латиница.

Публичната защита на дисертационния труд ще се проведе на 30.06.2014 г. от 13.30 часа в I аудитория на ФДМ – София, съгласно чл. 76 и 77 от Правилника за условията и реда за придобиване на научни степени и заемане на академични длъжности в Медицински университет – София, и въз основа на Заповед № РК 36-574 на Ректора на МУ – София, пред **научно жури** в състав:

Председател

Проф. д-р Иван Стоянов Анастасов, д-р – вътрешен член и научен ръководител

Членове

Проф. д-р Тодор Пеев Георгиев, дмн – вътрешен член и рецензент

Проф. д-р Георги Рангелов Тодоров, д-р – външен член и рецензент

Проф. д-р Стефан Иванов Сиромашки, дмн – външен член

Доц. д-р Явор Стефанов Калъчев, д-р – външен член

Материалите по защитата са на разположение в Катедрата по протетична дентална медицина на Факултета по дентална медицина при Медицински университет – София, и са публикувани на интернет страницата на МУ – София.

Забележка: В автореферата номерата на таблиците и фигурите не съответстват на номерата в дисертационния труд.

СЪДЪРЖАНИЕ

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ 4

1. ВЪВЕДЕНИЕ 5

2. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ 7

СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ 9

3. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИКА 9

3.1. Материал 9
3.2. Методика 11
3.2.1. По задача 1 11
3.2.2. По задача 2 11
3.2.3. По задача 3 и 4 12
3.2.4. Статистически методи 15

4. РЕЗУЛТАТИ 16

4.1. Резултати по задача 1 16
4.2. Резултати по задача 2 28
4.3. Резултати по задача 3 36
4.4. Резултати по задача 4 39

5. ОБСЪЖДАНЕ НА РЕЗУЛТАТИТЕ 40

5.1. Обсъждане на резултатите по задача 1 40
5.2. Обсъждане на резултатите по задача 2 46
5.3. Обсъждане на резултатите по задача 3 55
5.4. Обсъждане на резултатите по задача 4 60

6. ИЗВОДИ 64

7. ПРИНОСИ 65

8. ПУБЛИКАЦИИ, СВЪРЗАНИ С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД **ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.**

Използвани съкращения

ГЧ	Горна челюст
ДЧ	Долна челюст
ЗОК	Зона на оклузален контакт
ИТЗТДМ	Изтриване на твърдите зъбни тъкани и дентални материали
АКЗ	Апроксимална контактна зона
СКОЗ	Свободна от контакт оклузална зона
ТЗТ	Твърди зъбни тъкани
ТМС	Темпоромандибуларна става
ЦО	Централна оклузия
ЦР	Централна релация
PMMA	Полиметилметакрилат

1. В Ъ В Е Д Е Н И Е

Едно от основните изисквания към денталните материали, които трайно заместват естествените зъбни тъкани, е да притежават аналогична на тяхната износоустойчивост. Последиците от използването на материали с неадекватна износоустойчивост могат да бъдат: загуба на вертикалния размер на оклузията, ускорено апроксимално изтриване, промяна в позициите на зъбите, оклузални и ортодонтски проблеми, понижена естетична и функционална годност на лечението. Намирането на материали с подходящи механични качества е въпрос, на който в денталната теория и практика се отделя значително внимание. Публикациите, посветени на изтриването на композиционните материали, са над 10% от всички изследвания, засягащи тези материали.

Най-сигурна информация относно износоустойчивостта на денталните материали може да бъде получена след провеждането на дългогодишни клинични изследвания (in vivo) върху големи групи от хора. Подобни изследвания обаче са изключително скъпи и отнемат години, което прави използването на този метод при въвеждането на нови материали неприложимо. Ето защо учените насочват усилията си върху изобретяване на устройства, способни в лабораторни условия за сравнително кратко време да симулират изтриване, което би се получило в устата за периоди от няколко години.

Възпроизвеждането в лаборатория на дъвкателния акт е сериозен проблем поради огромния брой фактори, влияещи върху крайния резултат. Тук се включват индивидуални параметри, като: оклузия, сила на дъвчене, зъбна и ставна анатомия, честота и продължителност на хранене, вид на поеманата храна, слюнка, минерален състав на зъбните тъкани, бруксизъм, вредни навици и много други.

Много висши дентални училища в света притежават собствени разработки за машини за симулиране на изтриването в лабораторни условия. Тези устройства действат на различни принципи и варират по сложност от прости възвратно постъпателни машини до сложни и скъпи компютърно управлявани устройства с изкуствена хранителна среда и слюнка и възможност за контролиране на множество от параметрите на дъвченето, като контактно време, траектория, натиск. Вече съществуват няколко устройства, за които се твърди, че успяват точно да предвидят изтриваемостта, които ще имат новите материали в устата. Тези твърдения са подкрепени със сравнителни оценки на резултати, получени от in vitro и in vivo изследвания за едни и същи възстановителни материали. Пътят за подобряването на механичните качества на съществуващите материали неизменно минава през детайлно разбиране и изучаване на процесите на изтриване.

В България броят на подобни изследвания е малък. Липсват съвременни литературни обзори и систематизация на научната информация. Лекарите по дентална медицина могат лесно да се объркват от противоречивите данни, изнасяни от производителите в техните рекламни материали. Често избраните поради други съображения материали се изтриват прекалено бързо или са твърде абразивни за антагонистите. Липсва съвременна система за независими сравнение и оценка на новопоявили се на пазара материали.

Посочените съображения показват, че темата на настоящия труд е актуална и налагат необходимостта от задълбочено разработване на проблема за износоустойчивостта на използваните в денталната медицина материали, което изисква нашите усилия да бъдат насочени към използването на научно аргументирани и съвременни подходи за неговото решаване.

2. Ц Е Л И З А Д А Ч И

Целта на дисертационния труд е създаване и апробиране на съвременна методика за изследване на износоустойчивостта на денталните материали, която да определя практическите насоки при възстановяване на оклузалните зъбни повърхности.

За постигането на тази цел бяха поставени следните **задачи и подзадачи**:

1. Да бъде анализирана съществуващата терминология при изследванията на износоустойчивостта на денталните материали и да бъдат актуализирани термините, използвани в българската научна литература, съобразно със световните тенденции.

1.1. Да бъде проведен критичен анализ на съществуващите дефиниции на най-често употребяваните термини в публикациите, посветени на изтриването и износоустойчивостта на материалите.

1.2. Да бъде установено дали е уместно да се въведат предложените от някои автори трибологична класификация и терминология и доколко те се възприемат от учените, работещи по тези проблеми.

1.3. Да бъде установено дали съществува тенденция в публикациите от последните години за „консенсус" около определени дефиниции на проблемните термини.

1.4. Да бъде предложена класификация на механизмите на зъбното изтриване.

2. Да бъдат анализирани известните характеристики на дъвкателния процес и възможностите на съществуващите дъвкателни симулатори и да бъде създадена собствена

изследователска методика и дъвкателен симулатор, базиран на оптимални параметри.

3. Създаденият дъвкателен симулатор да бъде подложен на апробация и резултатите да бъдат сравнени с тези, получени с други методи и устройства.

3.1. Установяване на вариациите в резултатите за всички позиции по *Y* на един материал. Установяване на позициите по оста *Y*, при които се наблюдават най-ниски и най-високи стойности на вариациите.

3.2. Сравняване на вариациите на резултатите от паралелно протичащите в съседните гнезда изследвания. Сравнението се извършва за аналогичните позиции на едноименните трасета в различните образци на един и същ материал.

3.3. Вариационен анализ на изтриването при различните трасета в един и същ образец.

3.4. Изследване на гнездата с пикови стойности на изтриването.

4. Да бъде сравнена износоустойчивостта на някои отдавна въведени в практиката композиционни материали с такива от последни генерации.

СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ

3. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИКА

3.1. Материал

За изпълнение на задача 1 бяха подбрани общо 202 публикации: 107 от периода 2000–2009 г. и 77 – от периода 1990–1999 г.; 18 – от преди 1990 г. – около 10–15% от всички излизали някога по темата публикации. В изпълнение на подзадачи 1 и 3 дефиниции бяха търсени още в 8 дисертационни труда и 2 монографии.

За изпълнение на задача 2 бяха използвани всички публикации, събрани по задача 1, за определяне на силовите профили на съществуващите артикулатори. Относно съществуващите в литературата концепции за динамична оклузия бяха използвани материалите от 2 монографии, посветени на принципите на оклузията и на нейното възстановяване.

За проектирането и визуализирането на дъвкателния симулатор беше използван софтуерен продукт "Solid Works" (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Waltham, Massachusetts, USA).

За изпълнение на експерименталните задачи 3 и 4 бяха подрбрани 5 композиционни материала от различни години на производство: Herculite HRV[1], Heliomolar[2], Charisma[3], Filtek Silorane[4], Filtek Ultimate[5] (табл. 1). За изготвянето на изкуствена хранителна среда беше използвана пластмаса Unifast TRAD[6].

Бяха изготвени общо 39 образеца, върху всеки от които се проведоха 5–6 експеримента с по 50 000 дъвкателни цикъла. Образците от Herculite HRV бяха повече, тъй като половината

[1] Herculite®HRV – производител Kerr Corporation.
[2] Heliomolar ® – производител Ivoclar Vivadent.
[3] Charisma ® – производител Heraeus Kulzer.
[4] Filtek™ Silorane – производител 3M ESPE.
[5] Filtek™ Ultimate – производител 3M ESPE.
[6] Unifast™ TRAD – производител GC Europe.

бяха изследвани в изкуствена хранителна среда, а останалите – в дестилирана вода. Всички останали образци бяха изследвани само в присъствие на изкуствена хранителна среда.

Годните за изследване образци бяха 226. За измерване на дълбочината всяко трасе беше измервано в 10 сечения. За всяко сечение се мереха по три точки или общо 30 точки на трасе. Общият брой на измерванията е 4910 (някои от точките са общи за две съседни трасета).

При експериментите по задачи 3 и 4 беше използван създаденият дъвкателен симулатор, чието устройство е представено в глава „Резултати по задача 2“.

Табл. 1. Информация за изследваните материали (използвани са данни, предоставяни в рекламните брошури на фирмите)

Материал Година	Вид	Органичен матрикс	ПЪЛНИТЕЛИ		
			Вид	Размер (μm)	Теглови %
HERCULITE HRV 1980	Минифилен микрохибрид	Bis-GMA TEGDMA	Бариев силикат	0.6	79
HELIOMOLAR 1986	Микрофилен	Bis-GMA UDMA Decandiol dimethacrylate	SiO2 YbF3 преполимери	O.04 0.2	66.7
CHARISMA 1991	Минифилен микрохибрид	Bis-GMA TEGDMA	SiO_2	0.7–2 0.01–0.07	78
FILTEK SILORANE 2007	Микрохибрид	Silorane resin	Кварц Итриев флуорит		76
FILTEK ULTIMATE 2010	Нанохибрид	Bis-GMA UDMA TEGDMA PEGDMA Bis-EMA	SiO2 Zirconia	20 4–11	78.5

3.2. Методика

3.2.1. По задача 1

За изпълнение на задача 1 от Pubmed бяха подбрани публикации, които да съдържат един или повече от следните ключови термини (словосъчетания): dental wear, in vitro wear, in vivo wear, clinical wear, wear simulators, artificial mouth.

За целите на подзадача 1 бяха извадени и подредени в таблици дефинициите на термините „абразия", „атриция" и „ерозия". По метода на сравнителния анализ беше направена съпоставка на предлаганите от авторите дефиниции.

За целите на подзадача 2 подбраните публикации бяха групирани според годината на издаване и употребата на някои от следните термини: "abrasion"/"abrasive wear", "attrition", "erosion"/"erosive", "fatigue", "adhesion"/"adhesive wear", "corrosion"/"corrosive", "2-body"/"3-body".

За целите на подзадача 3 публикациите от последния период бяха подредени в таблица, за да бъде направен сравнителен анализ.

3.2.2. По задача 2

За изпълнение на задача 2 бяха потърсени публикации в Pubmed с ключови думи "chewing", "chewing cycle" "chewing forces". Включени в анализа бяха само публикациите, открити в пълнотекстов вид, съдържащи информация за силовото натоварване по време на дъвкателния процес, както и за устройството на съществуващи ин витро дъвкателни симулатори. Събраните научни данни за движението и натоварванията на зъбните повърхности по време на дъвкателния цикъл бяха съпоставени с някои съществуващи оклузални теории.

Дъвкателният симулатор беше разработван на програмен продукт "Solid Works" (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Waltham, Massachusetts, USA), предоставящ възможност да се планират, визуализират и дори представят по време на работа всички компоненти на машината преди тя да бъде създадена.

3.2.3. По задача 3 и 4

От избраните композиционни материали бяха изработени образци.

Изработване на образци

За всеки от образците бяха изработени метални пръстени с външен диаметър 25 mm, вътрешен диаметър 24 mm и височина 8 mm. Металните пръстени бяха поставени в специално изработен държач, плътно прилепени за гладката стена на стъклена плочка, и фиксирани с винтове в тази позиция. Около 2–2.5 грама от подлежащия за изследване композиционен материал бяха поставяни в пръстена и внимателно адаптирани към стъклена плочка с помощта на щопфери до получаване на равномерен слой от около 1–2 mm. Полимеризацията на материалите беше извършвана с фотополимерна лампа с мощност 2000 mW/cm^2, като светловодът беше в контакт със свободния ръб на пръстена. След завършване на полимеризацията на композита останалата част от обема на пръстена беше запълвана със студено полимеризираща розова пластмаса (Duracryl, Spofa).

Избор на антагонист

След провеждане на предварителни тестове с различни видове керамични материали, изборът се спря върху фабрични керамични сфери от силициев нитрид (Si_3N_4). Сачмите отговарят на ISO 3290 – издание 2001/12/01, съгласно което отклоненията в диаметъра и сферичността не трябва да надвишават 0.13 μm, а отклоненията в грапавината на повърхността е в рамките на 0.014 μm.

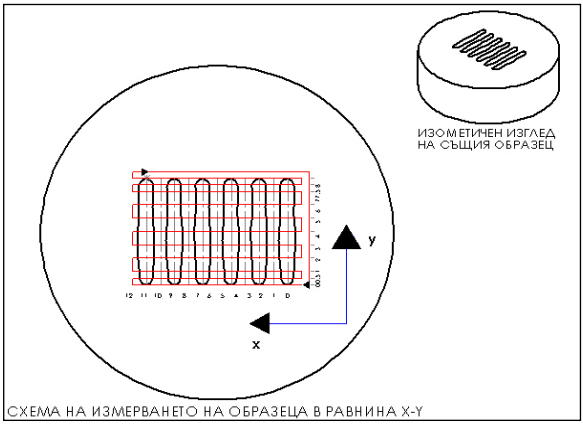
Избор на изкуствена хранителна среда

Образците от Herculite бяха разделени в две групи – при едната група тестовете се проведоха в дестилирана вода, а при другата група – в изкуствена хранителна среда, съставена съобразно формулата на Leinfelder от равни части полиметилметакрилат и вода. Изпитанията при всички останали материали бяха проведени само в изкуствена хранителна среда.

Беше използван прахът на студенополимеризираща розова пластмаса Unifast TRAD.

Методика за измерване на резултатите

Полученият резултат от експеримента беше измерен чрез контактна профилометрия на повърхността на образеца, движейки накрайника на измерителното устройство, описвайки растерна картина, успоредна на оста *X* със стъпка в направление на оста *Y*. Измерванията са направени с точност: по ос *X* 0.005 mm, по ос *Y* 0.005 mm и по ос *Z* 0.001 mm. Измерването по *X* и *Y* (с точност 0.005 mm) е правено с помощта на инкрементални линийки с цифрова индикация, а по *Z* (с точност 0.001 mm) с микронен индикаторен часовник.

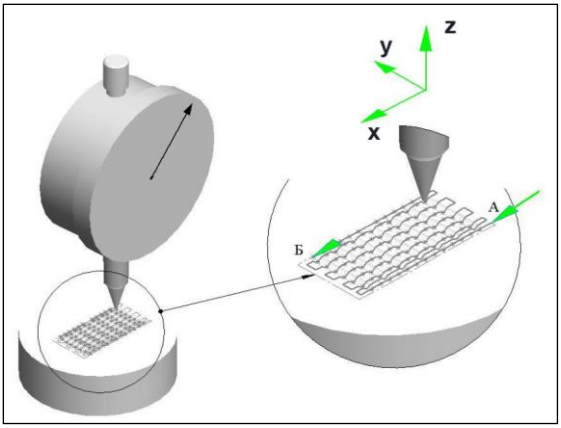


Фиг. 1. Схематично представяне на алгоритъма за измерване на резултатите от експериментите

** Измервана е дълбочината в началната и в крайната точка, както и във всички точки на пресичане на червените и сивите линии на схемата.*

На фиг. 1 (вдясно) е представен изометричен изглед на опитен образец от изследван материал след шест завършени експеримента от изтриване с дъвкателния симулатор. В зоните на контакт с антагониста макроскопски се наблюдават шест зони с отнет (изтрит) материал, подобни на улеи. Въпросните улеи по-нататък в текста ще бъдат означавани като трасета. Същата фигура представя и координатната система, служеща за основа

при измерването на дълбочината на трасетата в различни точки. Последователността на измерванията с контактния профилометър е представена на фиг. 2. Наборът от всички тези стойности дава цялостна картина на износването.

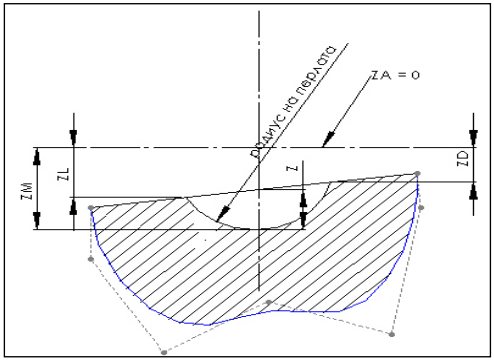


Фиг. 2. Схематично представяне на процеса на измерването на опитните резултати, започвайки от начална точка (А) и постепенно следвайки описаната траектория до достигане на крайна точка (Б)

След като се отчете дълбочината (изменение по оста *Z*) във всички указани точки и измерителният накрайник достигне точка *Б,* системата се връща в изходно положение (точка *А*), и се отчитат евентуални изменения в измервателната система получени в процеса на сканирането. При разлики, надхвърлящи 2 μm, измерването се повтаря.

При предварителните изследвания на образците с контактния профилометър беше установена липса на равнинност, която не се отчиташе с невъоръжено око, с разлики от порядъка на 20–30 μm, вероятно дължаща се на полимеризационното свиване. Ето защо се наложи дълбочината на трасето (разстояние по оста *Z* на най-дълбоката точка на трасето) да се пресмята с помощта на следната формула: Z = ZM - (ZL + ZD)/2, където *Z* е дълбочината на трасето; *ZA* – нулевата (референтната) равнина, в която лежи началната точка *A* при измерването; *ZM* – разстоянието от най-дълбоката точка на дъното на трасето до референтната равнина; *ZL* и *ZD* са съответно разстоянията,

измерени от левия и десния борд на трасето до референтната равнина (измерени на равни разстояния вляво и вдясно от дъното) (фиг. 3).



Фиг. 3. Схематично представяне на напречен срез от експерименталния образец, на точките и разстоянията на измерване

3.2.4. Статистически методи

Данните бяха въведени и обработени със статистическия пакет IBM SPSS Statisctics 19.0.0. За ниво на значимост, при което се отхвърля нулевата хипотеза, бе избрано $p<0.05$.

Бяха приложени следните методи:

1. ***Дескриптивен анализ*** – в табличен вид е представено честотното разпределение на разглежданите признаци, разбити по групи на изследване.
2. ***Вариационен анализ*** – изчисляване на оценките на централната тенденция и разсейване.
3. ***Непараметричен тест на Колмогоров–Смирнов и Шапиро–Уилк*** – за проверка на вида на разпределението.
4. ***Непараметричен тест на Крускал–Уолис*** – за проверка на хипотези за различие между няколко независими извадки.
5. ***Непараметричен тест на Ман–Уитни*** – за проверка на хипотези за различие между две независими извадки.
6. ***Т-тест на Стюдънт*** – за проверка на хипотези за различие между две независими извадки.

4. Р Е З У Л Т А Т И

4.1. Р е з у л т а т и п о з а д а ч а 1

Да бъде анализирана съществуващата терминология при изследванията на износоустойчивостта на денталните материали и да бъдат актуализирани термините, използвани в българската научна литература, съобразно със световните тенденции.

4.1.1. Резултати по подзадача 1. Да бъде проведен критичен анализ на съществуващите дефиниции на най-често употребяваните термини в публикациите, посветени на изтриването и износоустойчивостта на материалите.

От описаните в глава „Материал и методи" 210 статии, 8 дисертационни труда и 2 монографии бяха намерени определения за термините „абразия", „атриция" и/или „ерозия" в 19 публикации. Резултатите са представени в таблица с графа със собствен коментар (табл. 2).

Табл. 2. Дефиниции от различни автори на основните термини, свързани с изследванията за изтриваемост на материали

Автор Година Референция	***Цитат, съдържащ дефиниция на термините абразия, атриция и ерозия***	***Бележка***
Lussi 2006	**Абразия** – физично изтриване като резултат от механичен процес, включващ чужди вещества или предмети (изтриване три тела). Специален вид абразия е демастикацията, което означава изтриване от дъвчене на храна. **Атриция** – физично изтриване като резултат от действието на зъбите антагонисти без външни субстанции между тях (изтриване две тела). Характерно за атрицията са фасетки с изразени ръбове върху зъбите антагонисти. **Ерозия** – химично изтриване като резултат от външни и вътрешни киселини или хелатори, действащи върху свободните от плака зъбни повърхности.	

Bartlett 2006	**Атриция** – дефинира се като загуба на емайл, дентин или възстановителен материал чрез пряк междузъбен контакт. **Ерозия** – загуба на твърди зъбни тъкани посредством химичен процес, невключващ участието на бактерии. **Абразия** – загуба на зъбни субстанции вследствие на фактори, различни от междузъбен контакт.	Абразия – според автора терминът означава загуба на ТЗТ, предизвикана от незъбни фактори. Дефиницията е прекалено широка и на практика не пречи като абразия да се причислят травми на ТЗТ, клиновидни дефекти и дори кариеси.
Lambrechts 2006 – 1	**Абразия** – основно е причинена (в денталната литература) от взаимодействие на триещи се повърхности със зъбни четки и пасти, хранителната хапка и течни компоненти по време на дъвчене. **Атриция** – причинява се от директен контакт на остри грапави издатини на антагониста, който трябва да бъде поне 50% по-твърд от износвания материал, за да причини съществено износване. Атрицията може да причини съществени промени на повърхността (грапавост, размазан слой и т.н).	Тук термините обозначават механизмите на изтриване. Абразия – тук означава абразионен механизъм тип три тела, а атриция – абразионен механизъм две тела.
Lambrechts 2006	**Абразия две тела**: повърхностите се трият посредством директен контакт. На микроскопско ниво никоя повърхност не е гладка, ето защо те контактуват посредством издатините си. По време на движението издатините се фрактурират или деформират. Ако и двете повърхности са чупливи, издатините се фрактурират. Ако едната повърхност е мека, то издатините на по-твърдия материал ще „заорат" в нея, отнемайки малка „отпилка", която накрая ще се счупи и отпадне. С времето всички издатини ще се фрактурират и кумулативният ефект на тази микроскопична загуба ще се прояви като изтриване.	Тук видимо се коментират механизмите на износването. Прави се разлика между абразия две тела и абразия три тела. Атрицията се коментира като вид абразия две тела. Ерозията е представена с трибологичното си наименование – трибохимично изтриване.

	Атриция – форма на абразия две тела, която може да се разглежда като физиологична, както е описана като предпоставка за „балансирана оклузия". Представлява физиологично износване на ТЗТ като резултат от директен междузъбен контакт, без намесата на чужди вещества, които биха предизвикали локализирано изтриване в зоната на оклузален контакт. **Абразия три тела**. Повърхностите се изтриват посредством каша от абразивни частици. Налягането между повърхностите се предава на абразивните частици, които отчупват издатините на повърхността. В устата този тип изтриване се получава по време на дъвчене и преобладава при пациенти, консумиращи по-абразивна храна, като например пълнозърнест хляб. **Трибохимично изтриване (дентална ерозия)**. До известна степен това не е точно процес на изтриване. Причинява се от химични съединения, които отслабват интермолекулярните връзки на повърхността и засилват ефекта на другите механизми на изтриване. Има взаимовръзка между ерозия, атриция и абразия три тела. В устата този ефект обикновено се причинява от киселини (от „външен" и от „вътрешен" произход).	
Mayworm 2008	**Абразия** – настъпва по време на плъзгане на два зъба с трето тяло (слой храна) между тях, която предава силите помежду им. **Атриция** – настъпва при директен контакт на зъби антагонисти, при който се получава изтриване.“	Термините обозначават механизма. Абразия обозначава механизъм три тела по време на хранене. Не се коментира възможността абразионен механизъм да се прояви и извън процеса на хранене (напр. четка за зъби). Съгласно тази

		дефиниция като атриция могат да се причислят някои парафункции (бруксизъм).
De Gee 1996	"Основната част от оклузалното изтриване е от вида три тела. Това е ерозивно изтриване, което се получава като резултат от съприкосновението на частици храна или флуид, които се притискат и плъзгат върху оклузалната повърхност на антагонистите по време на дъвчене, този феномен се определя като изтриване на свободните от оклузален контакт участъци. Изтриването, получено като резултат от директен междузъбен контакт, авторът определя като „изтриване в областта на оклузалния контакт", където участват механизми като абразионно изтриване, адхезивно изтриване и умора на материала. При липса на храна ерозивният компонент се изключва. Този вид изтриване често се описват като „две тела". Ако трябва да сме точни, терминът „две тела" не е съвсем правилен, тъй като молекулите слюнка може да бъдат разглеждани като сепарираща среда между двете триещи се повърхности. Друг тип изтриване е корозивен по своята природа, което включва взаимодействието на химичното размекване на матрикса на композитите и движението на повърхността. Това включва действието на химикали като етанол, растителни масла, органични киселини и ензими."	Тук авторът (явно съзнателно) нито веднъж не използва проблемните термини „атриция" и „абразия" докато дискутира механизмите абразия две и три тела. Вместо „ерозия" употребява термина „корозия", което е по-близко до трибологичната класификация.

DeLong 2006	"Атрицията се причинява от взаимодействия две тела и включва фрактури, свързани с травматични сили и умора на материала. Абразията е резултат от взаимодействие три тела. И двата метода изтриване действат в устата по време на дъвчене и на нормална ежедневна функция. При абразионното изтриване по-твърдият материал „заорава" в по-мекия."	Термините обозначават механизма. Абразия тук замества абразия три тела. Атриция = абразия две тела.
Mehl 2007	"Абразия – предизвиква се от плъзгането на един зъб върху друг със сила, която се предава посредством слой храна, която служи за 3-то тяло. Атриция – предизвиква се от директен контакт на срещулежащи зъби с нарастващо натоварване, което предизвиква абразия (?!)."	Определението за абразия се доближава до това на другите автори за механизма на абразия три тела, но е странно как според автора атрицията предизвиква… абразия.
Kunzelmann 1998	"Атриция – изтриване при директен междузъбен контакт – разделя се на физиологична (при гълтане и говор) и нефизиологична (при парафункции (бруксизъм). Абразия – изтриване вследствие на действие на частици – физиологично (демастикация от храна) и нефизиологично (външни причини – пясък или прах при излагане на професионални вредности)."	Тук термините обозначават едновременно мястото и причината за настъпилото изтриване.
Abe 2001	"Абразионен тип загуба на материал се наблюдава в СКОЗ. Втори тип изтриване се наблюдава в зоните на артикулационни контакти, който се състои от три компонента – абразивно действие на храната (действа в СКОЗ и ЗОК, феномена щифт върху диск от пълнежните частици на микроскопско ниво и трето – износването тип умора на материала."	Абразия – тук означава мястото на износването.

Yap 2000	"Ерозивно изтриване се среща, когато твърда или течна частица се удари в повърхността, докато корозивното изтриване може да се дефинира като форма на химично изтриване, което е резултат от химично взаимодействие на средата с плъзгащата се повърхност. Абразионно изтриване се наблюдава, когато грапава твърда повърхност или свободни твърди частици „изорават" по-мек материал."	Авторът се придържа към трибологичните дефиниции на термините: абразия означава едновременно механизмите (абразия две тела и три тела), химичното изтриване се обозначава като корозивно, а ерозия се дефинира като изтриване на повърхност, причинено от частици или флуид.
De Gee 1986	"Lutz и Lambrechts обозначават изтриването в зоната на дъвкателния контакт като атриция (ЗОК), а това в СКОЗ – като абразия	Тук абразия означава мястото на износването (в СКОЗ).
Condon 1997	Lambrechts et. al идентифицират две отделни зони при дисталните композитни възстановявания и предполагат, че доминиращите модели на изтриване са абразия и атриция. Lutz нарича зона на атриция зоната на оклузален контакт и зона на абразия – зоната, свободна от оклузален контакт. В зоната, свободна от оклузален контакт, действащите механизми на изтриването са абразия две тела, абразия три тела, адхезивно и ерозивно изтриване, но относителният дял на всеки от тях е неизвестен. В зоната на дъвкателен контакт комбинация от абразия, умора и адхезия, наричани атриция, се смята за доминираща.	Според автора атрицията не е само резултат от действието на механизма абразия две тела, а е комбинация на последния с действието на адхезивния и ерозивен механизъм.

Litonjua 2003	Зъбната атриция се дефинира като физиологично износване на зъбите в резултат на директен междузъбен контакт като при дъвчене. Този феномен е свързан с възрастта и се проявява на инцизалните и оклузалните и понякога на проксималните повърхности. Някои парафункционални навици (бруксизъм и стискане на зъби) могат също да допринесат за атриция. Абразия – патологично износване на зъби като резултат от анормален процес, навик или абразивно вещество.	Абразия според този автор означава анормално (?!) износване на зъбите. Интересно е също защо той смята, че бруксизмът може да допринесе за атриция, а не за абразия (предвид, че абразията е дефинирана като „анормално износване").
Sulong 1990	Абразионно изтриване – абразията се причинява от твърда грапава повърхност или от свободни твърди частици, които „заорават" в по-мек материал. Ерозивно изтриване настъпва, когато твърди или течни частици се сблъскат с повърхност. Повърхностната грапавост, получена вследствие на процес на ерозия, може да е по-голяма от тази, която е следствие на абразия, защото частиците могат бързо да отнемат материал от ниските точки на повърхността.	Абразия тук обозначава механизма на изтриване. Определението за ерозия е това, давано от трибологията.
Пеев 1993	"Зъбна атриция – начална фаза на процеса на оклузално зъбно изтриване, напълно компенсирана във функционално и в естетично отношение..." "Зъбна абразия – последна фаза на изтриване. Функцията и естетиката са в различни степени на декомпенсация. Изтриването на оклузалните зъбни повърхности е значително както в широчина, така и в дълбочина..."	Тук термините „атриция" и „абразия" обозначават степента на настъпилото изтриване (фаза) в духа на клиничните класификации.
Dawson 1989	Прекомерното **абразионно** изтриване е диагноза. То е свързано със зъбните повърхности, които са в директно съприкосновение с функционални или с парафункционални движения на ДЧ. Зъбните структури, които не са на пътя	Дефиницията за абразионно изтриване тук е близка до тази, която много други автори дават за атриция

	на движенията на челюстта, няма да се износят прекомерно.	(изтриване в зоната на директен междузъбен контакт).
Dawson 2007	Прекомерното **атритивно** изтриване е диагноза. То е свързано със зъбните повърхности, които са в директно съприкосновение с функционалните и с парафункционалните движения на ДЧ. Зъбните структури, които не са на пътя на движението на челюстта, няма да се износят прекомерно.	Вж. предната графа. Същата дефиниция, но вече за термина атритивно изтриване.
McCabe 1981	Емпирично два основни механизма на изтриване се смята, че допринасят за абразията в устната кухина. Триещата абразия две тела се получава между различни материали в устната кухина и между възстановителните материали с естественото или изкуственото съзъбие. В допълнение, абразия три тела може също да се получи, когато свободни абразивни частици се търкалят между абразираните повърхности... Точен анализ на механизмите на износването е труден, но вероятно участват механизмите на абразия две тела и абразия три тела.	Тук терминът абразия се използва както за обозначаване на механизмите (едновременно на две и три тела), така и като синоним на процеса на изтриването изобщо.

4.1.2. Резултати по подзадача 2. Да бъде установено дали е уместно да се въведат предложените от някои автори трибологична класификация и терминология и доколко те се възприемат от учените, работещи по тези проблеми.

Подбраните 210 публикации бяха разделени по периоди: 110 от периода 2000–2009 г.; 82 – от 1990–1999 г.; 18 – от преди 1990 г. С цел анализ на разпространението на отделните термини в отделна таблица беше представен броят на публикациите, в които терминът беше използван като процент от общия брой попаднали в извадката ни публикации.Използваните термини в изследванията за изтриване на зъбни тъкани и дентални материали по периоди са отразени в таблици 3–8.

Табл. 3. Честота на използване на термина **абразия**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Абразия					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Бр.	%	Бр.	%	Бр.	%
До 1989 г.	9	50	9	50	18	100
1990–1999 г.	31	38	51	62	82	100
След 2000 г.	62	56	48	44	110	100

Табл. 4. Честота на използване на термина **атриция**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Атриция					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Бр.	%	Бр.	%	Бр.	%
До 1989 г.	3	17	15	83	18	100
1990–1999 г.	21	26	61	74	82	100
След 2000 г.	49	45	61	55	110	100

Табл. 5. Честота на използване на термина **ерозия**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Ерозия					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Бр.	%	Бр.	%	Бр.	%
До 1989 г.	6	33	12	67	18	100
1990–1999 г.	17	21	65	79	82	100
След 2000 г.	27	25	83	75	110	100

Табл. 6. Честота на използване на термина **адхезия**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Адхезия					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Бр.	%	Бр.	%	Бр.	%
До 1989 г.	3	17	15	83	18	100
1990–1999 г.	26	32	56	68	82	100
След 2000 г.	46	42	64	58	110	100

Табл. 7. Честота на използване на термина **умора**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Умора					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Бр.	%	Бр.	%	Бр.	%
До 1989 г.	3	17	15	83	18	100
1990–1999 г.	17	21	65	79	82	100
След 2000 г.	54	49	56	51	110	100

Табл. 8. Честота на използване на термина **корозия**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Корозия					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Бр.	%	Бр.	%	Бр.	%
До 1989 г.	0	0	18	100	18	100
1990–1999 г.	2	2	80	98	82	100
След 2000 г.	6	5	104	95	110	100

4.1.3. Резултати по подзадача 3. Да бъде установено дали съществува тенденция в публикациите от последните години за „консенсус" около определени дефиниции на проблемните термини.

За целите на третата подзадача на задача 1 бяха разгледани отделно дефинициите на термините в публикациите след 2000 г. (табл. 9).

Табл. 9. Определения за термините **атриция** и **абразия** от авторите след 2000 г.

Автор (година)	Определения за абразия и атриция
Mayworm 2008	"Абразия – настъпва по време на плъзгане на два зъба с трето тяло – слой храна между тях, която предава силите помежду им. Атриция – настъпва при директен контакт на зъби антагонисти, при което се получава изтриване."

Lussi 2006	Абразия – физично изтриване като резултат от механичен процес, включващ чужди вещества или предмети (изтриване три тела). Специален вид абразия е демастикацията, което означава изтриване от дъвчене на храна. Атриция – физично изтриване като резултат от действието на зъбите антагонисти без външни субстанции между тях (изтриване две тела). Характерно за атрицията са фасетки с изразени ръбове върху зъбите антагонисти.
Litonjua 2003	Зъбната атриция се дефинира като физиологично износване на зъбите в резултат на директен междузъбен контакт като при дъвчене. Този феномен е свързан с възрастта и се проявява на инцизалните, на оклузалните и понякога на проксималните повърхности. Някои парафункционални навици (бруксизъм и стискане на зъби) могат също да допринесат за атриция. Абразия – патологично износване на зъби като резултат от анормален процес, навик или абразивно вещество.
Mehl 2007	”Абразия – предизвиква се от плъзгането на един зъб върху друг със сила, която се предава посредством слой храна, която служи за 3-то тяло. Атриция – предизвиква се от директен контакт на срещулежащи зъби с нарастващо натоварване, което предизвиква абразия (?!).”
Bartlett 2006	**Атриция** – дефинира се като загуба на емайл, дентин или възстановителен материал чрез пряк междузъбен контакт. **Абразия** – загуба на зъбни субстанции вследствие на фактори, различни от междузъбен контакт.
Abe 2001	“Абразионен тип загуба на материал се наблюдава в СКОЗ. Втори тип изтриване се наблюдава в зоните на артикулационни контакти, който според Pallav се състои от три компонента – абразивно действие на храната (действа в СКОЗ и ЗОК), феномена щифт върху диск от пълнежните частици на микроскопско ниво и трето – износване тип умора на материала.“
Yap 2000	Абразионно изтриване се наблюдава, когато грапава твърда повърхност или свободни твърди частици „изорават” по-мек материал.“
DeLong 2006	“Атрицията се причинява от взаимодействие две тела и включва фрактури, свързани с травматични сили и умора на материала. Абразията е резултат от взаимодействие три тела. И двата метода изтриване действат в устата по време на дъвчене и нормална ежедневна функция. При абразионното изтриване по-твърдият материал „заорава” в по-мекия.”

4.1.4. Резултати по подзадача 4. Да бъде предложена класификация на механизмите на зъбното изтриване.

Настоящият научен труд предлага следната класификация за обозначаване на основните понятия, свързани с изтриването:

I. Според мястото на изтриване:

1. Изтриване в зона на оклузален контакт (ЗОК-изтриване).

2. Изтриване в свободна от контакт оклузална зона (СКОЗ-изтриване).

3. Изтриване по вестибуларната и по лингвалната повърхности.

4. Изтриване в зоната на апроксимален междузъбен контакт.

II. Според трибологичния механизъм:

1. Механизъм на изтриване абразия две тела (атрициoнен механизъм).

2. Механизъм на изтриване абразия три тела (абразионен механизъм).

3. Механизъм на изтриване умора на материала.

4. Адхезивен механизъм на изтриване.

5. Трибохимичен механизъм на изтриване (механизъм на химично изтриване, механизъм на ерозивно изтриване, механизъм на корозивно изтриване).

III. Според вида на механичната система:

- Изтриване две тела.
- Изтриване три тела.

4.2. Р е з у л т а т и п о з а д а ч а 2

Да бъдат анализирани известните характеристики на дъвкателния процес и възможностите на съществуващите дъвкателни симулатори и да бъде създадена собствена изследователска методика и дъвкателен симулатор, базиран на оптимални параметри.

Характеристики на дъвкателния процес и на дъвкателната симулация

Анализът на теориите за взаимодействие на зъбите от горната и долната зъбни редици при статична и динамична оклузия, сред които най-популярни са гнатологичната и функционалната, показва, че съществуващите дъвкателни симулатори са конструирани на базата на гнатологичната концепция. Анализът на изследванията за движение на долната челюст, силовият профил при дъвчене и начинът на изтриване на дъвкателните повърхности недвусмислено показват, че контактите по време на дъвчене съвпадат с функционалната концепция. Бяха изведени следните характеристики, които дъвкателният симулатор трябва да притежава, за да може най-точно да наподобява дъвкателен процес.

1. Силов профил – графиката на силата трябва да съдържа всички етапи на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл (рязко увеличаване при начален контакт, прогресивно увеличаване до максимална стойност в позиция на ЦО, задържане на силата и на междузъбния контакт за няколко десети от секундата след преминаване на ЦО, последвано от спадане при раздалечаване на антагонистите) (фиг. 4-А).

2. Максимална и междинни сили – изборът на изследователския екип се спря на тези стойности на междинни сили, срещани и при други устройства, но същевременно позволяващи и сравняване на резултатите: начален контакт – 20 N; максимална сила – 50 N; сила след ЦО – 40 N.

3. Контактно време – бяха избрани отново междинни стойности на срещаните в литературата – около 450 ms при честота на дъвчене 1 Hz.

4. Раздалечаване на образеца и антагониста след края на оклузалната фаза на цикъла.

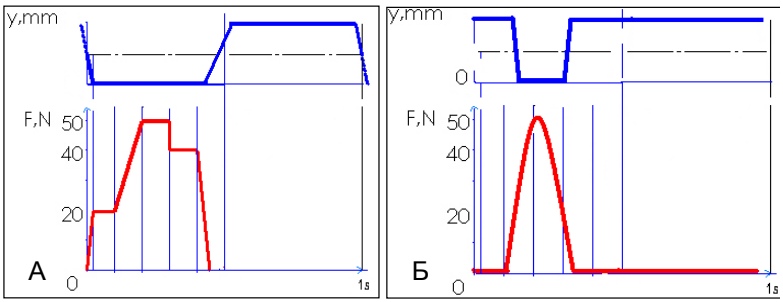
5. Възможност за извършване на изследванията паралелно в няколко отделения (гнезда) с цел намаляване на времето за експеримента и намаляване на вариациите в резултатите.

6. Сменяем държател за антагонистите, позволяващ използване на зъбни туберкули (стандартизирани и нестандартизирани), стандартни перли от различни керамични материали (например – стеатит, дегузит, циркониев диоксид), както и четки за зъби.

7. Възможност за предварително програмиране и непрекъснат контрол на броя цикли за даден експеримент.

8. Възможност за извършване на опити с различна дължина на плъзгане на антагониста върху образеца, както и за натоварване при фиксирано хоризонтално положение (ударно натоварване).

9. Гъвкавост – възможност за бързо пренастройване на устройството, свързано с промяна на основните параметри.



Фиг. 4. Циклограма на експериментален цикъл на дъвкателния симулатор съобразно със силовия профил при функционална (А) и гнатологична (Б) концепции

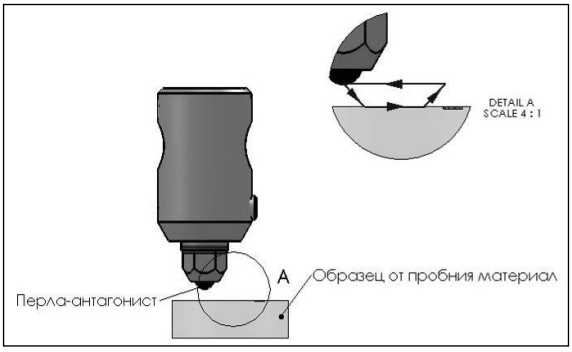
На фиг. 4 са насложени две диаграми, при които по хоризонталата е представено времето за един експериментален цикъл. Червената линия отразява изменението на силата във времето, а синята линия представя разстоянието между антагониста и опитния образец.

Дъвкателният симулатор е способен да възпроизведе взаимодействие на зъбите антагонисти, характерни както за гнатологичната, така и за функционалната концепция. Силовият профил, показан вляво (А), е уникален за действието на описаното в настоящото изследване устройство и според проведените от нас анализи най-точно възпроизвежда процеса на дъвчене.

Техническият проект и реализацията на дъвкателния симулатор бяха предоставени на фирма „СИНТКОМ" (инж. Христо Ангелов и ст.н.с. инж. Иван Иванов, ктн).

Описание на устройството и начин на работа на дъвкателния симулатор

Етапи на симулация на дъвкателния процес – двупосочно постъпателно движение на пробата и/или антагониста в затворен правоъгълен цикъл, който съдържа четири фази (фиг. 5).



Фиг. 5. Схематично представяне на работния ход на антагониста спрямо образеца от изпитван материал по време на изследванията

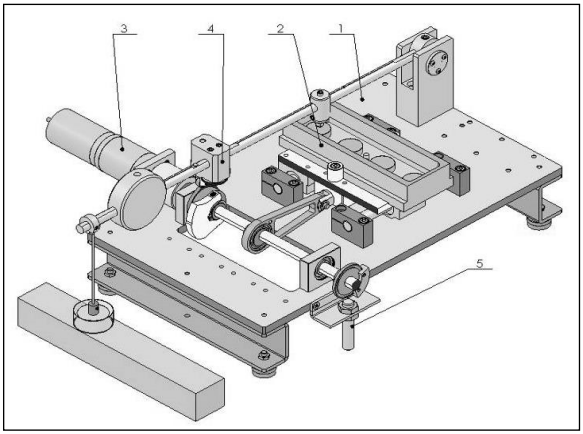
1. Спускане (затваряне) – възпроизвежда началния контакт между вестибуларните туберкули на зъбите антагонисти.

2. Плъзгане при динамично променяща се сила в съответствие със силовия профил при дъвчене.

3. Отваряне – отделяне на антагониста от пробата (край на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл).

4. Връщане на системата в начално положение (подготовка на съзъбието за нов дъвкателен цикъл).

Описание на конструкцията. На фиг. 6 е показано опростено изображение на дъвкателния симулатор, което улеснява описанието на основните му възли.



Фиг. 6. Опростено схематично представяне на дъвкателния симулатор

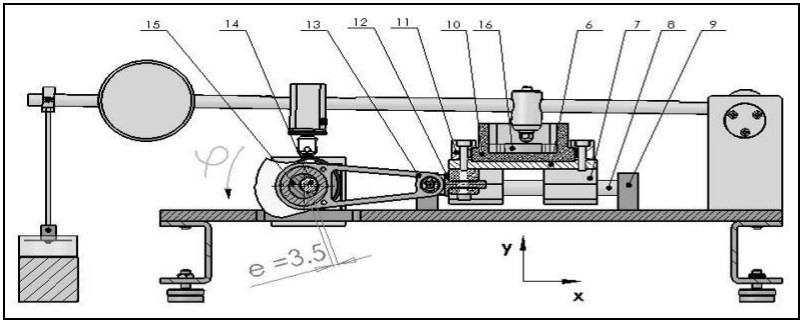
Основните компоненти на дъвкателния симулатор (фиг. 6) са: основа (1), върху която са монтирани каретка (2) с фиксирана към нея ваничка, съдържаща от 1 до 4 плоски експериментални образеца, задвижващ възел (3) и кобилица (4).

Посредством ексцентрико-мотовилков механизъм задвижващият възел (3) придава на каретката (2) (и съответно на ваничката с образците) възвратно постъпателно движение. От друга страна, посредством система от гърбици и ексцентрик задвижващият възел (3) движи и кобилицата (4). Синхронизираното осъществяване на двете движения (хоризонтално на образеца и вертикално на антагониста) води до постигането на

желаната крайна характеристика на работния ход, представена на фиг. 4-А.

Кобилицата (4) носи държача на антагониста, както и два елемента, отнасящи се до силовата крива – постоянно и променливо натоварване, сборът, на които дава силата на притискане по време на контакт на антагониста с образеца. Постоянната тежест (в края на лоста на кобилицата) генерира постоянна сила. Променливата сила се генерира от взаимодействието на постоянните магнити в носача на магнитния блок, представен на фиг. 11 под номер (25) и феромагнитната гърбица, представена на фиг. 9 като (37).

На края на вала на задвижващия механизъм фиг. 6 (3) е прикрепен и секторен диск, който заедно с индуктивния датчик (5) подава импулси към безконтактен индуктивен брояч с цел контролиране на броя на изпитателните цикли. Симулаторът беше свързан с програматор за предварително задаване на броя на експерименталните цикли (до 1 000 000), както и автоматичното спиране на системата при извършването им.

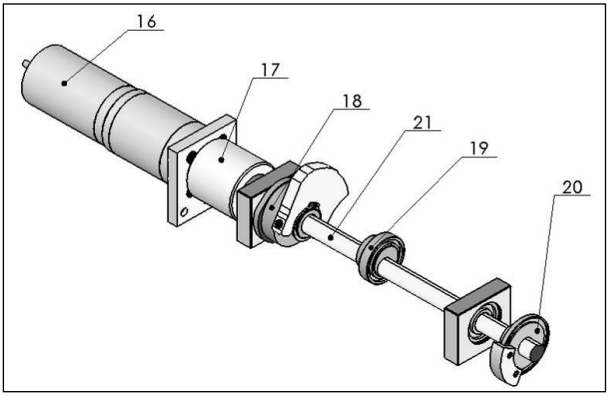


Фиг. 7. Схематично представяне на дъвкателния симулатор (страничен изглед)

Каретката, показана на фиг. 7, се състои от основна плоча (6), която посредством линейни направляващи, състоящи се от буксите (7), цилиндричните направляващи (8) и конзолите (9), е

лагерувана прецизно върху лицето на основната плоча. Върху каретката е базирана ваната (10), в която са закрепени образците (16). Ваната, от своя страна, се води точно в канал на плочата (6) и се фиксира към нея чрез затегалките (11). Това осигурява възможност за няколко циклови изпитвания върху една и съща проба, като ваната се мести и закрепва избирателно в различни положения, перпендикулярно на равнината на фиг. 7. Каретката е свързана със задвижващия механизъм с мотовилката (13), която е лагерувана към нея върху оста на обтегача (12), а към вала на задвижващия механизъм – посредством ексцентрика (15). Така дължината на хода на каретката се определя от удвоената стойност на ексцентрицитета на ексцентриковата втулка (в случая 3.5 mm).

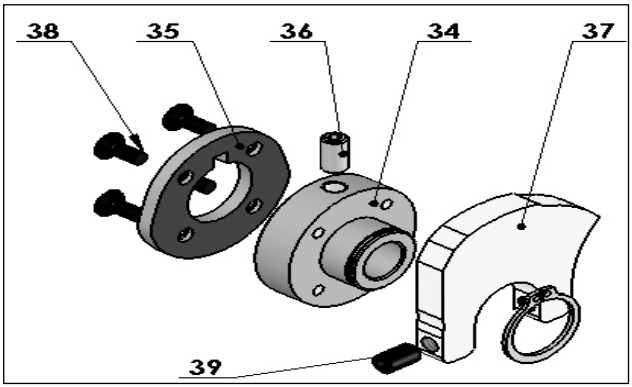
Задвижващият възел е съставен от вал (21), на който са закрепени гърбичен блок (18), ексцентрикова втулка (19) и секторен диск (20). Валът е задвижван през самонагаждащ се зъбчат съединител (17) от постояннотоков мотор-редуктор (“Maxon” 148867 PGL U) (фиг. 8) (16). Целият възел е монтиран върху основата (1) (фиг. 6).



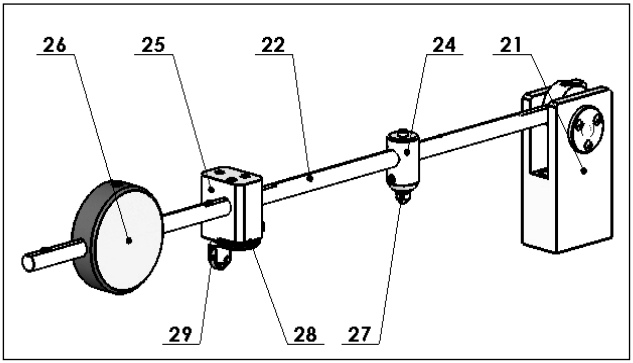
Фиг. 8. Задвижващ блок на дъвкателния симулатор (означенията са представени в текста).

Гърбичният блок (фиг. 9) е съставен от носеща букса (34), на която са монтирани повдигащата (35) и феромагнитната

гърбица (37) (също на места наричана котва), чийто специфичен профил служи за пораждане на променлива сила при промяна на въздушната междина между нейната периферия и магнитния пакет (25) на фиг. 10.



Фиг. 9. Гърбичен блок на дъвкателния симулатор

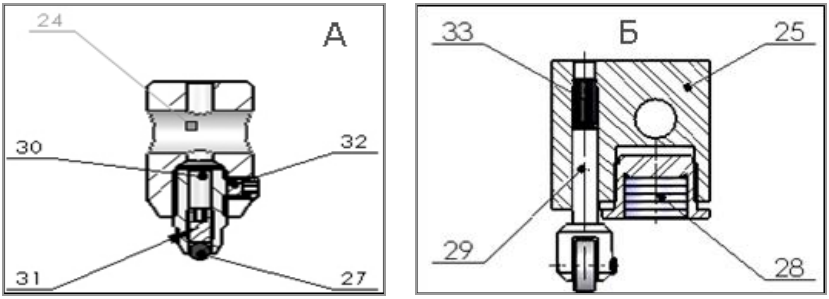


Фиг. 10. Кобилица и елементите, които носи

Кобилицата (фиг. 10) е възелът, който носи държача (24) на капсулата с антагониста (27) (зъбен туберкул или керамична сфера), носача на магнитния блок (25), магнитния блок (28), отбиващата ролка (29) и масата (26) на постоянния товар. Изброените елементи са монтирани на рамото на кобилицата (22), с възможност за независимо надлъжно фиксиране на положението на отделните елементи върху него. От своя страна,

рамото е шарнирно лагерувано в стойката (21), която е закрепена към базата.

Устройството на държача на капсулата с антагониста е показано на фиг. 11-А, на която се виждат самата капсула (30), перлата (27) и винтовете (31) и (32), които фиксират капсулата при настройване по височина на положението на перлата-антагонист (27).



Фиг. 11. Схема на устройството на държача на капсулата на антагониста **(**А) и носача на магнитния блок **(**Б) (Цифровите означения са представени в текста.)

Носачът на магнитния блок (25) е показан подробно на фиг. 11-Б, където е изяснен начинът на регулиране по височина на пакета неодимови магнити (28) и на отбиващата ролка (29).

Начин на работа на симулатора

При завъртане на вала (фиг. 8) (21) на задвижващия механизъм (фиг. 6) (3), каретката (фиг. 6) (2) заедно със закрепените към нея образци извършва възвратно-постъпателно движение с величина, равна на удвоения ексцентрицитет на ексцентриковата втулка (фиг. 8) (19). Същевременно взаимодействието на повдигащата гърбица (фиг. 9) (35) от гърбичния блок (фиг. 9) и отбиващата ролка на кобилицата (фиг. 10) (29) периодично повдига и спуска рамото на кобилицата така, че когато образецът се движи напред към задвижващия вал,

антагонистът се плъзга по лицето на опитния образец с дължина, равна на зададения работен ход, а когато каретката се движи в обратна посока, отбиващата ролка е отделила антагониста от повърхността на образеца (обратен ход). В преходните клонове на отбиващата гърбица се извършват съответно вдигане и спускане на перлата към повърхнината на образеца.

По време на работния ход, при контакт на антагониста и образеца, нормалната сила на притискане е сума от постоянния товар и променливата сила, породена от промяната на стойността на въздушната междина при въртенето на котвата фиг. 9 (37) срещу пакета мощни, постоянни неодимови магнити (фиг. 11-Б) (28), фиксирани чрез държача на магнитния блок (фиг. 11-Б) (25) към кобилицата (фиг. 6) (4). В конструкцията е вграден демпфер за намаляване на вибрациите от ускоренията при затваряне (фиг. 6 и 7).

Методика на изследване на износоустойчивост

Методиката на изследванията включва: избор на параметри (характеристики) на дъвкателната симулация, подготовка на образците, избор и подготовка на хранителната среда и антагонистите, измерване и статистически анализ на резултатите, представени в раздел „Методика”.

4.3. Р е з у л т а т и п о з а д а ч а 3

Създаденият дъвкателен симулатор да бъде подложен на апробация и резултатите да бъдат сравнени с тези, получени с други методи и устройства.

4.3.1. Резултати по подзадача 1. Установяване на вариациите в резултатите за всички позиции по *Y* на един материал. Установяване на позициите по оста *Y*, при които се наблюдават най-ниски и най-високи стойности на вариациите.

- Най-малка вариация се наблюдава най-често при y=2 (при 3 от материалите), а най-голяма – най-често при y=7.5 (в 4 от случаите).

4.3.2. Резултати по подзадача 2. Сравняване на вариациите на резултатите от паралелно протичащите в съседните гнезда изследвания. Сравнението се извършва за аналогичните позиции на едноименните трасета в различните образци на един и същ материал.

Материал Herculite 3-body

Най-ниската вариация флуктуира между y=2 и 6, докато най-високата и при петте трасета е при y=7.5.

Материал Herculite 2-body

Най-ниската вариация флуктуира между y=1 и 7, докато най-високата най-често е при y=0.5.

Материал Heliomolar

Най-ниската вариация флуктуира между y=1 и 7, докато най-високата най-често е при y=0.5.

Материал Charisma

Най-ниската вариация се среща най-често при y=2 или 3, докато най-високата за почти всички трасета е при y=7.5.

Материал Filtek Silorane

Най-ниската вариация флуктуира между y=0.5 и 5, докато най-високата и най-често е при y=7.5 (в 50% от трасетата).

Материал Filtek Ultimate

Най-ниската вариация флуктуира между y=2 и 7, докато най-високата най-често е при y=7.5 (в 83.3% от трасетата).

4.3.3. Резултати по подзадача 3. Вариационен анализ на изтриването при различните трасета в един и същ образец.

Материал Herculite 3-body

Най-ниската вариация е при y=2 и 4, докато най-високата е най-често при y=7.5 (при 6 от 9 образеца).

Материал Herculite 2-body

Най-ниската вариация е при стойности на y между 2 и 6, докато най-високата е най-често или при y=7.5 или при y=0.5.

Материал Heliomolar

Най-ниската вариация най-често е при y=7, докато най-високата е при y=8 (3 от 3 образеца).

Материал Charisma

Най-ниската вариация флуктуира между y=1 и 5, докато най-високата – най-често при y=7.5 и 0.5.

Материал Filtek Silorane

Най-ниската вариация най-често е при y=1, докато най-високата е най-често при y=7.5 (2 от 5 образеца).

Материал Filtek Ultimate

Най-ниската вариация е при y=6 и 1, докато най-високата и при петте образеца е при y=7.5.

4.3.4. Резултати по подзадача 4. Изследване на гнездата с най-високи стойности на изтриването.

За материал Herculite 3-body при Y =0.5 и 1 максималното изтриване е при четвърто гнездо, но при Y >1 вече варира в различни гнезда. При Y =3 максималното изтриване е почти винаги в гнездо 4, а при Y=7.5 то е почти винаги в гнездо 2.

- За материал Herculite 2-body при Y =0.5 максималното изтриване е почти винаги в гнездо 1, а при Y =7.5 максималното изтриване е почти винаги в гнездо 3.
- За материал Heliomolar при Y=7.5 максималното изтриване е почти винаги в гнездо 2, а при останалите стойности на Y варира в различни гнезда, най-често 2 и 3.
- За материал Charisma при Y=7.5 максималното изтриване винаги е в гнездо 2, а при останалите стойности на Y варира в различни гнезда, при Y>2 най-често 2 и 3.
- За материал Filtek Silorane максималното изтриване варира в различни гнезда при всички позиции на Y.
- За материал Filtek Ultimate при Y =3 и 6 максималното изтриване е почти винаги в гнездо 3, а при останалите стойности на Y варира в различни гнезда.

4.4. Резултати по задача 4

Да бъде сравнена износоустойчивостта на някои отдавна въведени в практиката композиционни материали с такива от последни генерации.

За целта беше сравнена дълбочината на получените трасета от всички експерименти. Осреднените стойности за всеки от изследваните материали са представени в таблица 10. Подреждането на материалите от най-висока към най-ниска износоустойчивост беше следното:

Filtek Ultimate > Herculite > Heliomolar > Charisma > Filtek Silorane.

За целите на задача 4 са сравнени единствено материали, изпитвани в изкуствена хранителна среда, както е описано по-горе.

От табл. 10 се вижда, че:

- С най-голяма износоустойчивост е материалът Filtek Ultimate със средна дълбочина на трасето около 47 μm.
- На второ място се нарежда Herculite 3-body с около 68 μm, следван от Heliomolar с около 87 μm.
- На последно място са Charisma и Filtek Silorane с около 133–135, които не се различават статистически помежду си.

Табл. 10. Сравнителен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето при изследваните материали

Материал	Брой експерименти	$\overline{X}$	SD	V
Herculite 3-body	379	67,55[a]	24,63	36,46
Heliomolar	105	87,27c	39,52	45,29
Charisma	214	132,85d	40,34	30,36
Filtek Silorane	200	135,24d	70,25	51,95
Filtek Ultimate	213	47,19e	21,16	44,84

* *Еднаквите букви след резултатите означават липса на сигнификантна разлика, а различните – наличие на такава ($p<0.05$); $\overline{X}$ – средна аритметична; SD – стандартно отклонение; V – коефициент на вариация.*

5. О Б С Ъ Ж Д А Н Е Н А Р Е З У Л Т А Т И Т Е

5.1. О б с ъ ж д а н е н а р е з у л т а т и т е п о з а д а ч а 1

Да бъде анализирана съществуващата терминология при изследванията на изтриваемостта на денталните материали и да бъдат актуализирани термините, използвани в българската научна литература, съобразно със световните тенденции.

5.1.1. Обсъждане на резултатите по подзадача 1. Да бъде проведен критичен анализ на съществуващите дефиниции на най-често употребяваните термини в публикациите, посветени на изтриването и износоустойчивостта на материалите.

При повърхностен прочит на тези определения се създава впечатление, че те в много голяма степен се припокриват. Ако обаче се анализират дефинициите по отношение на това какво явление или понятие те описват, ще бъдат установени доста сериозни разминавания.

Абразия

1. Етиология на изтриването (следствие на пряк контакт между зъбните повърхности).
2. Етиология на изтриването (следствие на непряк контакт – плъзгане на два зъба с трето тяло, напр. слой храна между тях).
3. Етиология на изтриването (следствие на незъбни причинители – включващи чужди вещества или предмети).
4. Място на настъпилото изтриване.
5. Степен на изтриването – физиологично/патологично.

Абразията е патологично износване на зъби като резултат от анормален процес, навик или абразивно вещество.

6. Механизъм на изтриването (описаните в трибологията механизми на абразия три тела и абразия две тела).
7. Фаза на изтриването – последната фаза на процеса на оклузално зъбно изтриване.
8. Синоним на изтриването като цяло.

Атриция – предизвиква се от директен контакт на срещулежащи зъби с нарастващо натоварване, което предизвиква абразия.

1. Механизъм. Използва се като синоним на процеса абразия две тела.

2. Място. Изтриването в зоната на оклузален зъбен контакт.

3. Фаза. Началната фаза на процеса на оклузалното зъбно изтриване.

4. Степен на изтриването – изтриване в рамките на физиологични граници.

5. Комбинацията от абразия, умора и адхезия, действащи в зоната на оклузален контакт.

6. Не съществува. Някои автори, подкрепящи определението на термините, въведени в трибологията, не използват термина „атриция", тъй като той не е възприет в науката за изтриването – трибология.

От направеното обобщение става ясно, че дефинициите, давани на едни и същи термини от различни автори, могат да бъдат на практика диаметрално противоположни. Например тези от дефинициите, отнасящи термина „абразия" към етиологията на процеса на изтриването, в едни случаи свързват процеса с директен междузъбен контакт, в други случаи – с наличие на трето тяло между зъбните повърхности (т.е. директен контакт няма), а в трети случаи – с изтриване, причинено от чужди тела.

Много показателен е примерът с дефинициите, давани от Peter Dawson. Показателно е, че в две монографии на същия автор една и съща дефиниция (дословно) се дава веднъж на термина „атриция", а друг път на термина „абразия". Корекцията, внесена в по-новото издание, вероятно се дължи на стремеж за уеднаквяване на терминологията с тази от изследванията на проблемите на изтриването, но също така е и нагледен пример за това колко объркани са дефинициите на термините.

Противоречиви са дефинициите и на термина „атриция” – веднъж като място на процеса, т.е синоним на изтриване в зоната на оклузален контакт, а на други места като механизъм на абразия две тела.

В българската научна литература въпросните термини се срещат основно с клиничното си значение и няма подобни противоречия в терминологията на практика.

5.1.2. Обсъждане на резултатите по подзадача 2. Да бъде установено дали е уместно да се въведат предложените от някои автори трибологична класификация и терминология и доколко те се възприемат от учените, работещи по тези проблеми.

Направената в настоящото проучване извадка от 210 публикации по груби изчисления представлява между 15 и 20% от общия брой публикации, излизали някога по темата в света. Основната задача тук бе да се прецени доколко предложението за уеднаквяване на терминологията с тази, ползвана в трибологията, се приема от учените и дали е уместно тя да се предложи в българската научна литература във вида, представен от Mair.

Бяха използвани само статии в пълнотекстов вид, за да бъде напълно ясно, че терминът се използва в смисъла и в контекста на проблема за изтриването на материалите. Анализът на публикациите показва, че от общия брой статии най-често използваният термин е абразия – среща се в 49 % от общия брой публикации, докато термините „адхезивно изтриване”, „атриция” и „изтриване тип умора на материала” са с почти еднакви проценти (съответно 36%, 35% и 35% от общия брой публикации). Терминът „ерозия” или „ерозивно изтриване” се среща в 29 % и най-рядко използваният термин е „корозия” или „корозивно изтриване” – само в 4 % от публикациите.

Разделянето на публикациите на периоди (например до 1989, от 1990 до 1999 и от 2000 до 2009 г.) дава интересен поглед върху еволюцията на научната мисъл по проблема и съответно – кои видове изтриване днес се смятат за по-съществени.

Интересно е например, че в разгледаните статии до 1989 г. терминът „корозия” или „корозивно изтриване” не се среща нито веднъж. Това лесно може да се обясни с факта, че първите публикации, предлагащи механизма на изтриване, включващ химичното въздействие върху изпитваната повърхност да се нарича „корозия” (а не „ерозия” – както е било дотогава), датират от началото на 90-те години.

Терминът „абразия” е най-често използван (съответно 50%, 38% и 56% от публикациите) и това е валидно за всички разглеждани периоди. Това не е изненадващо, защото въпросният термин се среща и в двете класификации.

Терминът „изтриване тип умора на материала” показва отчетливо нарастване в честотата на употреба, колкото по-ново е изследването. Това вероятно може да се обясни с нарастващото убеждение за водещата ролята на този механизъм за изтриването на денталните материали.

Терминът „адхезия” или „адхезивно изтриване” се използва все по-често през годините. По същия начин, както и при предишния термин, това може да се обясни с все по-голямата роля, която учените му отдават днес.

Терминът, който вече близо две десетилетия предизвиква спорове, е „атриция”. Резултатите от настоящото изследване показват, че съществува тенденция за все по-честа употреба на термина, колкото по-нова е публикацията. Тъй като терминът се отрича от привържениците на трибологичната класификация, оттук може да се направи извод за това, че е значителен броят на учените, които не я възприемат напълно. На базата на тези проценти може да се направи заключение, че у нас директното прилагане на трибологичната класификация по начина, предлаган от Mair, не би било в крак със съвременните тенденции. Същото може да се каже и за заместването на термина „ерозия” с „корозия”. Беше преценено, че анализът на разпространение на термините е добра основа за изработване на класификация.

5.1.3. Обсъждане на резултатите по подзадача 3. Да бъде установено дали съществува тенденция в публикациите от последните години за „консенсус" около определени дефиниции на проблемните термини.

Анализирайки представените в таблица 2 и 9 определения, давани от различните автори на процесите, се установява, че дефинициите не съвпадат напълно. Критиките към тези дефиниции могат да бъдат многобройни. Така например има разминаване при определянето на атрицията като физиологична от едни автори, а разделянето й на физиологична и нефизиологична – от други. Друг проблем при дефинициите продължава да бъде желанието на авторите едновременно да свържат понятията с етиологията, с мястото на процеса, с физиологичността, със степента на напредналост и молекулярните му механизми, които са напълно различни понятия и явления.

Въпреки всичко казано дотук, разминаванията в мненията на авторите са значително по-малко и по-малки, в сравнение с публикациите от 80-те и 90-те години. Можем да кажем, че съществува тенденция за уеднаквяване на терминологията. Това вероятно е крачка към постигане на консенсус от учените по този въпрос, който можем да очакваме през следващото десетилетие.

5.1.4. Обсъждане на резултатите по подзадача 4. Да бъде предложена класификация на механизмите на зъбното изтриване.

На базата на проведения в настоящото изследване критичен анализ на терминологията бе установено, че терминологичен проблем определено съществува. Установява се, че причината за съществуването на проблема се корени в желанието на авторите да дефинират с един термин напълно различни понятия, като например място на изтриването, трибологичен механизъм, степен на изтриването и др. Така се достига до парадоксалната ситуация в наука, измерваща резултатите в микрометри, един термин да има осем различни дефиниции, повечето от които са взаимно

изключващи се. Решение на насложените от десетилетия терминологични разминавания може да бъде намерено, ако използваните термини съдържат пояснителен елемент за това дали се отнасят към мястото или към трибологичния механизъм.

Предлаганата в настоящото проучване терминология ще помогне да се избегнат натрупаните в научната литература противоречия.

По отношение на мястото на изтриването смятаме, че термините „ЗОК-изтриване" (изтриване в зоната на оклузален контакт) и „СКОЗ-изтриване" (изтриване в зоната, свободна от оклузален контакт) са най-близки до възприетите в англоезичната литература "OCA wear" и "CFOA wear". Също така, че използването на тези термини има предимство спрямо предпочитаните от някои автори такива за абразия и атриция именно поради съдържащото се в тях пояснение, че се касае за мястото на изтриването, а не за нещо друго.

По отношение на механизма на изтриването представените по този начин формулировки веднага насочват към трибологичните механизми, по които се осъществява отнемането на материал от повърхността.

Трибологични механизми

Важен момент при предлаганата терминология е, че терминът съдържа уточнение, че се отнася за механизъм на изтриването. Това помага за избягването на неточности, свързани с използване на термини като абразия или атриция. Същевременно в терминологията не сме включили термини като абфракцията поради факта, че в литературата не може да се намери еднозначно мнение за съществуването на такъв механизъм.

Механична система

Терминът „механична система" се отнася за това дали изтриването се извършва с или без наличие на трето тяло. Според механичните си качества третото тяло може да разпредели или

концентрира дъвкателното налягане и да промени действащите трибологични механизми. На практика е трудно да бъдат определени трибологичните механизми, довели до определено изтриване. По-лесно е при определен експеримент само да се посочи механичната система – дали има или не трето тяло при изтриването. Механична система три тела например, включва действието на механизъм на изтриване абразия три тела, който може в определени случаи да бъде потенциран от трибохимичен механизъм на изтриване. Механична система две тела включва и петте описани по-горе трибологични механизми на изтриване.

Предимствата на представената терминология са няколко. Избягват се терминологични противоречия, натрупвани в научната литература от години. Предложените термини са съобразени с наложени понятия в трибологията и в англоезичната литература, посветена на проблемите на изтриването на денталните материали, но същевременно позволяват точното отдиференциране на понятията – място, механизъм, наличие или не на механичен посредник (например храна) при изтриването.

5.2. Обсъждане на резултатите по задача 2

Да бъдат анализирани известните характеристики на дъвкателния процес и възможностите на съществуващите дъвкателни симулатори и да бъде създадена собствена изследователска методика и дъвкателен симулатор, базиран на оптимални параметри.

За да може един дъвкателен симулатор да създаде изтриване, близко до клиничното, неговите параметрите на работа трябва максимално да се доближават до тези в устната кухина. Най-важните за възпроизвеждане параметри са следните:

А. Силов профил

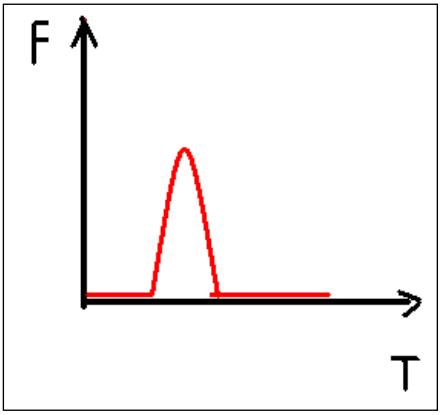
Силовият профил представлява изменението на силата във времето. От начина, по който се изменя силата по време на дъвкателната симулация и конструкционните решения за

постигането му, се определят начинът на действие на различните дъвкателни симулатори и водещите механизми на изтриването.

Роля на оклузията

Изтриването е контактен феномен. Ето защо оклузията може да се разглежда като свързващо звено между клиниката и разглежданите понятия като сили, силови профили, механизми на изтриването.

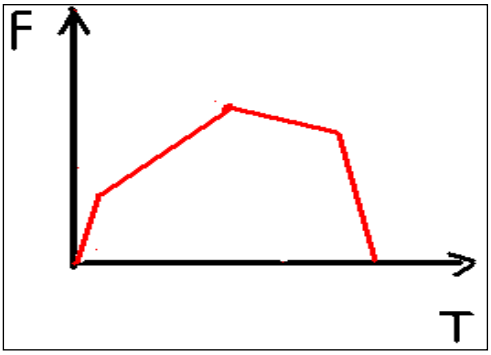
Известно е например, че изтриването е няколко пъти по-голямо в местата на контакт на зъбите антагонисти, но къде контактуват зъбите при функция е предмет на оклузодонтията. Известно е също, че наличието на плъзгане между зъбите антагонисти увеличава изтриването 8 пъти. Относно физиологичната норма за това плъзгане обаче, в литературата има съществени разминавания, особено между гнатологичната концепция на Dawson и функционалната оклузодонтия на Le Gall. Формулирана по друг начин, **дилемата е дали оклузалните и артикулационни контакти съвпадат** или се разминават. Силовият профил съобразно концепцията на Dawson би следвало да изглежда приблизително по начина, представен на фиг. 12.



Фиг. 12. Изменение на силата като функция на времето (силов профил) при дъвкателен зъб, необходим за отбелязване на точковидни контакти при функция, съобразно концепцията на Dawson

Единствената възможност при движещата се при дъвчене долна челюст зъбите да се срещат „в точковидни контакти“ е, ако пикът на силата настъпва много бързо и следва незабавно рязко спадане – профил, приличащ на този при удар. Подобна оклузална схема на практика изключва извършването на каквито и да било стриващи движения между зъбите.

Съобразно концепцията на Le Gall силовият профил, развиван от симулатора, трябва да съдържа увеличаване на силата (при първия контакт между антагонистите), последвано от постепенно увеличаване (с приближаването до позицията на ЦО), достигане на върховата стойност (в позиция на ЦО), след което леко понижение, но все още запазвайки относително високи стойности, за да извърши стриването на храната (наречено от Le Gall – cycle-out) и след това рязък спад на силата при разделянето на зъбите. Примерен силов профил, съобразен с функционалната концепция на Le Gall, е представен на фиг. 13.



Фиг. 13. Примерен изглед на силов профил, съобразен с етапите на дъвкателния цикъл, описан от Le Gall и Lauret

Двете графики се различават съществено, а така също и мнението на авторите – за контактите при функция. Разликите се дължат не на грешка в някоя от двете концепции, а в посоката на извършваните тестови движения (от центъра навън по Dawson и центростремителни по Le Gall).

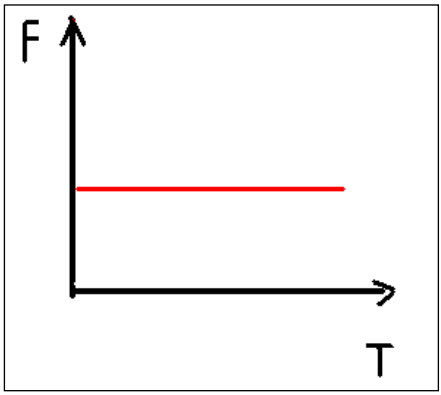
Тъй като целта на настоящото проучване е създаване на дъвкателен симулатор, а както е известно дъвкателният цикъл е

насочен центростремително, логично бе възприета концепцията, описваща оклузалните контакти и силовия профил при центростремителните движения.

В тази връзка беше важно да се анализира силовият профил на някои от най-известните дъвкателни симулатори в света.

Анализ на силовите профили при съществуващите симулатори

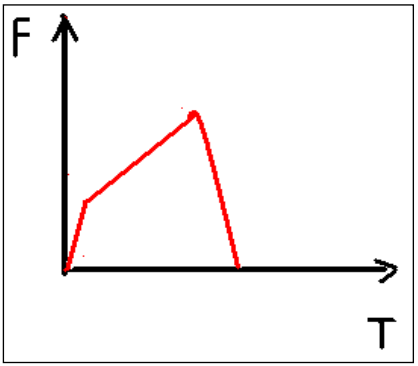
В много от съществуващите дъвкателни симулатори няма заложена промяна на силата по време на работа. Това е съществена разлика от дъвкателния процес. Такива са например симулаторът от Амстердам – ACTA, симулаторът от Бордо – UVSB2. Примерна диаграма на силовия профил при тези устройства е показана на фиг. 14.



Фиг. 14. Силов профил при някои от съществуващите дъвкателни симулатори – силата е постоянна и не се променя по време на експеримента.

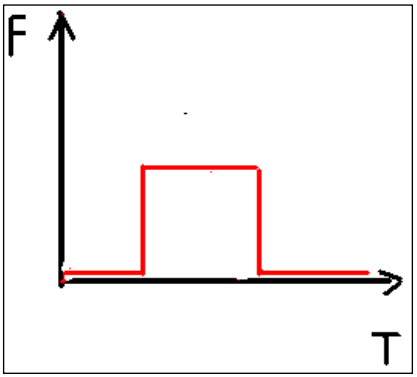
Други, по-сложно устроени дъвкателни симулатори, позволяват изменение на силата по време на един експериментален цикъл. Такова устройство е например симулаторът на Университета на Орегон (OHSU) (фиг. 15). Никое от съществуващите устройства не пресъздават натоварване след достигане на максималната стойност на силата (съответстваща на позицията на централна оклузия). С други думи, силовият им

профил е различен от този, който се наблюдава при процеса на дъвчене, съгласно схващането на функционалната оклузодонтия.



Фиг. 15. Силов профил при някои дъвкателни симулатори, позволяващи промяна на силата по време на изпитателния цикъл

Един от най-често цитираните автори в областта на ин витро изследванията на изтриването на денталните материали – Heintze (2006 г.), изтъква, че някои от съществуващите дъвкателни симулатори не могат да пресъздадат прогресивното нарастване на силата от първоначалния контакт към позицията на централна оклузия. Смятаме, че този недостатък се дължи на факта, че силите при дъвчене се генерират от тежести, например симулаторът на Мюнхенския университет (MUNICH), както и симулаторът, създаден и наречен на фирмата IVOCLAR. Силовият им профил на натоварване би следвало да изглежда като диаграмата на фиг. 16):



Фиг. 16. Примерен силов профил при дъвкателен симулатор, работещ с тежести

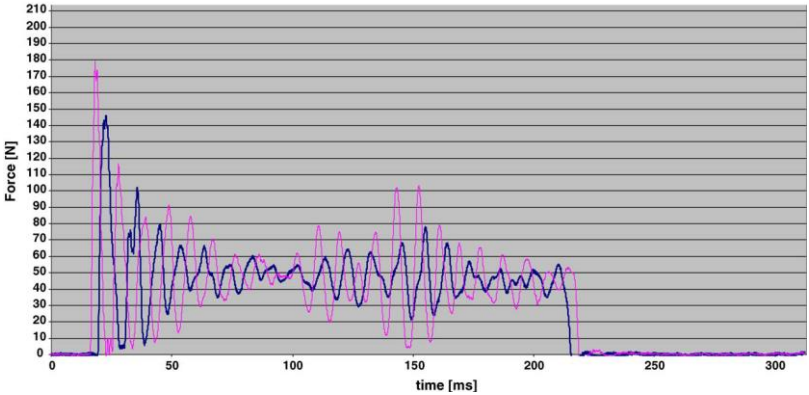
От физична гледна точка генерираната чрез тежест сила има предимството, че е винаги еднаква и лесна за пресмятане по формулата:

$$F = m.g$$

където F е силата, m – масата на тялото, g – земното ускорение.

Действителната картина на такова натоварване обаче е малко по-различна. Едно публикувано изследване на устройството чрез използването на високочестотен силов сензор ни показва действителното изменение на силата (фиг. 17).

На фиг. 17 се установява, че силовото натоварване наподобява по-скоро ефекта на „тупкаща топка“ и се различава значително от силовите профили, установени при дъвкателен процес.



Фиг. 17. Изменение на силата във времето при натоварване на опитен образец със сила на тежестта 48–52 N в два различни дъвкателни симулатора, работещи с тежести (по Heintze 2006)

** Розовата линия представя силата при симулатора на фирмата Willytec, а синята линия – при симулатора на Ivoclar.*

Анализиране на резултатите на изследванията на дъвкателния процес във връзка с оклузалните концепции

Kohyama, 2005

Сред малкото подробни изследвания, представящи промяната на силите по време на дъвчене, е това на Kohyama. На примерната диаграма, представена от авторите на публикацията, ясно личи как след достигането на максималната сила (в позиция на централна оклузия) следва временно спадане на дъвкателната сила, след това втори силов пик преди окончателното намаляване на силата.

Röhrle, 2007

В това изследване отново се установява как след достигане на върховата стойност най-напред следва участък, в който силата спада малко, като обаче се задържа на относително високи стойности за период от около две десети от секундата, след което започва рязко да спада.

Gibbs, 1982

Анализът на траекторията на движение на долната челюст, представена тук, показва наличие на плъзгане между зъбите антагонисти, ангажиращо както вестибуларните, така и лингвалните туберкули. Това е точно типът артикулационни взаимоотношения, които Le Gall описва.

Lambrechts, 2006

Използваната от екипа на Lambrechts технология позволява визуализирането на изтриването на оклузалната повърхност. Като знаем, че най-агресивните механизми и съответно най-голямото изтриване се получава в зоната на директен междузъбен контакт, картината на изтриването ни разкрива зоните, които са били в дъвкателен контакт то в продължение на 3 години. Тези зони на изтриване са линейни (не точковидни) и разположени от двете страни на централната фисура – отново в съгласие с функционалната оклузодонтия.

Soederholm, 2001

Използваната методика и технология са подобни на тези в предишното изследване. Авторите с изненада установяват, че зоните на най-голямото изтриване не съвпадат задължително със зоните на статичен оклузален контакт (обратно на общоприетото). Причината според нас трябва да се търси в разликата между оклузалните и артикулационните контакти. Считаме, че в бъдеще ще бъде по-уместно да се коментира изтриването в зоните на контактите при динамична оклузия, отколкото изтриването, проявено в областите на статичните оклузални контакти.

Б. Максимална сила

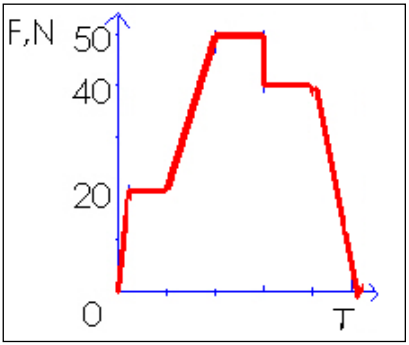
Максимална сила и сили при дъвчене

В литературата съществуват съществени разлики по отношение на максималните и дъвкателните сили. Anderson, цитиран от Lasserre, посочва, че докато максималното аксиално натоварване е между 100–150 N, то през повечето време дъвкателните сили не надвишават 10 N. Силата варира индивидуално съобразно: възраст, пол, вид храна, парафункции, протези. Kohyama измерва силите при дъвчене на различни храни и съобщава стойности от 20–120 N, но изтъква, че силовият импулс върху отделен зъб е около 20–30 N за молар и 6–11 N при резците.

Максимални сили, развивани от съществуващите дъвкателни симулатори

В техническата спецификация №14569-2 по ISO максималните стойности на силата при работата на съществуващите дъвкателни симулатори варира от 8–75 N. Разликата в максималната сила е от близо 1000%. Явно не съществува консенсусна стойност за силата при дъвчене. В този контекст за стойности на силата при създаването на дъвкателен симулатор бяха възприети междинни сили и такива, използвани от други екипи с цел сравнимост на резултатите. Беше съставена

следната диаграма за работата на дъвкателния симулатор (фиг. 18).



Фиг. 18. Избрани стойности на максималната и междинните сили при симулиране на дъвкателен цикъл, отнесени към предпочитания силов профил на устройството

За сила на първоначалния контакт на образеца и антагониста беше определена сила 20 N (идентична на началната при симулатора на университета в Орегон – OHSU, и близка до използваните от симулатора от Minnesota (13.5 N) и ACTA (на университета в Амстердам) – 15 N). Някои клинични изследвания посочват тази стойност като установената за силовия импулс при нормално дъвчене върху молари (20–30 N).

С доближаването до централна оклузия силата се увеличава постепенно като достига (в ЦО) до 50 N (подобно на симулатора на университета в Цюрих – 49 N). Тази сила е по-малка от използваната при симулаторите от Алабама (UAB) – 75 N, и от университета в Орегон (OHSU) – 70 N, но е значително по-висока от максималните стойности на симулаторите от университетите в Minnesota – 13.5 N, Newcastle – 15 N, и Амстердам (ACTA) – 15 N. Уникалното при нашето устройство е задържането на силата на относително високо ниво след преминаването на ЦО за около 0.2 s съобразно установения модел на натоварване при дъвчене.

Контактно време

Бяха възприети стойности на продължителност на цикъла, близки до средните с 1 цикъл/секунда (1 Hz), от които 0.450 ms антагонистът и изпитваният материал да са в контакт.

Раздалечаване на триещите се образци

Дъвкателният симулатор трябва да има възможност за разделяне на образците след края на всеки дъвкателен цикъл, позволявайки навлизане на нова изкуствена хранителна среда между тях – както това се случва при физиологичния дъвкателен процес.

Антагонисти

Изискването към конструкцията на устройството да притежава сменяеми държачи, даващи възможност за изпитания с богата гама от антагонисти както по отношение на материала, така и по отношение на форма: зъбни туберкули (и/или цели зъби), стандартизирани, необработени, стандартни керамични сфери, четки за зъби.

Гъвкавост

Важно изискване към устройството беше да дава възможност за лесна промяна на някои от основните параметри – максимална сила; силов профил; среда: изкуствена хранителна/водна среда; включване/изключване на плъзгащото движение; дължина на плъзгащото движение; водещ механизъм на изтриването, тяло и материал на антагонист, промяна на височината на повдигане/спускане.

5.3. Обсъждане на резултатите по задача 3

Създаденият дъвкателен симулатор да бъде подложен на апробация и резултатите да бъдат сравнени с тези, получени с други методи и устройства.

5.3.1. Обсъждане на резултатите по подзадача 1. Установяване на вариациите в резултатите за всички позиции по *Y* на един материал. Установяване на позициите по оста *Y*, при които се наблюдават най-ниски и най-високи стойности на вариациите.

Беше необходимо първо да се отговори на въпроса на кои от данните и от кои позиции можем да се доверим и къде поради несвързани с материалите причини вариациите са прекалено големи и трябва да се изключат от последваща статистическа

обработка. Установено бе, че пиковите стойности на вариациите се срещат в повечето случаи при позиция y=7.5, y=0.5 и y=8 (където трасето е било по-дълго и тази стойност е отчитана).

Тези вариации могат да бъдат обяснени с начина на калибриране и подготвяне на симулатора за работа. Образците и антагонистите в четирите гнезда на машината влизат в контакт в приблизително едно и също време, което се контролира визуално. Този начин на контрол не се оказва достатъчно прецизен, защото позволява някои от образците да са вече в контакт с антагонистите, докато други са на разстояние от няколко десетки микрона (което визуално не може да бъде отчетено). Поради това началото на дъвкателния цикъл е леко разместено в хоризонтална посока за четирите гнезда и вариациите в началните и в крайните точки са значителни. Тъй като причината за тези вариации не е свързана със свойствата на материалите, беше решено резултатите от тези позиции да бъдат изключени от изследването.

Най-високите стойности на изтриване най-често се наблюдават при позиция y=5, което съответства на най-високото силово натоварване в позиция на ЦО. Най-ниските вариации най-често установявахме в позиция y=2. Тази стойност отговаря на натоварване 20 N и може да се използва за стойност на абразионния тип изтриване.

Съпоставянето на вариациите в данните, получени при работа със създаденото от нас устройство, с данните от резултатите, получени при работа с други дъвкателни симулатори, публикувани в научната литература, е важен показател за качествата на машината. Heintze през 2006 г. съобщава, че коефициентът на вариациите в публикуваните резултати при изследванията с петте най-често цитирани дъвкателни симулатора в света (Zurich, Munich, OHSU, ACTA, Ivoclar) е 28–40%, а при ин виво изследванията стигат до 30–50%. Трябва да се подчертае, че тези вариации са валидни за крайните осреднени резултати от изтриването на материалите, а не на суровите данни, които анализираме ние. С изключение на

крайните позиции от всяко трасе (y=0.5, y=7.5 и y=8) почти всички останали позиции и материали, изследвани от нас, показват вариации в посочените от Heintze граници. Heintze твърди, че сред най-често цитираните в научната литература дъвкателни симулатори симулаторът на Ivoclar показва най-ниски стойности на средни отклонения – 12.5%.

Тук обаче трябва да се направи едно важно уточнение – методът на изследване на Ivoclar включва изтриване, причинено от директен контакт между опитния образец и антагониста в среда от дестилирана вода (механична система две тела съобразно с предложената от нас класификация). Ако тези данни бъдат сравнени, получените при изследване на материала Herculite HRV при симулация две тела, ще бъде установено, че получените в настоящото изследване данни са с по-ниски вариации дори от тези, получени при метода на изследване на Ivoclar. При добавянето на трето тяло (изкуствена хранителна среда) в системата процентът на вариациите се покачва, което може да бъде обяснено с възможността за изпарение на водата и с промяната на консистенцията на хранителната среда по време на експеримента. Но дори увеличеният процент на вариациите при изтриване три тела в преобладаващата част от случаите се вписва в цитираната от Heintze рамка 28–40%, която както бе посочено, се отнася за най-известните дъвкателни симулатори в света.

От тези данни може да се направи заключение, че резултатите със създадения дъвкателен симулатор са надеждни и възпроизводими и с коефициент на вариации в резултатите между отделните експерименти, сравними с най-добрите, известни в научната литература устройства.

5.3.2. Обсъждане на резултатите по подзадача 2. Сравняване на вариациите на резултатите от паралелно протичащите в съседните гнезда изследвания. Сравнението се извършва за аналогичните позиции на едноименните трасета в различните образци на един и същ материал.

5.3.3. Обсъждане на резултатите по подзадача 3. Вариационен анализ на изтриването при различните трасета в един и същ образец.

Обсъждането по втора и трета подзадачи е обединено поради сходствата в методите, в получените резултати и в критериите за тяхната оценка. Основната разлика се състои в обектите за сравняване.

Разработеният дъвкателен симулатор притежава четири гнезда за паралелно провеждане на експерименти. Така за времето на едно изследване се получават четири експериментални трасета. Следват перпендикулярно преместване на ваничката с образците и ново изследване, водещо до нови четири трасета. Протоколът се повтаря до запълване на опитните образци с трасета (обикновено 5 или 6 трасета на образец). Този начин на работа значително съкращава времето на експеримента, но и същевременно дава повод за размисъл дали условията в четирите гнезда са напълно еднакви и дали съответно резултатите не зависят от това в кое гнездо е поставен образецът. Това е тема на изследване във втората подзадача, т.е тук сравнението е между едноименни позиции, в едноименни трасета на образците, които са изследвани заедно. Важно е също да се установи доколко се различават отделните трасета на един образец. Това се изследва в подзадача 3, т.е. тук бяха сравнявани аналогичните позиции по Y за различните трасета на един образец. Установено беше, че добавянето на изкуствена хранителна среда увеличава значително вариациите в резултатите при еднакви материал и настройки на симулатора. Затова най-обективно за постигане на тази цел би било да се разглеждат резултатите, получени при експериментите в среда от дестилирана вода (където средата не влияе) – образци Herculite-2-body. Голяма част от данните в литературата за други устройства, които могат да бъдат използвани за сравнение с тези в настоящото проучване, са получени също от изследвания при работа с устройства, работещи в среда от дестилирана вода. При изтриването на материал Herculite в среда от дестилирана вода (2-

body) прави впечатление колко ниски са вариациите в резултатите. Сравнявайки тези резултати с представяните за най-ниски стойности на вариациите в света, получени със симулатора на IVOCLAR – 12.5%, отново доказват високото качество на разработеното в настоящото изследване устройство.

За целите на третата подзадача бяха сравнени резултатите за аналогични позиции по *Y* между трасетата на всеки образец.

Ако и тук отново бъдат взети предвид резултатите за изтриване в среда от дестилирана вода (Herculite-2-body), ще бъдат установени същите закономерности, както в подзадача 2. Изключвайки изтриването в крайните позиции на трасетата по причини, изтъкнати в подзадача 1, прави впечатление, че вариациите в резултатите са отново едноцифрени числа, с изключение на образец 1, където коефициентът на вариации се движи в интервала 12–16%. Предвид на това, че дъвкателният симулатор с най-ниска стойност на вариациите в резултатите показва 12.5%, няма да бъде пресилено да се твърди, че създаденото в настоящото изследване устройство може да съперничи на най-добрите в света дъвкателни симулатори.

5.3.4. Обсъждане на резултатите по подзадача 4. Изследване на гнездата с пикови стойности на изтриване.

В литературата могат да бъдат открити изследвания, сравняващи условията в различните отделения на дъвкателни симулатори, позволяващи паралелното провеждане на няколко дъвкателни симулации. При подобно изследване на симулатора WILLYTEC, Steiner установява сериозни разминавания в различните „гнезда“на устройството по отношение на развивани сили и резултантно изтриване. Например пиковата сила на натоварване при зададени на устройството 100 N в едни гнезда достига до 121.2 N, а в други – до 159.4 N, неизменно води и до най-голямо изтриване в съответното гнездо.

При детайлния анализ на получените в настоящото изследване резултати (подзадача 2 и 3) подобна зависимост не беше установена. Гнездата с най-високо измерено изтриване

варират, без да показват концентриране на най-високите резултати на определено място.

Последният извод е още едно свидетелство за качествата на устройството, тъй като тук то се сравнява с някои от най-добрите и най-често цитираните в научната литература дъвкателни симулатори в света.

5.4. Обсъждане на резултатите по задача 4
Да бъде сравнена износоустойчивостта на някои отдавна въведени в практиката композиционни материали с такива от последни генерации.

Критерии при избор на материал

Бяха избрани пет различни вида композиционни материали, лансирани на денталния пазар през различни десетилетия като представители на научните постижения в тази област. Бяха подбрани популярни марки на големи фирми, за които могат да бъдат намерени много изследвания за сравнение. Материалите са представени на табл. 1. (Материал и методи).

Материалите принадлежат към различни групи композити – нанохибридни, мидифилъри, минифилъри, съгласно класификацията на Bayne. Съгласно другите действащи в момента класификации на композитите тези материали могат да се определят като „ултрафини средно напълнени" или като микрохибриди (съгласно класификацията на Lutz и Phillips). В табл. 1 като микрохибрид е посочен само Filtek Silorane, защото това е определението, което е дадено в техническата документация на продукта. Filtek Ultimate се определя в документацията си от фирмата производител като микрохибриден универсален възстановителен материал.

Filtek Silorane показа най-малка износоустойчивост от всички изпитвани продукти. Голямото изтриване на материала беше изненада поради факта, че материалът е индициран за големите клас 1 и клас 2 кавитети (според техническата си документация) и е вторият най-скоро въведен на пазара (2007 г.). Възможно обяснение на ниската му износоустойчивост може да

бъдат установените от някои изследователи разлики в структурата на материала в сравнение с други хибридни композиционни материали. Други изследвания също посочват по-голямо изтриване на материала в сравнение с Heliomolar и Filtek Supreme (Filtek Ultimate не е изследван). Техническата документация на Filtek Silorane съдържа непубликувано вътрешно изследване на компанията 3M, направено с дъвкателния симулатор ACTA – може би най-често използваното устройство за изследване на механизма абразия три тела. Сигурното е обаче, че абразия три тела далеч не е най-абразионният механизъм на изтриване, действащ върху големи обтурации клас 1 и клас 2, за каквито производителят е индицирал този материал. Необходими са още изследвания, за да може да се потвърди или отхвърли впечатлението за ниската износоустойчивост на продукта.

Композиционният материал, който показа най-висока износоустойчивост при условията на настоящото изпитване, беше Filtek Ultimate. Високата му износоустойчивост беше еднакво добре проявена в зоната, възпроизвеждаща изтриване две тела, както и в тази, възпроизвеждаща изтриване три тела. Също така при макроскопско разглеждане на опитните образци след експеримента визуално са установени много ясно изразени, неотчупени ръбове, демаркиращи зоната на изтриването.

Вторият материал с получени най-добри резултати при условията на проведените изпитвания е Herculite HRV. Въпреки много добрата клинична износоустойчивост, която този композит показва системно при дългогодишни ин виво изпитания, това му подреждане в настоящите тестове беше изненада поради факта, че това е най-старият от изпитваните материали. Въведен е на пазара в началото на 80-те години, т.е. преди повече от 30 години. Предварителните очаквания бяха, че ще се наблюдава по-добра износоустойчивост при по-новите материали, което не се потвърди.

Heliomolar е микрофилен композит, въведен през 1986 г., но други материали от този вид са популярни още през 70-те години. Пълнежните му частици са с размер около 0.04 μm. Голямата сборна площ на тези толкова малки пълнежни частици имат като последица необходимост от по-голямо количество органичен матрикс, който да ги обхване и свърже. Това е и причината микрофилните композити да са с по-нисък процент на напълване, с влошени механични свойства, с по-голямо свиване при полимеризация, с по-голяма водна сорбция и т.н. Смята се, че размерът на пълнежните частици прави материала устойчив на изтриване тип три тела поради това, че разстоянието между пълнителите е по-малко от критичното разстояние, необходимо за осигуряване на микропротекция върху органичния матрикс. Счита се също, че по-малкият процент на пълнителите обуславя по-малката устойчивост към изтриване две тела и тенденцията на материала лесно да се фрактурира при ръбовете. В част от ин витро тестовете материалът показва изненадващо висока износоустойчивост, въпреки че е изпитван при условия на изтриване две тела. В някои тестове износоустойчивостта на материала, сравнена с други композиционни материали като например Herculite HRV, показва между три и седем пъти по-малка изтриваемост. Тази разлика в изтриваемостта обаче, не се потвърждава от дългосрочните клинични изпитания, където двата материала демонстрират много добри и сравнително сходни резултати. В литературата могат да се открият и сравнителни клинични изследвания, които установяват обратното – по-голяма износоустойчивост на Herculite спрямо Heliomolar. Подобна разлика при ин витро резултатите може да е свързана с разликите, заложени в начина на натоварване при различните симулатори. Възможно обяснение за тези разлики може да бъде доколко дъвкателният симулатор предизвиква умора на материала в изследвания композит, което пък е свързано с процента на напълване. Това е вероятно и причината в голямата част от сравнителните изследвания на материалите от това поколение

най-добре представилите се материали да са микрохибридите с висок процент на напълване (над 60%) – например Z100, P60. Не бе намерено изследване, което директно да сравнява Herculite и Heliomolar с Filtek Ultimate, но при доброто представяне на „предтечите" на този материал (Z100, Z250) при сравнителни клинични и ин витро изпитвания с други материали от това поколение много добрата износоустойчивост на Filtek Ultimate изглеждаше закономерна.

Някои автори коментират възможността поради сходство в размерите на частиците на микрофилите и нанофилите да съществува сходство и по отношение на износоустойчивостта. В настоящото ин витро изследване обаче, подобна теза не се потвърди. Heliomolar показва изтриване, значително надвишаващо това на нанохибридния композит Filtek Ultimate.

Другият изпитван материал – Charisma, при условията на настоящото изпитване показа изтриване, по-високо от Heliomolar и Herculite HRV. Същата зависимост е установена и от други автори, провеждали сравнителни изследвания на тези материали.

Интересно беше да се направи сравнение между нашите резултати и тези на други изследователски екипи, използващи други методики. Динамичното натоварване, уникалната силова крива и заложената функционална оклузална концепция в симулирания от нас дъвкателен процес със сигурност създават условия, които се различават от тези при други опитни постановки. Важното при този експеримент е, че подреждането на изпитваните материали по отношение на тяхната износоустойчивост е логично, закономерно и съответства на установеното при други изследвания както в клинични, така и при ин витро проучвания.

6. И З В О Д И

От изпълнението на поставените цел и задачи на настоящата работа могат да бъдат направени следните изводи:

1. В научната литература по проблемите на изтриваемостта на денталните материали съществуват значителни несъответствия между термините, определенията и понятията, използвани от различните изследователи.

2. Предложената класификация за мястото, трибологичния механизъм и механичната система на изтриването на денталните материали преодолява в значителна степен насложените от десетилетия в литературата терминологични проблеми.

3. Преобладаващата част от съществуващите ин витро дъвкателни симулатори не отразяват коректно силовия профил, наблюдаван при физиологичния дъвкателен процес. Концепцията на повечето апарати пресъздава междузъбните контакти, възникващи при центробежни движения, докато дъвкателният цикъл протича с центростремителни движения със съответни разлики в мускулите, в траекторията и в артикулационните контакти.

4. Създаденият и апробиран дъвкателен симулатор е базиран върху функционалната оклузална концепция и възпроизвежда динамиката на силите по време на физиологичния дъвкателен цикъл.

5. Детайлният анализ на резултатите от изследванията за изтриваемост посредством разработената методика показва вариации на резултатите, по-ниски от тези на най-известните дъвкателни симулатори в света.

6. Проведените сравнителни изследвания на композиционни материали от различни поколения показват, че обратно на очакванията, по-съвременните материали не са задължително по-износоустойчиви от тези, използвани от преди няколко десетилетия.

7. Най-износоустойчивият материал от изследваните е от групата на нанохибридните композити.

7. П Р И Н О С И

Приноси с оригинален характер

1. За първи път в света се провежда детайлен и обоснован критичен анализ на използваната в ин витро изследванията на износоустойчивостта на денталните материали терминология.
2. За първи път в България се предлага класификация, избягваща съществуващите терминологични проблеми в литературата.
3. За първи път в света от проведения критичен анализ на параметрите на работа на съществуващите дъвкателни симулатори се установява, че те нямат връзка със силовите профили на физиологичния дъвкателен процес.
4. За първи път в света се създава дъвкателен симулатор, базиран на функционална оклузална теория. Това създава мост между съвременните функционални оклузални концепции и изследванията за износоустойчивост на материалите.
5. За първи път в света за генериране на динамично натоварване по време на дъвкателната симулация се използва комбинация от постоянни магнити и въртяща се феромагнитна гърбица.

Приноси с потвърдителен характер

1. За първи път в българската дентална литература се описват и дефинират разликите между клиничните и трибологичните класификации на свързаните с изтриването на ТЗТ и денталните материали понятия.

Приноси с научно приложен характер

1. За първи път в България се разработва и апробира достъпна за българските учени и лекарите по дентална медицина българска методика за изследване на износоустойчивостта на

възстановителните дентални материали, която да определя практическите насоки при възстановяване на оклузалните зъбни повърхности. Обстойното изследване на получените чрез тази методика резултати, потвърждава тяхната надеждност и възпроизводимост.

2. Анализът на изследванията на дъвкателния процес показва съвпадение с модела на натоварване в съответствие с тези на функционалната оклузодонтия по Льо Гал. Това налага при наартикулиране на възстановявания, ангажиращи оклузалната повърхност, системно да се проверяват и контактите при дъвчене и срязване на артикулационната хартия, което съответства на естествения физиологичен начин на натоварване по време на хранене.

Списък на научните публикации и съобщения във връзка с дисертационния труд:

Статии

1. Чакалов И., Анализ на характеристиките на дъвкателния процес. Обосновка за параметрите и принципи на работа на ин витро дъвкателен симулатор. Проблеми на денталната медицина. Том XXXVI/2010 –част II; 69-79.
2. Чакалов И., Иванов И. Дъвкателен симулатор „Sofia" – устройство, принципи на работа и възможни приложения на устройството. Част I. Проблеми на денталната медицина, Том 37, 2011/2: 46-50.
3. Чакалов И., Иванов И. Конструиране на дъвкателен симулатор – „Sofia". Основни модули, начин на работа и възможни приложения. Част II. Проблеми на денталната медицина, Том 37, 2011/2: 51-55

Участия в научни форуми:

1. Chakalov I. Building an In Vitro Wear Simulation Device: the Principles of the "Artificial Mouth" and the Sofia Simulator. ADF- French Dental Association Annual Dental Meeting, Paris, 27th November – 1st December 2012 (B37).
2. Чакалов И. Износоустойчивост на денталните материали. Пленарен доклад. Софийска дентална среща 27-30 Септ 2012, София.
3. Чакалов И., Узунов Т. Нови подходи при изследване на дентални материали. Пленарен доклад. Софийска дентална среща. 03-06 Окт. 2013, София.

Участия в проекти:

Лечебна ефективност на лазерно-асистираната фотоактивирана дезинфекция в денталната медицина, Проект FFNNIPO_12_00071. Договор 266/2012