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

Д-р Иван Емилов Чакалов

ИЗНОСОУСТОЙЧИВОСТ НА ДЕНТАЛНИТЕ МАТЕРИАЛИ. ИЗСЛЕДВАНИЯ ИН ВИТРО

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

Научна специалност 03.03.03

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

София, 2014

СЪДЪРЖАНИЕ

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ 5
1. ВЪВЕДЕНИЕ 6
2. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР 8
2.1. Процеси, участващи в изтриването 8
2.1.1. Терминология в клиничните класификации 10
2.1.2. Трибологични класификации на изтриването 12
2.1.3. Етиология 14
2.1.4. Основни характеристики на съществуващите дъвкателни симулатори 17
2.1.5. Видове тестове и натоварване 22
2.1.6. Избор на антагонист 24
2.1.7. Роля на оклузията 25
2.1.8. Клинично значение 36
2.2. Анализ на литературния обзор 38
2.2.1. Изяснени въпроси 38
2.2.2. Неизяснени въпроси 38
3. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ 41
СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ 43
4. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ 43
4.1. Материал 43
4.2. Методи 44
4.2.1. Методи по задача 1 44
4.2.2. Методи по задача 2 45
4.2.3. Методи по задачи 3 и 4 45
4.2.4. Статистически методи 50
5. РЕЗУЛТАТИ 51
5.1. Резултати по задача 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. 51
5.1.1. 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. 51
5.1.2. 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. 57
5.1.3. Резултати по подзадача 3. Да бъде установено дали съществува тенденция в публикациите от последните години за „консенсус" около определени дефиниции на проблемните термини. 59
5.1.4. Резултати по подзадача 4. Да бъде предложена класификация на механизмите на зъбното изтриване. 60
5.2. Резултати 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. 60

5.3. Резултати по задача 3. Създаденият дъвкателен симулатор да бъде подложен на апробация и резултатите да се сравнят с тези, получени с други методи и устройства 70
5.3.1. 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 70
5.3.2. 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. 73
5.3.3. Резултати по подзадача 3. Вариационен анализ на изтриването при различните трасета в един и същ образец. 76
5.3.4. Резултати по подзадача 4. Изследване на гнездата с пикови стойности на изтриването. 78
5.4. Резултати по задача 4. Да бъде сравнена износоустойчивостта на някои отдавна въведени в практиката композиционни материали с такива от последни генерации. 79
6. Обсъждане на резултатите 81
6.1. Обсъждане на резултатите по задача 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. 81
6.1.1. 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. 81
6.1.2. 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. 83
6.1.3. 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. 86
6.1.4. Обсъждане на резултатите по подзадача 4. Да бъде предложена класификация на механизмите на зъбното изтриване. 87
6.2. 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. 90
6.3. Обсъждане на резултатите по задача 3. Създаденият дъвкателен симулатор да бъде подложен на апробация и резултатите да се сравнят с тези, получени с други методи и устройства. 106
6.3.1. 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. 106
6.3.2. 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. 109
6.3.3. Обсъждане на резултатите по подзадача 3. Вариационен анализ на изтриването при различните трасета в един и същ образец 109
6.3.4. Обсъждане на резултатите по подзадача 4. Изследване на гнездата с най-големите стойности на изтриването. 111
6.4. Обсъждане на резултатите по задача 4. Да бъде сравнена износоустойчивостта на някои отдавна въведени в практиката композиционни материали с такива от последни генерации. 112
7. Заключение 118

8. И З В О Д И 125
9. Б И Б Л И О Г Р А Ф И Я 126
10. П Р И Л О Ж Е Н И Я 140

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. Сред последиците от протезиране с материали с неадекватна изтриваемост са: загуба на вертикалния размер на оклузията, ускорено апроксимално изтриване, водещо до промяна в позициите на зъбите, оклузални и ортодонтски проблеми. Ако материалът изтрива естествените антагонисти в по-висока степен, отколкото зъбния емайл, то протезирането би довело до много бързо разрушаване на зъбите антагонисти, което води до сериозни проблеми: промяна на оклузията, свръхчувствителност, пулпни възпаления и некрози, проблеми в темпоромандибуларната става, изтриване на фронтални зъби с произтичащи естетични и функционални усложнения. Ако материалът, с който възстановяваме, се изтрива по-лесно от естествените зъбни тъкани, това намалява трайността на лечението, неговите естетични качества, както и функционалната му годност. Ето защо намирането на материали с подходящи механични качества е въпрос, на който в денталната теория и практика се отделя значително внимание, а изследванията за изтриваемост са многобройни и разнообразни в подходите си към проблема.

Най-сигурна информация относно изтриваемостта 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 например: оклузията, 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.

In vitro изследванията за изтриването на денталните материали предизвикват научен интерес от преди повече от 50 години. Последните десетилетия изобилстват от разработки, посветени на този проблем. Публикациите, посветени на изтриването на композиционните материали, са над 10% от всички изследвания за тези материали.

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, преминаване от изотонично към изометрично натоварване и т.н. Вече съществуват няколко устройства, за които се твърди, че успяват точно да предвидят изтриваемостта, които новите материали ще имат 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 твърде бързо или са твърде абразивни за антагонистите като възможност за сравнение и оценка на новопоявили се на пазара материали от достъпни и независими източници.

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. Л И Т Е Р А Т У Р Е Н О Б З О Р

2.1. Процеси, участващи в изтриването

Изтриването на материалите е общоинженерен проблем, който надхвърля рамките и границите на денталното материалознание. Изтриват се лагери, оси, настилката на пътищата, гумите на автомобилите, влаковите колела и релси, покритията на поставените изкуствени стави, както и практически всеки машинен детайл, при който има триене (213). Науката, която изучава изтриването на материалите, се нарича трибология (от гр. трибос – триене и логос – наука). Процесът е динамичен по своята същност, но обикновено протича толкова бавно, че не може да бъде регистриран директно от сетивата ни (47, 208). Износените повърхности при съпоставяне пасват толкова добре помежду си, че дават мигновено точна представа за същността на процеса (100).

Според Lambrechts това, което се отчита като изтриване на зъбите, представлява резултат на действието на няколко едновременно протичащи процеса, които се проявяват в различна степен (121).

В литературата от години паралелно съществуват две принципно различни класификации на изтриването – клинична и трибологична. Клиничните класификация са по-стари, утвърдени, разбираеми за практикуващите лекари. Те се фокусират върху следствието на процеса на изтриване – различни определения за степените на изтриването и засегнатите места по зъбната повърхност. Трибологичните класификации са сравнително по-модерни и се фокусират върху процесите и механизмите, причиняващи изтриването (125).

Клинични и трибологични класификации

Клиничните класификации разделят изтриването на абразия, атриция и ерозия (205).

У нас Пеев подробно анализира съществуващите понятия и предлага следната диагностична терминология: 1) attritio dentis; 2) attritio dentis cum abrasione; 3) abrasio dentis (8). Това е утвърдена у нас клинична класификация, която се преподава във факултетите и се използва в българската научна литература.

Клиничните класификации са изключително удобни от гледна точка на диагностиката и планирането, но не са достатъчно информативни от гледна точка на разнообразните механизми на изтриването. Ето защо съществуват и други

класификации и термини, разглеждащи проблема с изтриването от гледна точка на трибологията и денталното материалознание. Те разделят механизмите на изтриването съобразно законите на физиката, химията и механиката и създават мост между денталното материалознание и общоинженерната наука за изтриването – трибология. Pugh счита, че изтриването обединява поне пет различни и паралелно действащи процеса, т.е., че разделението им в категории според тежестта и вида на засягането на зъбните тъкани не отразява характера на процесите (179). Доказателства за паралелното протичане на различни процеси може да се открие например в класическото изследване на Lambrechts, проведено върху студенти доброволци от университета в Льовен, Белгия (118). Той установява, че изтриването в зоните на оклузален контакт е 2–3 пъти повече от това в зоните от оклузалната повърхност, свободни от оклузален контакт. Lutz обозначава процеса, протичащ в зоната на оклузалния контакт (ЗОК), като атриция, този в зоната, свободна от оклузален контакт (СКОЗ), като абразия, а процеса, засягащ вестибуларните повърхности на фронталните зъби – като ерозия (140). Някои учени стигат и по-далеч в разделението. В някои класически учебници като например "The Art and science of operative dentistry" – авторите класифицират процесите на изтриване в пет категории, причинени от: 1) изтриване от храната в СКОЗ; 2) взаимодействието между зъбите антагонисти на мястото на първия контакт при затваряне – т.е. в ЗОК при централна релация; 3) плъзгане между зъбите по време на функция (изтриване във функционалната контакта зона); 4) изтриване в апроксималната контактна зона и 5) изтриване, причинено от методите за орална профилактика (употребата на четка за зъби и абразия с паста за зъби) (219).

През 90-те години се наблюдава тенденция на уеднаквяването на термините, използвани за изтриването на денталните материали, и термините, използвани в инженерните науки. Представителите на "трибологичната тенденция**,** са на мнение, че изтриването на денталните материали е принципно сходно с това на материалите, използвани в много други области и заимстват в класификацията си термини, използвани в трибологията – инженерната наука за изтриването на материалите. Според авторите процесите участващи в изтриването са: абразия, адхезия, умора на материала и корозия" (146). Други автори използват също така термините "импактно изтриване" – процес, развиващ се в зоните на контакт в централна релация и "абфракция" – загуба на тъкан в областта на шийката на зъбите, дължаща се на деформация при прекомерни оклузални натоварвания (219).

Последният термин се използва и от други автори (77, 233). Съществуването на последните две явления обаче все още не е общоприето. Някои автори говорят за паралелно съществуване на две различни класификации на процесите на изтриване – клиничната и трибологичната (146).

2.1.1. Терминология в клиничните класификации

Повечето съществуващи клинични класификации разделят изтриването на няколко процеса: атриция, абразия и ерозия. Дефинициите на тези процеси обаче могат съществено да се различават (125).

Атриция

Преобладаващата част от авторите дефинират термина "атриция" като локализирано изтриване (Dahlberg, A. A.; Kingzley, W., 1962, цит. по (125), загуба на твърди зъбни тъкани вследствие на естественото триене на зъбите едни в други, в резултат на което се появяват фасети на атриция, които са гладки, блестящи, с изразени ръбове. Тези фасети могат да бъдат разположени по оклузалната повърхност на зъбите, но също така могат да са разположени и по проксималните повърхности на зъбите и да са резултат на триенето между съседно разположени зъби вследствие на микродвиженията на пародонта. Някои автори наричат атриция изтриването от поставени между зъбните редици предмети – игли за шиене, лула и т.н. (138). Други наричат атриция локализираното изтриване в областта на ЗОК, като го противопоставят на генерализираното изтриване, наблюдавано в СЗОК (140). В някои класификации, в които се използват понятия, утвърдени в трибологията, не се съдържа терминът „атриция", смятайки, че тя не е отделен процес, а сбор на няколко различни механизми на изтриването действащи в зоната на дъвкателните контакти (146).

Абразия

Според някои клинични класификации абразията е напредналата и генерализирана форма на зъбно изтриване, характеризираща се с преминаване на емайло-дентиновата граница, загуба на височината на оклузията, проблеми в темпоромандибуларните стави (ТМС) и т.н (8). В други класификации с термина "абразия" се обозначава процес на генерализирано изтриване в зоните извън дъвкателните контакти, което се дължи на абразивното действие на хранителната хапка, която в процеса на дъвчене се плъзга и трие зъбните повърхности, като предизвиква постепенното им изтриване (140). Много автори (Ackermann, F., 1953;

Farmer, E. D. и Lawton, F. E., 1966) (125) дефинират като абразия загубата на твърди зъбни тъкани вследствие на триенето на зъбните повърхности с по-твърди абразивни частици от екзогенен произход, съдържащи се в храните**.** Изтритите повърхности, погледнати под микроскоп, показват наличие на многобройни бразди. Този процес и тип на изтриване са по-силно изразени при праисторическите популации поради повишеното съдържание на абразивни частици в храната. Тези белези представляват значителен интерес в антропологията (178).

В някои от клиничните класификации процесът на изтриване, дължащ се на външни тела (например изтриването от четка и паста за зъби – по външните повърхности на зъбите) е също абразия (138). Изтриването, причинено от действието на четка и паста за зъби, често се посочва като една от възможните причини за образуването на клиновидните дефекти.

Ерозия

Терминът ”ерозия” се използва често в денталната литература като характеризиращ загубата на твърди зъбни тъкани вследствие на комбинираното действие на абразията и атрицията с действието на някаква киселина. Често се използват и термините “киселинна ерозия” и “трибоерозия”. Повечето от авторите (Bosshard, D., 1938, Held, A. J., 1955, Farmer, E. D. и Lawton, F. E., 1966, Gregory-Held, A. J., 1997 – цит. по Lasserre) определят процеса като загуба на твърди зъбни тъкани, породена от физико-химични причини (125). Киселинното разтваряне на твърдите зъбни тъкани се дължи на намаляване на pH в устата, което може да е породено от различни причини – хранителни, слюнчени, храносмилателни или на околната среда. Според Kaleka трибоерозията представлява прогресивно изтриване на зъба вследствие на киселинно разтваряне и/или хелация, което не е от бактериален произход, комбинирано с повтарящия се ефект на атриция и абразия (100).

Различни болестни състояния (като булимия, хроничен алкохолизъм) могат да провокират чести прояви на гастроезофагеален рефлукс.

Според Lasserre по отношение на киселинната ерозия слюнката играе предпазна за зъбите роля (125). Дебитът на слюнката, нейното pH, буферният й капацитет и съдържащите се в нея органични и неорганични съединения имат тенденция да разтварят и намаляват киселините в устната кухина. От друга страна,

слюнката служи като лубрикант, намаляващ значително коефициента на триене при плъзгането на зъбите едни спрямо други.

2.1.2. Трибологични класификации на изтриването

По същество изтриването на денталните материали и твърдите зъбни тъкани не се различава от това на материалите, използвани в други области на човешката дейност. С цел уеднаквяване на термините в средата на 90-те години екип от учени от различни области на голяма интердисциплинарна среща правят опит за въвеждането в денталната медицина на класификацията и термините, използвани в инженерната наука за изтриването. Според Mair, който е сред основните инициатори на това движение, докато клиничните класификации разделят изтриването според степента на засягане на зъбните тъкани, то трибологичните се стремят да обяснят причините и механизмите (148). Някои от термините в трибологичните класификации са използвани в клиничните класификации, но получават различна дефиниция.

Абразивен механизъм на изтриване

M. Mair дефинира абразията като процес, при който от дадена повърхност се отнема вещество посредством абразивни частици или абразивно действащи неравности на срещулежаща повърхност (146). Абразията се разделя на два вида: абразия две тела и абразия три тела. Когато абразивните частици са твърдо прикрепени към някоя от триещите се повърхности в процеса на абразията участват само двете триещи се повърхности и процесът се нарича абразия две тела (2-body abrasion). Когато абразивно действащите частици са свободни да извършват движения на ротация и транслация между двете триещи се повърхности, процесът се нарича абразия три тела (3-body abrasion). Разглеждана под микроскоп, изтритата вследствие на тези процеси повърхност има характерен, различим вид **(**146**).**

Адхезивен механизъм на изтриване

Адхезивният механизъм на изтриване е процес, при който между двете триещи се повърхности възниква студено спояване, което води до преминаване на частици (“полепване”) от едната повърхност върху другата (213). При последващо съприкосновение частиците могат да се прехвърлят обратно върху изходната повърхност, но могат също така да се отделят и да се "изгубят". При следващия цикъл на триене преминават нови частици и процесът на адхезивно изтриване

продължава. Получената при този механизъм повърхност е изключително гладка поради микроскопичния характер на отнеманите частици (148).

Механизъм на изтриване тип умора на материала

Умората на материалите представлява общоинженерен проблем. Shackelford определя умората като настъпване на дефекти при материали, подложени на циклични натоварвания със сила по-малка от максималната якост на опън (200).

В денталната медицина този тип натоварвания често се засяга, когато се обсъжда прогнозата и дълготрайността на конструкциите изпълнени с различни материали (26, 152). Процесът е бил за първи път обяснен през 1977 г. от Suh (212). Изтриването тип умора на материала възниква в следствие на появата и развитието на подповърхностни микропукнатини под действие на динамични натоварвания (146). Тяхното увеличаване по-късно довежда до появата на по-големи пукнатини, неравности и микрофрактури и деламинация на повърхността (165)**.** Последващото разпространение води до пълно отграничаване и отделяне на част от материала.

Ерозивен (корозивен) механизъм на изтриване

В клиничните класификации ерозията се дефинира като загуба на зъбни тъкани вследствие на действието на киселинен причинител от небактериален произход. Значението на термина “ерозия” за триболозите е друго. То се покрива със значението на термина, което му придават физиците и геолозите. За триболозите ерозията представлява загуба на зъбна тъкан, причинена от ударите на частици, движещи се във флуид под налягане (15)**.**

По отношение на киселинното въздействие върху зъбните повърхности триболозите въвеждат термина „**трибохимично изтриване”**, което се покрива по съдържание с това на ерозията от клиничните класификации. Според Pindborg то представлява действие на химични фактори, разрушаващи химичните връзки в определен участък на материалите или ТЗТ. Вследствие на това другите механизми на изтриването се проявяват със значително по-голяма сила и разрушителен ефект (238).

В нашата научна литература, проблемът с различните видове корозия наблюдавани в денталната медицина е подробно изследван от Каменова (7).

Атриция

Атрицията е може би терминът, който създава най-много объркване и чиято точна дефиниция създава значителни затруднения поради различното значение,

което авторите му придават. В клиничните класификации атрицията е начално (физиологично) изтриване. Lutz нарича атриция процесът на изтриване, който настъпва в зоните на дъвкателен контакт (140). За триболозите обаче изтриването в тези области на зъбната повърхност е по-скоро резултат от съвместното действие на няколко процеса отколкото един различен по своя характер процес. В трибологичните класификации терминът „атриция" не съществува, а се заменя с имената на процесите, които действат в дъвкателен контакт. Няма единно становище в литературата по въпроса колко и кои са действащите процеси в областта на оклузалните контакти. Със сигурност може да се каже, че в тази зона действат процесите на абразия две тела, абразия три тела, адхезивно изтриване, както и изтриване тип умора на материала. Дискусионни остават все още въпросите за доминиращия процес и пропорциите, в които действат останалите процеси.

Детайлното разбиране на различните механизми, свързани с изтриването, е изключително важно, защото, за да се справим с проблема, трябва да познаваме причиняващите го фактори (144)**.** Във връзка с това съществуването на различни класификации и означаването с едни и същи термини на различни явления, затруднява изучаването и разбирането на процесите.

2.1.3. Етиология

Механичното действие на дъвкателния цикъл и на хранителната среда са основни фактори при изтриването. Но освен тях са открити и много други фактори, които ускоряват изтриването или предпазват зъбите от него.

1. Време и възраст. Изтриването е необратим процес, който напредва и се натрупва с времето. Възрастта се посочва като етиологичен фактор от много автори (60, 190, 198).

2. Пол. Няколко различни екипа, правили проучвания по проблема, са стигнали до заключение, че изтриването е по-силно изразено при мъжете, отколкото при жените, което се обяснява с по-голямата сила, прилагана при дъвчене (174,198).

3. Слюнка. Счита се, че слюнката има важна роля за естественото предпазване на зъбите от изтриване. Тя представлява естествен лубрикант за движещите се зъбни повърхности. От друга страна, нейният буферен капацитет възпрепятства ерозивното действие на стомашните киселини и на киселините от храната (96, 97, 157).

4. Бруксизъм. Той е фактор с водещо значение за интензивността на изтриването. Натоварванията върху зъбите при това патологично състояние надминават многократно тези при хранене по отношение на сила и продължителност на контакта (30, 56).

5. Хранене. Много фактори, свързани с храната, влияят на скоростта на изтриването. При често приемане на храна с ниско pH може да бъде намалена твърдостта на емайла и по този начин да бъде ускорено изтриването (16, 34). Източник на такова ниско pH могат да бъдат соковете от цитрусови плодове, ябълковия сок, газираните напитки (206), особено кока-кола (11) и червените вина (137). Храната може да способства за ускореното изтриване и с абразивните си съставки (8). Консумацията на по-абразивна храна се счита за една от най-важните причини за по-ускореното изтриване на зъбите отчитано от антрополозите при праисторическите популации в сравнение с наблюдаваното при съвременния човек (39, 123, 124, 125).

6. Фактори на средата. Счита се, че хората от някои професии са предразположени в по-голяма степен към изтриване: работниците в металургичните заводи, миньорите и работниците, изложени на киселинни изпарения или на други производствени вредности (168). Различни фактори, свързани с климатичните особености на дадено населено място, влияят на изтриването сред местното население. Сравнителни епидемиологични проучвания, проведени от екип на Johanson, доказват по-висока степен на изтриване при жителите на Саудитска Арабия в сравнение с жителите на Англия (97).

7. Оклузията. Според много изследователи малоклузиите причиняват допълнително изтриване (30, 60). Също така е доказана значителна разлика в изтриването на различните зъби на един и същ индивид (163).

8. Контактно време. Счита се, че то е един от най-важните фактори определящи степента на изтриване (29). Според някои автори (208) именно по-голямото време на контакт е обяснението на един слабо познат феномен, а именно, че изтриването на апроксималните стени на зъбите е по-голямо от оклузалното**,** (225). Graf установява, че времето на контакт се равнява на около 17,5 мин/ден, но при бруксизъм то е няколко пъти по-продължително (76).

9. Непълна минерализация на емайла. Тя е свързана с някои патологични състояния на твърдите зъбни тъкани и също може да ускори изтриването. Доказано

е, че зъбите с по-ниска степен на минерализация са по-податливи на изтриване (149).

10. Сила на захапката. По този въпрос има различни изследвания и противоречиви мнения, но повечето учени считат, че увеличената сила на захапката причинява по-голямо натоварване на зъбните тъкани и следователно увеличава изтриването (40, 160, 199).

11. Общи заболявания и състояния. Някои изследвания свързват общи заболявания като: стомашно-чревните, хиатус хернията, гастрита, стомашната язва, повръщането и др. с ускореното изтриване на зъбите (95). Предизвиканото повръщане при анорексия и булимия и хроничният алкохолизъм водят до издигане на стомашните сокове до устната кухина и до ускоряване на изтриването на емайла (203, 207).

12. Навици. Установено е, че дъвченето на тютюн увеличава изтриването на зъбния емайл (59). От друга страна, се счита, че смъркането на тютюн намалява изтриването, тъй като стимулира отделянето на слюнка (142).

13. Използване на четка за зъби. Излишно честото миене на зъбите, неправилната техника, четкането с голяма сила и честота, използването на прекалено твърди четки и абразивни пасти, както и начинът на подреждане на влакната на четката са с доказано влияние върху степента на изтриване (81).

14. Различни бактериални продукти**,** телесни течности и органични киселини. Те също са с установено влияние върху изтриването на определени материали (13, 72).

15. Състояние на повърхността на зъбите антагонисти. Известно е например, че денталния порцелан води до прекомерно изтриване на зъбите антагонисти. В литературата съществуват противоречиви мнения за това дали глазираната или механично полирана порцеланова повърхност води до по-малко изтриване на емайла на антагонистите (1).

Идеалната симулация на процеса на изтриване би възпроизвела точно изтриването на материалите и зъбните тъкани в устата и би прогнозирала клиничните резултати (27). Краткият преглед на етиологичните фактори всъщност разкрива в колко широки граници могат да варират клиничните резултати. Тъй като съществуват големи индивидуални различия, в действителност изтриването варира между различните индивиди значително (41). Ето защо нито един дъвкателен

симулатор, колкото и съвършен да бъде, не може да включва всички променливи величини в процеса на изтриването.

2.1.4. Основни характеристики на съществуващите дъвкателни симулатори

Съществуващите дъвкателни симулатори могат да бъдат систематизирани и класифицирани на базата на различни техни характеристики като, механична концепция, водещ механизъм на изтриване, брой на паралелно провежданите тестове, среда на изследване.

Механична концепция и водещ механизъм на изтриване

Абразия

Симулатори тип щифт върху диск

Най-простите машини са от вида щифт върху въртящ се диск и са използвани от инженерите в продължение на много години (154). Обикновено механичната концепция представлява образец във вид на цилиндър или конус, който се трие срещу друг въртящ се плосък образец, обработен и полиран с металографски методи във вид на диск. Основно са намирали приложение при симулацията на абразия две тела. Тестовете се извършват на сухо или в присъствието на лубриканти като вода или слюнка. Тестваният материал може да се изработва или като щифт, който се поставя срещу въртящ се абразивен диск, или като полиран диск (166), който се поставя срещу стандартен щифт от абразивен материал.

Симулатори тип щифт върху плочка

Много автори използват термините „щифт върху диск" и „щифт върху плочка" като синоними. В настоящия труд те са разграничени в отделни категории. За разлика от въртящото движение при "щифт върху диск" тук се извършва възвратно-постъпателно движение или от щифта, както е при симулатора, представен от Derand (53), или от плочката – (93, 209). Образците могат да се движат в хоризонтална (93), вертикална или наклонена (141) равнина, за да се отстраняват частиците, получени при изтриването. Целта е тестът да не премине от изтриване две тела в изтриване три тела вследствие на попадане на отпилки от триенето между двете повърхности. Съществуват много варианти на симулатори тип щифт върху плочка (19, 89, 93, 94). При някои от тях има значителни конструкционни изменения спрямо класическия вариант. Масичката за прикрепване на образците под формата на плочки може да извършва възвратно-

постъпателно движение, щифтовете да се движат по сложна траектория, създавана посредством система от ексцентрици, конструирана така, че да имитира частично дъвкателния цикъл (94).

Друга конструирана машина от тази група е дело на полски екип – (105, 142). Те използват специално лостово устройство, което да осигури разделяне на образците в края на всеки цикъл и новото попадане между тях на хранителната каша – както това се случва между зъбите. Привържениците на симулаторите тип щифт върху плочка намират тези устройства за все още популярни, тъй като са евтини, лесни за употреба и могат да тестват едновременно статичното и динамичното натоварване при различни условия. Те смятат, че опитите за имитация на сложните интраорални движения с по-усъвършенствани машини са забележителни, но в получените резултати подреждането на различните материали по износоустойчивост е близко до това, получено с по-прости машини (156).

Симулатори с метална сфера

Един значително по-нов вид симулатор е този с метална сфера (14). Той се състои от стоманена или титанова сфера, въртяща се по точно определен начин срещу плосък образец от изследвания материал в присъствието на каша или лубрикант.

Всички дотук изброени машини са описани и замислени за симулиране на абразия две тела, но могат също така да функционират като симулатори три тела, когато тестовете се проведат в присъствието на каша, имитираща хранителната среда.

Симулатори тип въртящо се колело

Друг вид машини са така наречените симулатори тип въртящо се колело, какъвто например е симулаторът на университета в Амстердам – ACTA (165). Дори и сега, повече от 20 години след създаването му, той продължава да е един от най-известните и най-често цитираните симулатори. Той се състои от въртящо се по посока на часовниковата стрелка колело, върху което се закрепват тестваните материали под формата на плочки, и от второ колело, което се върти обратно на часовниковата стрелка. Експериментите се извършват в съд, който съдържа средата, изпълняваща ролята на абразивна каша. Възможността за регулиране на скоростта и натиска позволява да се симулира плъзгането между зъбите антагонисти**.**

Симулатори с четка и паста за зъби

Симулаторите с четка и паста за зъби са сред най-отдавна описаните машини за тестване на изтриването. Те са конструирани така, че да имитират абразивното изтриване на букалната или лингвалната повърхност на зъбите (изтриването, което засяга най-силно цервикалните обтурации) (216).

Симулатори тип умора на материала

Описани са няколко устройства, които имитират изтриването тип умора на материала. Според Reid, който подробно разглежда причините и интимните механизми на този тип изтриване, умората се причинява от 2 вида натоварване: циклично натоварване или постоянно натоварване в присъствието на химически активно вещество (183). При повечето устройства симулиращи този процес, се използва цикличното натоварване – (183, 237).

Симулатори с комбинация от механизми

Някои симулатори са предвидени за едновременно симулиране на повече от един механизъм на изтриването, с което в по-голяма степен се доближават до условията в устата, където всичките тези процеси протичат едновременно и резултатите им се наслагват и допълват взаимно.

Симулатори, комбиниращи удар и плъзгане

При някои симулатори е добавено ударно действие, за да бъде симулирана умората поради продължително натоварване на материала и да бъде отчетено нейното влияние върху процеса на изтриване. Известни са няколко устройства, които комбинират удар и плъзгане (12, 235).

Симулатори, комбиниращи циклично натоварване и ротация с плъзгане

UAB симулаторът, описан от Leinfelder (132, 134), представлява модификация на устройство, конструирано първоначално от Roulet (186). С това устройство са направени много изследвания, в които се използва силиконов щифт, щифт от полиацетал или щифт, изработен от някой възстановителен материал (91), в тестове тип две тела (180) или три тела (91, 101, 134). Авторите твърдят, че в зависимост от начина на провеждане на експеримента устройството може да симулира три вида изтриване: генерализирано/общо изтриване, локално изтриване и изтриване на емайл срещу емайла на антагониста.

Симулатори, комбиниращи атриция и абразия

OHSU симулаторът, описан от Condon (35), представлява значително усъвършенствана модификация на симулаторите тип щифт върху плочка с еднопосочно движение. Устройството симулира изтриване при плъзгане с различно натоварване – 20 N в началото на контакта, последвано от натоварване 70 N (90 N в други изследвания) в края на пътя на щифта. Плъзгането симулира абразивно изтриване, докато допълнителното натоварване в края симулира атрицията получаваща се при контакта на зъбите в позиция на централна оклузия. Получено е добро съвпадение на резултатите с резултатите от in-vivo изследванията (36).

Симулатори на дъвкателния цикъл с компютърен контрол на факторите на изтриването

Предтеча на този тип орални симулатори е устройство разработено през 1975 от (80). След проведени многобройни изследвания върху дъвкателния цикъл авторите залагат в своето устройство някои от установените параметри като контактно време, брой на дъвкателни цикъла за минута, разстояние на плъзгане, средна сила на дъвчене.

De Long описват своя електронен сервохидравличен механизъм със затворен цикъл, който показва добра корелация с клинично установените стойности на изтриването на оклузалната повърхност (47, 48, 49). Апаратът представлява модификация на симулатор за изтриване на тазобедрени стави и е едно от най-скъпите устройства за провеждане на изследвания за изтриване – цената му е около 100 000 $. Този симулатор може да бъде настроен да възпроизвежда разнообразни оклузални движения с различна сила. Устройството е известно в литературата като симулатор „Минесота”.

Krejci et al. описват създаването на устройство, което редува различни механизми на изтриване (химическо разграждане, абразия с четка и паста за зъби, дъвкателно натоварване и термични цикли) (112). Устройството е известно в литературата като симулаторът от Цюрих. То позволява компютърно настройване на много от параметрите и постига резултати, съответстващи в голяма степен на клиничните данни според изследвания на Smales (204).

Симулатори с ударно действие

Някои изследователи смятат, че елементът на удар е особено важен при симулаторите на изтриване. Според тях ударът при първоначалния контакт на двете триещи се повърхности наподобява първоначалното ударно натоварване на

зъбите от двете зъбни дъги при първия им контакт по време на дъвкателен цикъл. Според други изследователи наличието на удар при всеки цикъл на теста на изтриване позволява да се симулира и изтриването тип умора на материала в опитния образец. В някои обзори на този фактор се отдава толкова голямо значение, че симулаторите биват разделяни на такива с и без ударно действие (232). Някои устройства включват удар, последван от плъзгане, което съответства на естественото движение на затваряне на зъбите на долната челюст върху зъбите на горната по време на дъвчене (контакт в централна релация → плъзгане в центъра → централна оклузия), докато други устройства са конструирани да имитират единствено изтриването тип "умора на материала" и извършват само ударно действие. В литературата се открива и противоположната теза – някои автори считат, че непосредствено преди контакта със зъбите на горната челюст долната челюст значително забавя хода си, поради което ударът е минимален (21, 222). Според други изследвания износоустойчивостта при вариращи механизми на натоварване е различна от тази при статично натоварване и следователно изтриването при удар трябва да бъде взето под внимание за в бъдеще при определяне на износоустойчивостта на материалите чрез тестове две тела (87, 236).

Дъвченето обаче, далеч не е единственият процес, при който между зъбите от двете челюсти възникват контакти. Съществуват много изследвания върху друг основен процес, извършван в устната кухина, който също предизвиква контакт между зъбите – гълтането. Изследванията на GASPARD, цитирани от Lasserre (125), посредством рентгено-кинематография показват, че по време на акта на гълтане се получават контакти между зъбите на двете зъбни редици. При това терминално ретрузивно движение постепенно върху зъбите се оформят фасетки на ретрузия върху горните медиални и долните дистални туберкулни склонове. Тези ретрузивни контакти, образувани вследствие на гълтането, настъпват много по-често от междучелюстните контакти при дъвченето, тъй като с тях завършва всяко преглъщане както през деня така и през нощта.

Симулатори две тела

Тестовете две тела позволяват директен контакт между срещуположните повърхности. Те могат да се извършват на сухо или в присъствието на някаква течност за лубрикант, напр. дестилирана или дейонизирана вода (10, 11). Според

много учени обаче използването на вода в тези експерименти е неподходящо. Установено е, че водата и други полярни течности намаляват еластичните свойства на порцелана и разрушават ковалентните и йонните връзки в самия материал, което довежда до по-голямо изтриване поради умора (86). От друга страна, те увеличават коефициента на триене, което също води до увеличено изтриване. Други лубриканти като изкуствената слюнка (105) или естествената слюнка (78) също са били използвани. Някои автори предлагат собствени формули за приготвянето на изкуствена слюнка (45, 63, 105). Естествената и изкуствената слюнка се препоръчват, когато трябва да се изследва влиянието на йонния обмен между средата и тестваните материали. Тестовете две тела също могат да се провеждат в кисела среда, за да се добави трибохимично изтриване към абразивното. Някои изследователи избират кока-кола, за да демонстрират разрушителното й влияние върху зъбните тъкани, когато действието на киселинната напитка (pH – 2,2) е комбинирана с абразивно действие (11, 12, 13). В други изследвания оцетната и солната киселина се използват за имитация на киселините от храната и на стомашните киселини (199).

Симулатори три тела

Много учени в стремежа си да възпроизведат по-точно условията в устната кухина, прибавят каша, чрез която имитират изтриването, причинено от храната. В симулаторите тип 3 тела се използват различни смеси, за да бъде постигнато абразивното изтриване, което би причинила храната. Тествани са много естествени продукти като брашно, макови семена, просо и ориз (45, 165). Някои изследователи предпочитат изкуствени продукти като зърна полиметилметакрилат, или силно абразивни продукти като частици калциев карбонат и прах от силициев карбид (192). Други учени, обаче, препоръчват използването на по-малко абразивна среда (37). De Gee открива, че реалистични резултати, сравними с тези от in-vivo изследванията, се получават, когато тестовата хранителна каша е приготвена от просени семена и ПММА (44).

2.1.5. Видове тестове и натоварване

Видът тест (например еднопосочно/двупосочно плъзгане) е от изключителна важност за резултатите от симулацията (54). Dowson сравнява резултатите от in vitro симулиран процес на изтриване посредством различни типове тестове. Той доказва, че при еднакви други условия изтриването на един материал при

възвратно-постъпателно плъзгане може да бъде до 10 пъти по-голямо от изтриването при еднопосочно плъзгане.

Сили, развивани при дъвчене и при дъвкателните симулации

Съществуват противоречиви мнения относно влиянието на силата на захапката върху изтриването (29, 40, 160). Няколко изследвания доказват, че натоварването не само влияе значително на резултатите от тестовете, но също може да промени самия механизъм на изтриване (113, 175, 237) (например преминаване от абразия тип две тела в адхезивен и тип умора на материала изтриване).

При in vitro симулациите са използвани натоварвания, които варират в широки граници: от 0.65 N (19) до 225 N (235). За да определим какъв товар би бил най-подходящ за максимално точно симулиране на оклузалното натоварване, трябва да вземем под внимание някои данни за дъвкателния цикъл, получени in vivo. Според книгата за рекордите на Гинес най-голямата сила на захапката, постигана някога, е 4337 N и е задържана за 2 секунди. Средната максимална сила на захапката е приблизително 756 N. При кътниците тя може да варира между 400–890 N, при предкътниците – от 222 до 445 N, при кучешките зъби – 133–334 N и при резците – от 89 до 111 N (15). Силата на захапката при кътниците на възрастен индивид е между 400 и 800 N (38). Средната сила на захапката при предкътниците, кучешките зъби и резците е съответно 300 N, 200 N, 150 N. Обикновено дъвкателната сила е около 40% от силата на захапката. Страничната сила се равнява на 20N. Тези стойности са от изключително значение, защото след като е доказано, че силата влияе върху скоростта на изтриване, а се знае, че силата е различна за отделните групи зъби, то логично следва, че изтриването на материалите не е еднакво например при инцизивите и моларите.

El Mowafy открива, че при двойка предни зъби при чупене на печени динени семки обикновено действа сила между 4,60 и 7,25 kg (62). Натоварването, предизвикано от триещите се зъбни повърхности, преди да достигнат до централна оклузия, е измерено в интервала между 10 и 20 N (189). Gibbs при изследване на 20 пациенти с подходяща оклузия и инцизивно водене е получил средна стойност 26,7 kg по време на еднопосочните дъвкателни движения (73). Когато се достигне до централна оклузия, дъвкателната сила се увеличава в интервала между 50 и 150 N (21).

Честота и брой на циклите при дъвкателни симулации

Повечето симулатори работят в интервала от 1 до 4 Hz. Bates твърди, че скоростта на дъвчене е от порядъка на 80 цикъла в минута (1,34 Hz) (22). Броят цикли варира значително при различните тестове – от 4000 (24) до 400 000 (156), а в някои случаи до повече от 1 000 000 цикъла (например при симулиране на изтриване еквивалентно на пет години престой в устата).

2.1.6. Избор на антагонист

Съществуват различни мнения по въпроса кой е най-подходящият материал за антагонист при in vitro тестовете. По-старите системи използват въртящи се абразивни дискове, за да получат резултати за по-кратко време. Опитвайки се да възпроизведат възможно най-точно условията в устната кухина, много автори предпочитат да използват туберкули от човешки емайл, срещу който поставят металографски полиран образец от тествания материал (11, 27, 36, 50, 78, 93, 94, 131, 199). Туберкулите се разрязват на две във вестибуло-лингвална посока при някои експерименти (11, 12, 13). При други експерименти те се изпиляват във формата на цилиндри (156, 197), на конуси (166), в сложна стандартизирана туберкулна форма посредством CAD/CAM технология (116) или дори се нарязват няколко пъти, за да се получат няколко образеца с полукръгло сечение (182). Независимо, че използването на емайл се доближава до клиничните условия, то търпи критики от много учени поради високите вариации по отношение на размер, форма, структура и физични свойства (88, 181, 195, 222). В едно често цитирано изследване се твърди, че свойствата на емайла варират в зависимост от позицията му върху зъба и в зависимост от хистологичната структура (171). Емайлът на туберкулите е по-здрав от този по страничната повърхност на зъба и е по-здрав при натоварване, паралелно на емайловите призми, отколкото при натоварване, перпендикулярно на призмите. Твърди се, че емайловият туберкул проявява по-високи стандартни отклонения, отколкото емайловия образец, подготвен като полиран плосък металографски шлиф. По тази причина някои автори не препоръчват употребата в тези експерименти на емайлови туберкули. Palmer твърди, че могат да бъдат изработени стандартизирани конични емайлови щифтове (туберкули) и тази техника би могла да възпроизведе по-точно клиничните условия (166). Krejci et al. опитали посредством CAD/CAM технология да изпилят емайлов туберкул до стандартизирана форма, но стигнали до извода, че по този начин се отстранява апризматичният емайлов слой, което довежда до още по-високо

стандартно отклонение при резултатите от изтриването в сравнение с отклонението при използване на необработени емайлови туберкули (116). Допълнително неудобство предизвикват стандартите за предотвратяване на кръстосаните инфекции, поради които продължителното употребяване на извадени човешки зъби става все по-рядка практика (202).

При много изследвания за антагонисти се използват и други материали като: неръждаема стомана**,** (227), волски емайл (220), полиацетал (101**,** 134), стеатит (65, 221) или обогатена на Al_2O_3 керамика (125, 126). Използването на стеатит като заместител на емайла в in vitro тестовете за изтриване се препоръчва от някои автори (65, 222). Други изследователски екипи не смятат, че той е подходящ заместител на емайла (116, 202). Shortall публикувал изследване на износоустойчивостта и някои повърхностни характеристики на три материала, използвани като антагонисти: стеатит, неръждаема стомана и порцелан. Авторът стига до заключението, че денталният порцелан се доближава най-много по свойства до естествения емайл (202).

Формата на щифта също е проблематична. Докато някои поддържат използването на цилиндрични щифтове (156), други го критикуват, тъй като цилиндричните щифтове имат ръбове, които при натоварване заорават в повърхността на образеца, като по този начин ускоряват изтриването и изменят механизма на изтриване, който иначе би протекъл (28). Същите автори поддържат използването на сферични щифтове, за да бъде избегнат този проблем.

Вероятно би било нереалистично да очакваме да бъде открит материал, който е абсолютно еднакъв по всички свойства на човешкия емайл и са необходими още изследвания, включващи по–голям брой материали, за да бъде установено, кой е най-подходящият материал за антагонист при стандартизирани in vitro тестове (202).

2.1.7. Роля на оклузията

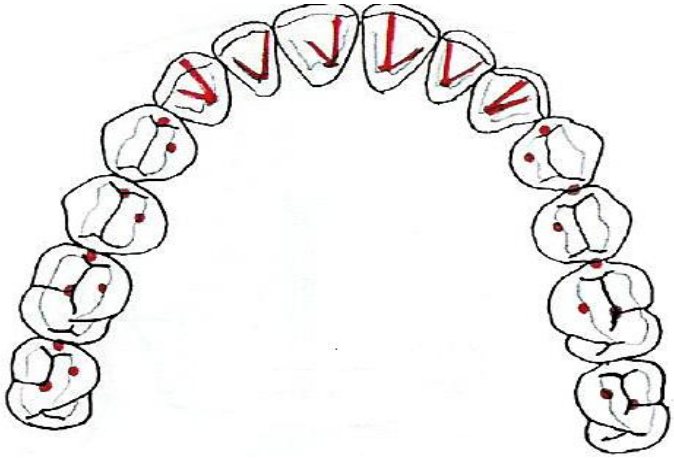
За да може един дъвкателен симулатор да създаде изтриване близко до клиничното**,** неговите параметрите на работа трябва максимално да се доближават до тези в устната кухина. Въпросните параметри според DeLong трябва да бъдат съответстващи на клиниката, измерими в лабораторни и клинични условия и точни (52). Според друг известен изследовател сред най-важните параметри, които трябва

да се възпроизвеждат, са сила, силов профил, контактно време, плъзгащо движение (83).

Противоречие между гнатологичната концепция и функционалната оклузодонтия

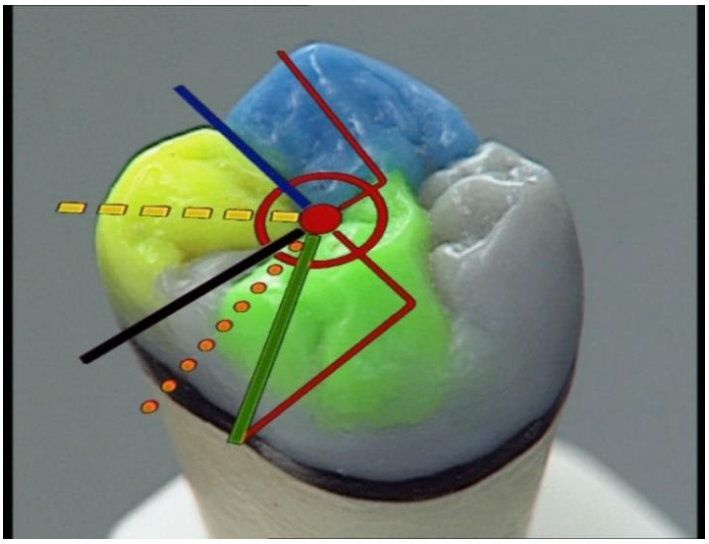
Известно е, че при позиция на централна оклузия между зъбите антагонисти трябва да съществуват голям брой оклузални контакти. В литературата съществуват много схеми за идеалното разпределение на контактите при централна оклузия предложени от различни автори (9). По отношение на контактите при динамична оклузия се откриват сериозни разминавания. В това отношение значителни противоречия се откриват между схващанията на гнатологичната школа и функционалната оклузодонтия.

Гнатологията е учение за дъвкателната система, включващо нейната физиология, функционални смущения и лечение (91, 240). Един от придобилите световна популярност представители на тази школа е Peter Dawson. Курсовете, организирани от създадената от него академия, обучават всяка година хиляди лекари по дентална медицина в целия свят. Философията на тяхното обучение се състои в пресъздаване на позиция на максимална интеркуспидация (ЦО) в позиция на централна релация (установена и многократно проверявана по време на лечението посредством бимануалната техника на Dawson). Фронталните зъби трябва незабавно да дезоклудират двете челюсти в момента, когато долната напусне позиция на централна релация (43). Оклузалната схема, предлагана от автора, е представена на фиг. 1. Контактите върху всички дистални зъби трябва да бъдат точковидни (удължена точка или черта би означавало плъзгане между зъбите, което авторът разглежда като артикулационен блокаж). Контактите върху фронталните зъби според автора изглеждат като непрекъснати черти – признак за работещо инцизивно водене и канинова защита. Краткото описание на тази оклузална схема, дадена от автора, е: „lines in the front, dots in the back” – в превод: линии на фронталните зъби, точки на дисталните (42).



Фиг. 1. Разпределение на оклузалните контакти при фронтални и дистални зъби по Dawson (43)

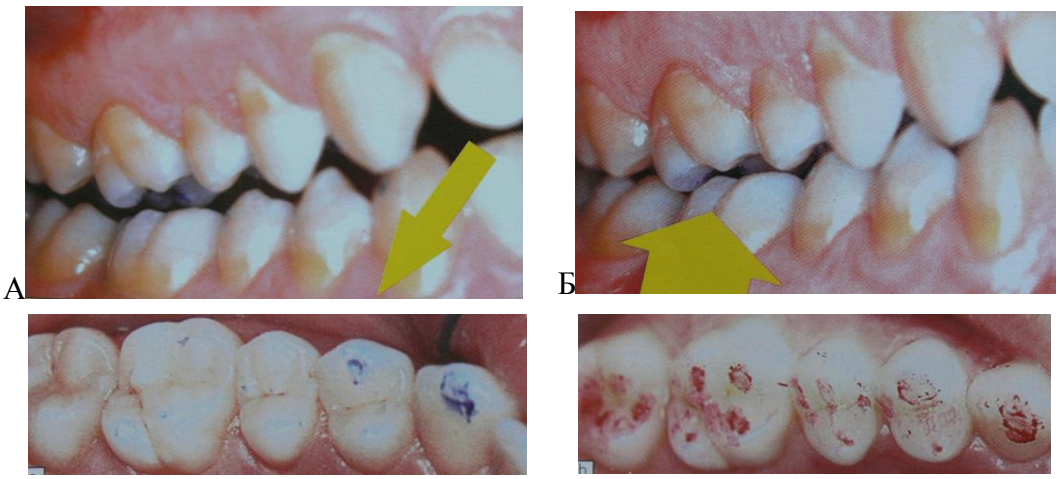
Тази концепция за оклузалните контакти при статични и динамични взаимодействия е много популярна в съвременната дентална медицина и е залегнала в много други концепции и методи, свързани с възстановяване на оклузалната повърхност и с постигането на добра оклузия. В една методика за реконструиране на оклузалната повърхност, описана от швейцарския професор M. Poltz и зъботехникът D. Schulz под името „биомеханично възходящо восъчно моделиране", възможните движения на долната челюст предварително се планират за всеки оклузален контакт, с цел туберкулните върхове и ръбове да се разположат така, че в максимална степен да се избягват контактите при динамика извън позицията на централна оклузия. Отбелязаните възможни движения образуват характерна фигура, наречена от авторите „компас на оклузията" (фиг. 2).



Фиг. 2. „Компас на оклузията", описан от Potz и Schulz (196)

На фигура 2 с цветен код са описани основните движения на долната челюст (протрузия, латеротрузия, латеропротрузия и медиотрузия). Контакти при дъвчене, разположени в медиална посока (върху вътрешния склон на палатиналния туберкул на горната челюст), се означават като медиотрузивни, отбелязват се с червено и според авторите трябва старателно да се избягват, тъй като могат да доведат до възникване на бруксизъм. В класическата оклузодонтия се наричат „контакти на балансиращата страна" и се дава съвет също да бъдат избягвани.

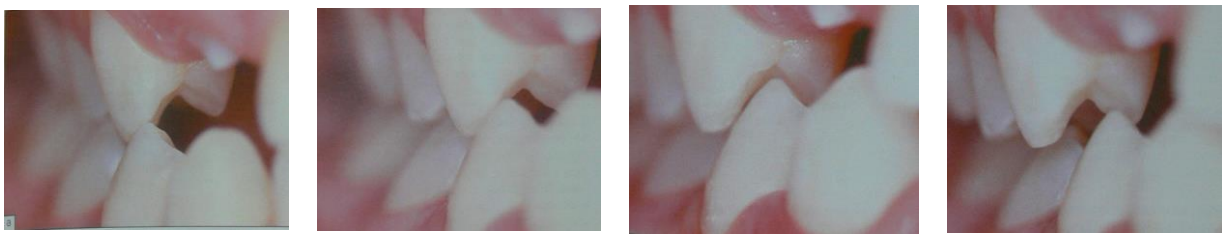
Функционалната оклузодонтия е дял от денталната медицина, изразяващ различни (често противоположни) становища от тези в гнатологията. В основата на функционалната оклузодонтия е залегнало схващането, че денталното лечение трябва да цели възстановяване на естествени функции на съзъбието. Оклузията според последователите на тази концепция трябва да е организирана не около „изкуствено определена" позиция на централна релация, а около по-физиологичната позиция на преглъщане. Това, с което тази концепция пряко е свързана нашата работа, е схващането за физиологичните контакти по време на дъвчене (а тук вижданията са диаметрално противоположни на тези на гнатолозите). Ще се спрем по-подробно на тази теория, тъй като тя е все още слабо позната у нас. Функционалната оклузодонтия е нова концепция, която в много отношения преобръща досегашните представи, свързани с ежедневни дейности в денталната практика, като наартикулиране на възстановявания, засягащи оклузалната повърхност. Тя е вече част от курса на обучение по оклузодонтия в университетите във Франция. Сред водещите разработки на привържениците на тази школа е това на Le Gall и Lauret от 2002 г. (128). Трудът им се основава на факта, че дъвкателният цикъл е насочен центростремително, докато класическата оклузодонтия, протоколите за работа с артикулатори с индивидуални стойности и движенията, които лекарите по дентална медицина използват при наартикулиране на дъвкателните повърхности, са базирани върху центробежни движения (протрузия, латеротрузия). Поради различните залавни места на мускулите отварачи и затварачи на долната челюст податливостта на ставния диск и еластичността на някои от ставните елементи и челюстите, траекториите на **центробежните движения (протрузия, латеротрузия) и центростремителните движения – отхапване и дъвчене, се различават** (фиг. 3).



Фиг. 3. Разлики в междузъбните съотношения при центробежно (А) и центростремително (Б) движение на ДЧ (по Le Gall **(**128)

На фиг. 3-А се установява как при изнасяне на долната челюст встрани (латеротрузия) каниновата защита разделя (дезартикулира) зъбите на горната и долната челюст; На фиг. 3-Б е показано взаимоотношенията между зъбните редици, когато същият пациент е помолен да извърши движения на дъвчене (насоченото навътре движение – центростремително). Зъбите на горната и долната челюст са видимо в контакт. На фиг. 3 са показани също оклузалните контакти при двете движения – центробежно и центростремително. Виждат се оклузалните контакти върху всички зъби от дясната страна по време на дъвчене, които при латеротрузията вляво напълно отсъстват (128).

Le Gall и Lauret считат, че основната роля на оклузалната повърхност на зъбите е дъвченето и затова подробно изучават дъвкателния цикъл (128). Известно е, че дъвкателният цикъл е насочен навътре – центростремително. Авторите разделят условно дъвкателния цикъл на две фази. Те наричат “cycle in” частта от дъвкателния цикъл от момента на първия междузъбен контакт в позиция близо до странична оклузия до момента на ЦО. Като “cycle out” е обозначена частта от дъвкателния цикъл от момента на ЦО до загуба на контакт между зъбите. Теорията им възприема за физиологично съществуването на контакт по време на артикулация разположен медиално от позицията на ЦО (фиг. 4). В работата си Le Gall и Lauret доказват, че подобни артикулационни контакти са част от физиологичния процес на дъвчене, докато в класическата оклузодонтия такива контакти се окачествяват като артикулационни блокажи (медиотрузивни контакти или контакти на балансиращата страна) и съветът е те системно да се откриват и премахват (43).



Фиг. 4. Етапи на оклузална фаза на дъвкателен цикъл (Le Gall & Lauret (128)

Етапите на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл са показани със снимки, извадени от филм, заснемащ дъвкателния процес (127). На първата снимка (горе вляво) е показан моментът на първия контакт между едноименните туберкули на зъбите на ГЧ и ДЧ в началото на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл. Следва плъзгане на долните зъби по вътрешните склонове на букалните туберкули на горните зъби (втората снимка горе вляво). На третата снимка е показан моментът, в който зъбите са достигнали до ЦО. Четвъртата снимка ни показва начален етап от отварянето на устата –, въпреки че позицията на ЦО е отмината, букалните туберкули на ДЧ и палатиналните туберкули на ГЧ са все още в контакт. Съществена част от стриването на храната според авторите се осъществява именно на този етап и това според тях е част от естествения, физиологичен акт на дъвчене (128).

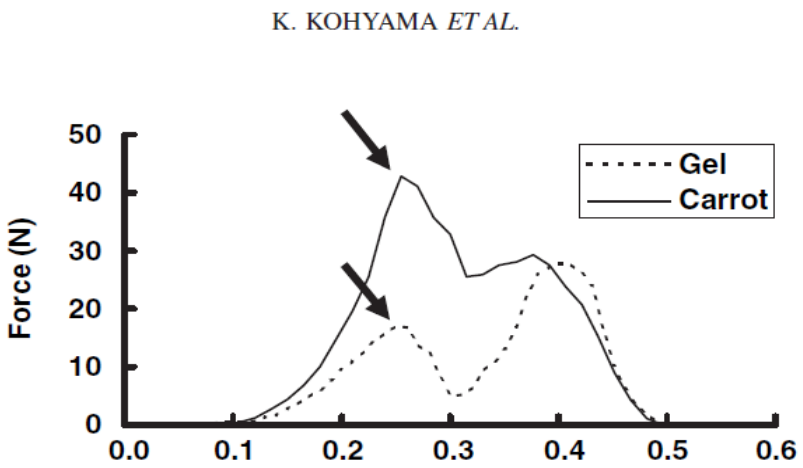
Силов профил

Силовият профил представлява изменението на силата във времето. Разглеждаме тази характеристика на дъвкателните симулатори най-напред, защото начинът, по който се променя силата по време на дъвкателната симулация и как това се постига конструкционно, в голяма степен определя работата на различните устройства, както и вида на действащите механизми на изтриването.

Изследвания на дъвкателния процес, съдържащи информация за динамичните междузъбни контакти

Сред малкото подробни изследвания, представящи промяната на силите по време на дъвчене е това на Kohyama (107). Авторът измерва силите, развивани по време на дъвчене при различни храни, посредством системата I-SCAN (Nitta Corp. Japan) и плосък сензор MSCAN. С помощта на използваната технология авторите могат да отчитат през периоди от 10 msec в 96 точки на оклузалната повърхност силите, контактната площ, оклузалното налягане, времето на върховото силово натоварване, продължителността на дъвкателния цикъл и ЕМГ активността, предизвикваща мускулната контракция при дъвчене на различни храни – в случая

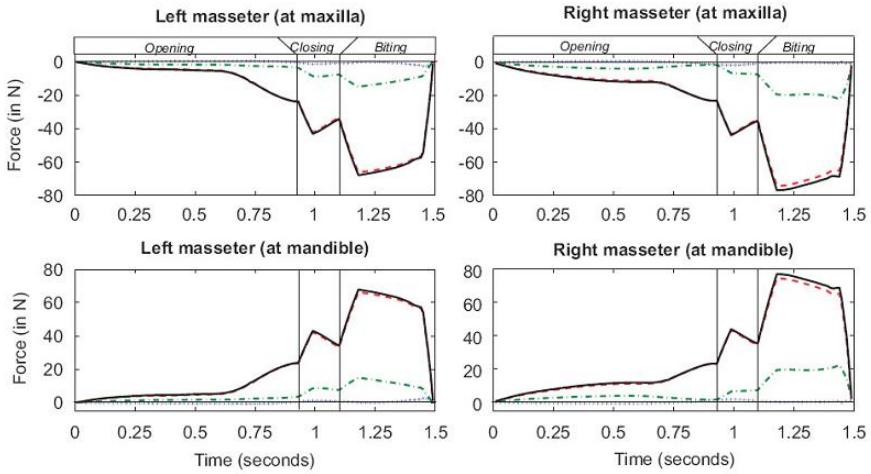
сурови моркови и рибен гел (сурими). На фиг. 5 е представено установеното от авторите изменение на силата във времето по време на дъвчене на храни с различна твърдост и консистенция. Ясно личи как след достигане на максималната сила (в позиция на централна оклузия) следва временно спадане на дъвкателната сила и след това втори силов пик преди окончателното намаляване на силата (107). При по-меката храна дори се вижда, как вторият пик на силата е по-висок от първия.



Фиг. 5. Схематично представяне на силите като функция на времето по време на дъвчене на храни с различна твърдост (по Kohyama(107)

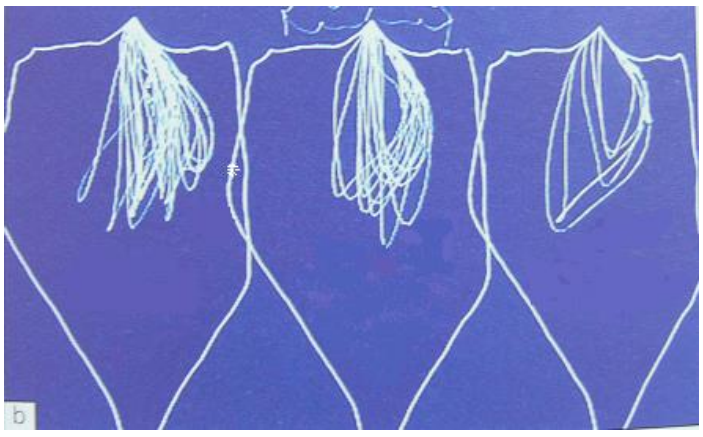
* С непрекъсната линия е отбелязана силата при дъвчене на морков, а с пунктираната – на по-мекия рибен гел „сурими".

Друго детайлно изследване на силовия профил е направено по метода на крайните елементи от Rohrle и Pullan (184). Авторите създават изключително сложен триизмерен виртуален модел, основан на осреднените стойности на сечение, положение и посока на дъвкателните мускули, взети от компютърни томограми. Използвайки известни от физиологията принципи за силите, генерирани от мускулните влакна, и умножавайки силите по напречното сечение на мускулите, установени от томограмите, те изработват сложен математически модел за изчисляване на векторите на силите, развивани от различните дъвкателни мускули (фиг. 6). На базата на този модел авторите предлагат следния модел за силите, генерирани от четирите масетерни мускула, представен на фиг. 6.



Фиг. 6. Схема на силите развивани по време на дъвчене от масетерните мускули (по Rohle (184)

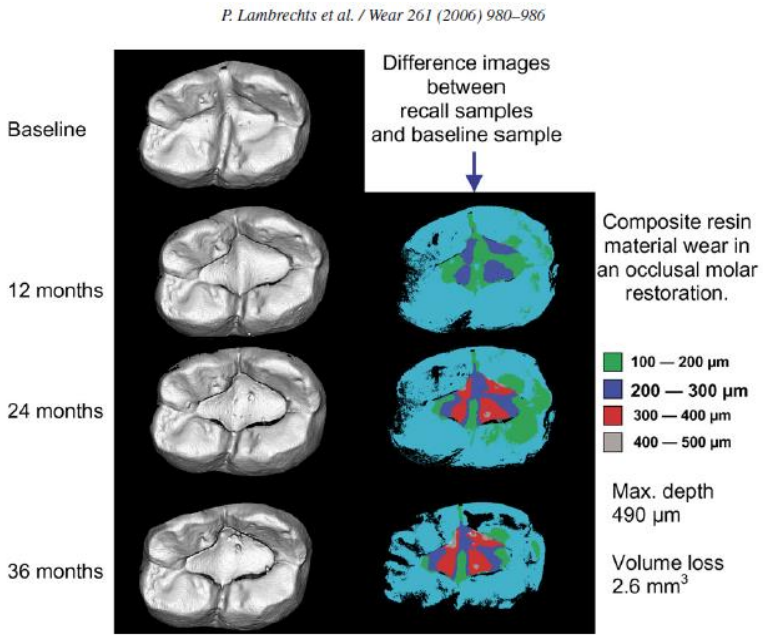
Детайлно описание на дъвкателния цикъл ни дават Lundeen и Gibbs (74). Върху специално разработено устройство, наречено „Репликатор", двамата изследват много от характерните особености на дъвкателните движения. Те установяват, че както формата, така и някои от основните характеристики на дъвкателния цикъл могат да се променят като функция на вида и твърдостта на храната и състоянието на съзъбието (фиг. 7). При дъвчене на по-твърди храни (морков) формата на дъвкателния цикъл е по-стръмна, докато при меки храни (сирене, варен картоф, дъвка) формата на дъвкателния цикъл е по-разширена хоризонтално. Оклузалното зъбно изтриване и артикулационните блокажи също оказват значително влияние върху цикъла на стриване.



Фиг. 7. Траекторията на движение на долен молар във фронталната равнина по време на дъвчене на продукти с различна твърдост (от ляво на дясно това са: сирене, морков и дъвка) (по Lundeen (74)

Lambrechts et. al. (121) в своето проучване, използвайки 3D лазерен сканиращ измервателен метод (Laser Scan 3D-Pro, Willytec, Munich, Germany),

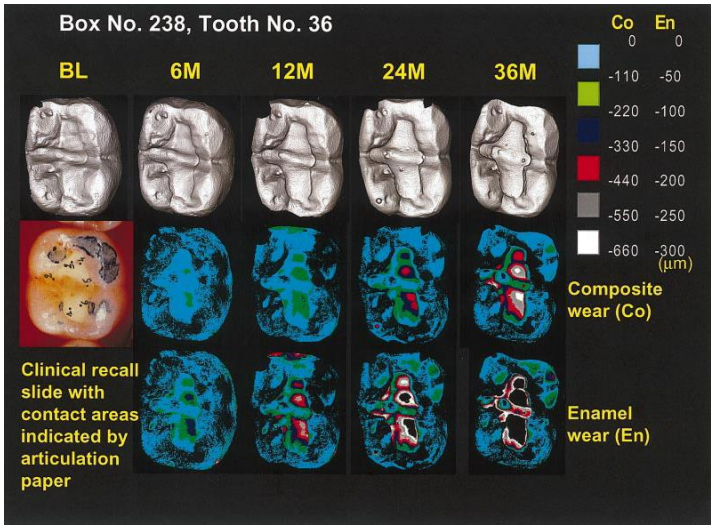
представят данни за клиничното изтриване на композитна обтурация, поставена на молар, измервана за период от 36 месеца (121). Технологията дава възможност да се получи изтриването за огромен брой точки върху оклузалната повърхност, като при обединяването им може да се състави своеобразна карта на зоните със сходно изтриване (фиг. 8).



Фиг. 8. Данни за клинично изтриване на композитна обтурация, измерени с 3D лазерно сканиране на дъвкателната повърхност за 1, 2 и 3-годишен период (по Lambechts (121)

Изследването, което най-добре илюстрира неразбирането на връзката между оклузията и локализацията на изтриването, е това на Soederlholm (209). Резултатите дават възможност за откриване на интересна дискусия за това къде трябва да търсим ЗОК-изтриването. Изследването е плод на мащабен съвместен проект на университетите в Льовен, Белгия; Гейнсвил, Флорида и Ричмонд, Вирджиния, САЩ, Истанбул, Турция и Хирошима, Япония. Авторите са изработили и поставили на доброволци експериментални композитни материали с различен състав и протокол на обработка с цел изследване на влиянието на различните органични материали (bisGMA/TEGDMA или UDMA/TEGDMA), пълнежни частици (кварц или бариево стъкло), техники на финиране (диамант или волфрамов карбид) и полиране (с/без водно охлаждане), както и на метода за измерване на резултатите от изтриването. Модели от епоксиден материал се изработват и изследват на всеки 6, 12, 24 и 36 месеца с триизмерен многофункционален модуларен измервателен микроскоп посредством метод на триизмерно лазерно

сканиране. Специален софтуер виртуално сравнява измерената повърхност с резултатите на предишното изследване и очертава зоните със сходно изтриване (фиг. 9).



Фиг. 9. Изтриване на композитната обтурация и емайл в различни области на дъвкателната повърхност (по Soederholm (209)

* На интраоралната снимка са показани зоните на оклузален контакт, маркирани с артикулационна хартия.

Стандартизация на изследванията

Липсата на стандартизация при in vitro симулирането на изтриването, понякога изтъквана като основен недостатък при изследванията, е причината те да бъдат провеждани при различни условия и по този начин да се получават понякога противоречиви резултати и разнообразни подреждания на материалите по износоустойчивост (141). Резултатите от отделните изследвания не могат да бъдат сравнявани и не могат да послужат като база за изводи със статистическа достоверност (118, 213).

Така например Mahalick е измерил, че изтриването на порцелан срещу порцелан е 100 пъти по-голямо от това на злато срещу злато (143), докато Ekfeldt и Oilo твърдят, че то е само 5–10 пъти по-голямо (61). Вероятно описаните в литературата лабораторни експерименти не вземат под внимание едновременното действие на важните променливи фактори като натоварването при контакт между възстановителния материал и срещулежащия зъб, скоростта на движение, процента на взаимно плъзгане между повърхностите и вида на средата помежду им (18, 64, 98, 153, 172). Тъй като изтриването зависи от комбинираното действие на много фактори, да се направи точна симулация на процеса е изключително трудно, ако не

и невъзможно (22, 31, 93, 164). Често се откриват несъответствия между лабораторните и клиничните данни при изследване на оклузалното изтриване на композитите (47, 118). За тези несъответствия в резултатите се изтъкват много причини. Pallav et. al. твърдят, че разликите в резултатите може да се дължат на разлики в дебелината на пласта храна между зъбите (165). Посредством използвания от екипа им ACTA симулатор, който вече беше подробно описан, те проследяват резултатите на изтриването при промяна на дебелината на слоя хранителна каша, която се "приплъзва" между триещите се образци. Установено е, че малки разлики в дебелината на хранителната каша между триещите се повърхности водят до значителна промяна в скоростта на изтриване на композитите и в подреждането им по износоустойчивост. Авторите достигат до заключението, че изтриването варира значително дори върху една и съща дъвкателна повърхност поради факта, че преминаващата между зъбите по време на дъвченето хранителна каша е с различна дебелина. Друга възможна причина за тези разлики е, че повечето дъвкателни симулатори възпроизвеждат само един или два механизма на изтриване и то дори не едновременно, докато клиничното изтриване е краен резултат от едновременното действие на поне 5 различни процеса (179). Изглежда, че при различни натоварвания основният механизъм на износване може да се променя, а с него – и скоростта на изтриване (38, 237). Механизмите на изтриването (умора на материала, адхезия, абразия и химическо разграждане) не действат с еднаква сила във всички части на поемащите натоварването възстановявания на задни зъби (129, 136). Допълнително обърквaне предизвиква фактът, че относителният принос на всеки от тези процеси към окончателното изтриване остава неустановен (146, 209). Дори е възможно да съществува различен механизъм на изтриване при различните реставрационни материали в зависимост от структурата (183, 235). Според Mair, за да бъдат получени достоверни резултати, може би е необходимо да бъдат комбинирани резултатите от тестовете тип две и три тела (145), тъй като някои композити демонстрират висока износоустойчивост при тестове тип две тела и ниска при тестове тип три тела. Сред учените надделява мнението, че за да се предскаже клиничното поведение на един композитен материал, например, е необходимо да се отчете влиянието на всички механизми на изтриване. Ако се тества клинично композит с по-едри частици, е много вероятно той да покаже по-добра износоустойчивост по отношение на отчупване по границите, но да има по-голямо абразивно изтриване. Ако се тества композит с по-

малки частици (под 1 μm), е много вероятно той да демонстрира голяма устойчивост спрямо абразията, но и понижени механични характеристики, което би довело до атрицион тип изтриване и счупване, особено по ръбовете (35).

През 2001 г. е създадена техническа спецификация на ISO, включваща техническите характеристики на някои от най-често цитираните в науката устройства за симулиране на изтриването посредством контакт две и три тела (табл. 1).

Табл. 1. Техническа спецификация № 14569-2 по ISO за методите за симулиране на зъбно изтриване 2 тела и 3 тела (92)

Метод	Антагонист	Среда	Движение	Сила	Брой цикли
DIN	Al_2O_3	Вода	Плъзгане	8–10 MPa	Няма данни
ACTA	Стоманено колело	Просо	Плъзгане	15 N	200 000
Zurich	Емайл	Вода, алкохол, паста за зъби	Удар + плъзгане	49 N	1 200 000
Alabama	Полиацетал	PMMA	Удар + плъзгане	75 N	400 000
Freiburg	Al2O3	Вода	Плъзгане	8 MPa	40 000
Minnesota	Естествен зъб	Вода	Плъзгане	13,35 N	500 000
OHSU	Емайл	Маково семе или PMMA	Удар + плъзгане	20 и 70 N	50 000
Newcastle	Стеатит	Вода	Плъзгане	15 N	10 000

В обстоен анализ на голям брой ин витро изследвания, направени посредством тези стандартизирани устройства, Heintze установява, че параметрите, фигуриращи по ISO, далеч невинаги се спазват, като при това авторите не описват мотивите си за тези промени (83). Според него правят впечатление също високият коефициент на вариации (28 до 40%) и разликите в резултатите за един и същ материал (между 22 и 72%) при изследване с едно и също устройство.

2.1.8. Клинично значение

Симулациите in vitro съществуват заради недостатъците на клиничните изследвания, които са скъпи, времеотнемащи и водят до голямо забавяне между създаването на формула за нов материал и окончателното му приемане в практиката (36, 153). Симулациите in-vitro помагат на учените да изследват механизмите на изтриването и се опитват да предскажат износоустойчивостта на

новите материали (54). Съществуват няколко основни проблема, касаещи устройствата за in vitro тестове.

Първият е, че се използват само 1 или 2 механизма едновременно, докато в устата всички механизми действат едновременно.

Вторият проблем е, че повечето симулатори използват образци с плоска повърхност, докато зъбите и възстановяванията са със сложна форма, което води до различно натоварване в различните части на повърхността (148).

Третият проблем е, че много малко устройства използват каша, а повечето използват вода като лубрикант, за която се счита, че променя някои от механичните свойства на материала.

Някои автори откриват отлично съвпадение с клиничните резултати (35, 85, 111, 131, 229) и смятат, че in vitro тестовете биха могли да прогнозират точно изтриването на материалите. Други автори смятат, че съвпадението е незначително (47, 118, 153) и поставят под съмнение прогностичните възможности на симулаторите (47, 49, 101). Слабото място на търсенето на такива съвпадения се състои в това, че дъвкателните сили в клинични условия варират в широки граници. Освен това и продължителността на контакта между зъбите in vivo (156) варира, тъй като се счита, че по-голямата част от клиничното изтриване се дължи на бруксизъм (164).

Въпреки всички усилия за развитието на лабораторните симулации, достоверна информация за износоустойчивостта може да се получи само от дългосрочни клинични изследвания (24, 89, 101, 134, 218). Някои учени се съмняват дори в последните, тъй като при сравняването на абсолютните стойности на изтриване на един и същ материал в различни клинични изследвания често се установяват големи разлики (165).

В резултат на всичко това, заключенията често са противоречиви. Някои автори например, вземайки предвид силната абразивност на порцелана, препоръчват използването на амалгама, злато или микрозърнести композити за оклузалната повърхност (19). Използването на порцелана за реконструкция на оклузалната повърхност дори се счита за неправилно от определени автори (143, 185, 226). Някои учени отричат използването на композити за възстановявания на постериорни зъби, подложени на голямо натоварване (140), докато други считат, че то е подходящо, тъй като не предизвиква силно изтриване на емайла на антагонистите (63, 84, 94). Преди да се направи ясно разграничение между

постериорен и непостериорен композит, клиничната дентална медицина трябва първо да установи приемливата стойност на изтриването.

Повечето автори смятат, че само клиничните изследвания могат да определят истинската ефективност на денталните материали (89). До момента не е постигнато съгласие за метод, чрез който да се получават точни прогнози на изтриваемостта на материалите в клинични условия (15, 101).

2.2. Анализ на литературния обзор

От обзора на литературата могат да се направят следните обобщения.

2.2.1. Изяснени въпроси

1. Причините за съществуването на ин витро изпитванията са предимствата им: намаляване на времето за получаване на данни за износоустойчивостта, значително по-ниска цена в сравнение с in vivo изследванията, възможност за проучването на самостоятелното и съвместно действие на един и повече фактори и механизми на изтриването, както и възможност за предвиждане на клиничното поведение на новосъздадени материали.

2. Идеалният възстановителен материал трябва да притежава износоустойчивостта на емайла. Стойностите на клиничното изтриване на емайла се различават за зоните на оклузален контакт и зоните, свободни от оклузален контакт. Физиологичното изтриване на зъбния емайл на моларите за тези две зони е съответно около 20 и 40 μm на година (120). Тези разлики се дължат на различните механизми на изтриване, проявяващи се в двете зони – в зоните на дъвкателните контакти действат: абразия две и три тела, трибохимично изтриване, адхезия и умора на материала, докато в зоните, свободни от оклузални контакти, действат абразия три тела и трибохимично изтриване (36). Един и същ механизъм може да действа с различна сила върху участъците на една оклузална повърхност – например изтриването вследствие на абразията три тела се променя с изменението на разстоянието между притискащите храната оклузални повърхности, т.е. то е различно за различни участъци на една и съща дъвкателна повърхност (165).

3. Познанията за механизмите на оклузалното изтриване водят до значително подобряване на износоустойчивостта на денталните възстановителни материали (209).

2.2.2. Неизяснени въпроси

В литературата се откриват много противоречиви мнения и въпроси без отговор, отнасящи се до основните процеси на изтриването, терминологията, етиологията, измерванията, принципите на симулацията, средата, избора на антагонист, сравняването на износоустойчивостта на материалите и тълкуването на резултатите, които могат да се обобщят в няколко групи.

1. Терминологичен проблем. Много автори се съгласяват, че терминологията, свързана с изследванията на изтриваемост на денталните материали, продължава да представлява проблем. Парадоксално е, че при точна наука, отчитаща резултатите си в микрометри, съществуват толкова много и взаимно изключващи се дефиниции и по отношение на най-често използваните термини.

2. Ин витро резултатите, получавани със съществуващите методики, се различават значително, въпреки твърденията за клинична корелация**.** Съществува стандартизация по ISO относно параметрите на най-често прилаганите в света методики и дъвкателни симулатори, както и твърдения за клинична корелация за поне пет от съществуващите методики и симулатори. Въпреки това обаче, се установяват сериозни разминавания по отношение на резултатите за едни и същи материали. При анализ на множество проучвания, правени с тези симулатори обаче, се установява, че параметрите, регистрирани по ISO, при много от тях не са спазени, без да се предлага обяснение за това (83). Въпреки десетилетната им експериментална работа и стотиците изследвания, доказателствата за корелация между ин витро симулаторите и клиничните резултати все още са неубедителни. Все още не е установено на кои от параметрите, заложени в устройствата, се дължат тези разлики и как това влияе на различните по структура дентални материали. Само с използване на устройство, способно да пресъздаде широка гама от експериментални параметри, може да се установи влиянието на промяната на тези параметри върху резултатите от тестовете за износоустойчивост и евентуално да се установи причината за разминаванията. Такова устройство обаче за момента не е създадено. Друг неизяснен въпрос е коя от съществуващите оклузални концепции отговаря на действителните контакти и натоварване на зъбите при дъвчене.

3. Дори при използване на един и същ симулатор коефициентът на вариациите в резултатите е твърде голям (83). Този показател представлява обективна оценка за прецизността на подобно лабораторно изследване. В

литературата могат да бъдат намерени изключително малко обективни критични изследвания на съществуващите най-често използвани симулатори и методики, сравняващи различните образци, гнезда на устройството, експериментални цикли и др. От подобни изследвания научаваме, че дори сред най-често цитираните в света устройства съществуват значителни разлики между силите и изтриването в различните гнезда дори по време на един и същ експеримент. Такава обективна критична оценка трябва да бъде неизменна част от апробирането на дъвкателен симулатор и експериментална методика.

4. Учените отчитат прогрес в износоустойчивостта на композиционните материали, произведени през 80-те години спрямо тези от предишното десетилетие. Не е ясно обаче, дали последните генерации, препоръчвани от производителите за оклузални възстановявания, днес, близо 30 години по-късно, имат още по-добра износоустойчивост и представляват интерес от практическа и икономическа гледна точка.

Всички тези неизяснени въпроси ни дават основание да смятаме, че създаването и апробирането на съвременна методика за изследване на износоустойчивостта на използваните в денталната медицина материали е правилно поставената цел на настоящия дисертационен труд.

3. 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 изтриваемостта 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 гнездата с пикови стойности на изтриването.

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

С О Б С Т В Е Н И И З С Л Е Д В А Н И Я

4. М А Т Е Р И А Л И М Е Т О Д И

4.1. Материал

За изпълнение на задача 1 бяха подбрани общо 210 публикации: 110 от периода 2000–2009 г. и 82 – от периода 1990–1999 г.; 18 – от преди 1990 г. – около 10–15% от всички излизали някога по темата публикации. Бяха използвани също дефиниции на някои от обсъжданите термини от 8 дисертационни труда и от две монографии.

За изпълнение на задача 2 бяха използвани всички публикации, събрани за задача 1, за определяне на силовите профили на съществуващите артикулатори. Освен това за установяване на параметрите, характеризиращи дъвкателния процес, бяха открити и анализирани допълнително 64 статии и една монография. Относно съществуващите в литературата концепции за динамична оклузия бяха използваните материали от 4 монографии, посветени на принципите на оклузията и 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 се подбраха 5 композиционни материала от различни години на производство: Herculite HRV[1] Heliomolar[2] Charisma[3] Filtek Silorane[4] Filtek Ultimate[5] (табл. 2). 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. Броят на проведените тестове може да варира между образците поради откриването на определени места на шупли или на други дефекти в полимеризираните композиционни материали. Образците от Herculite бяха повече, тъй като половината 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. Тъй като силата в различните части на трасето варираще, съответно и дълбочината не беше еднаква навсякъде. За измерване на

[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

дълбочината, всяко трасе беше измервано в 10 сечения. За всяко сечение се мереха по три точки или общо 30 точки. 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. 2. 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	SiO2	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 nm 4–11nm	78,5

4.2. Методи

4.2.1. Методи по задача 1

За изпълнение на задача 1 от Pubmed бяха подбрани публикации, които да съдържат една или повече от следните ключови термини (словосъчетания): dental wear, in vitro wear, in vivo wear, clinical wear, wear simulators, artificial mouth (177). Изключени бяха публикациите, които не са на дентална тематика (антропологични, ортопедични, биохимични и т.н), както и тези, които не са открити в пълнотекстов вид.

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”. Публикациите бяха разделени в таблиците на три групи според годината на издаването – преди 1990; 1990–1999 и 2000–2009 г.

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

4.2.2. Методи по задача 2

За изпълнение на задача 2 бяха потърсени публикации в Pubmed с ключови думи “chewing”, “chewing cycle” “chewing forces” (243). Включени а в анализа бях 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. Към тях бяха добавени и 3 монографии, открити, и анализирани в пълнотекстов вид, съдържащи утвърдените в оклузодонтията становища за междузъбните контакти и техники за изграждане на оклузалната повърхност. 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.

4.2.3. Методи по задачи 3 и 4

Изработване на образците.

За направата на 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. Особено внимание беше оказвано на недопускането включването на въздушни шупли в състава на полимера. Полимеризацията на материалите беше извършвана с фотополимеризираща лампа с мощност 2000 mW/cm^2, като светловодът беше в контакт със свободния ръб на пръстена. Повърхността беше условно разделяна на 9 участъка (с приблизителен

размер, съответстващ на този на светловода). Полимеризията се провежда поотделно за всеки участък, като се полимеризира веднъж на режим „мек старт“ (малък интензитет на светлината в началото, който постепенно се засилва) в продължение на 20 секунди и след това на пулсов режим (редуване на максимален интензитет с периоди на изгасване на лампата). След завършване на полимеризацията на композита останалата част от обема на пръстена беше запълвана със студено полимеризираща розова пластмаса (Duracryl, Spofa).

Избор на антагонист за тестовете

След провеждане на предварителни тестове с различни видове керамични материали, някои от които дадоха нереално високи стойности на изтриване, изборът на изследователсия екип се спря върху фабрични керамични сфери от силициев нитрид (Si_3N_4), предназначени за изработването на хибридни лагери (лагери, при които външният и вътрешният пръстен са от стомана, а сачмите са керамични). Сачмите отговарят на ISO 3290 – издание 2001/12/01, съгласно което отклоненията в диаметъра и сферичността не трябва да надвишават 0,13 μ, а отклоненията в грапавината на повърхността е в рамките на 0,014 μ. Твърдостта по Vickers на материала съгласно документацията предоставена от производителя е 24 000 N/mm^2.

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 (132) Leinfelder et al. 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. Същата изкуствена хранителна среда е използвана при подобни изследвания и от други изследователи (125). Дозирането при смесване беше провеждано чрез измерване на равни обемни съотношения.

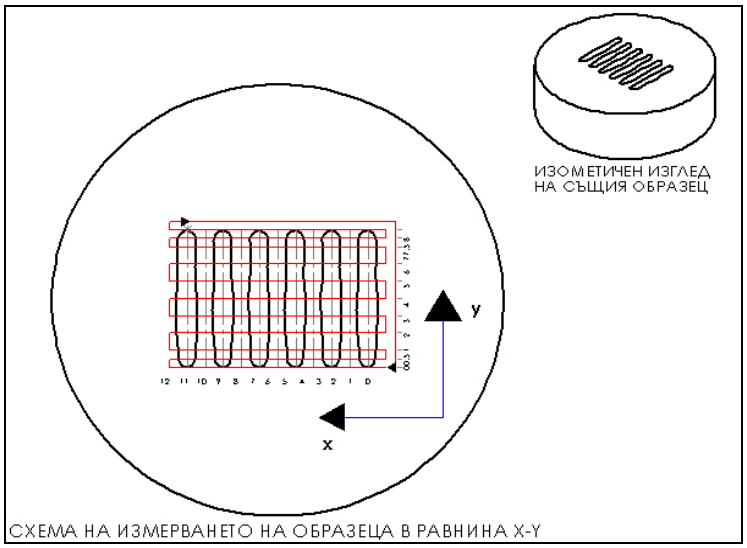
Устройство и начин на работа на дъвкателния симулатор

Характеристиките, конструкцията и начинът на работа на дъвкателния симулатор са резултат по задача 2 и са представени в съответния раздел. Протоколът за калибриране на устройството за работа е представен в приложение 1.

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 точности: по *X* 0.005 mm, по *Y* 0.005 mm и по *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.

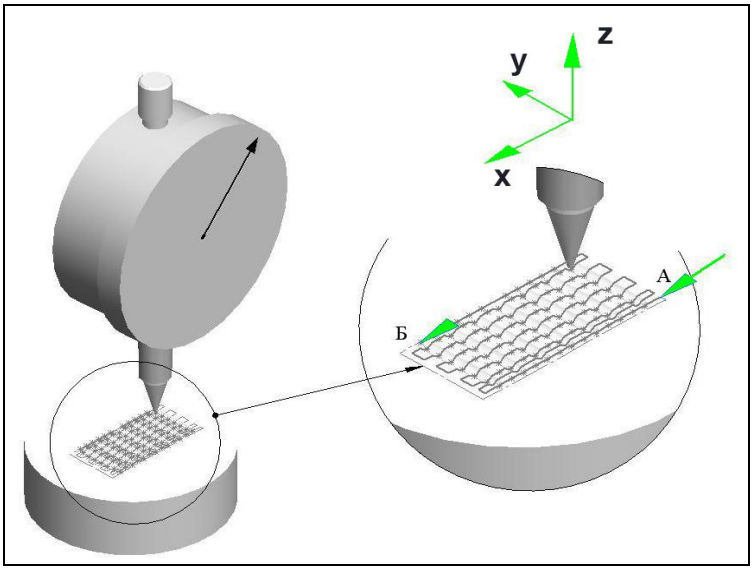


Фиг. 10. Схематично представяне на алгоритъма за измерване на резултатите от експериментите

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

На фиг. 10 (горе) 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 различават шест зони с отнет (изтрит) материал, подобни на улеи. Въпросните улеи по-нататък в текста ще бъдат означавани като трасета по подобие на терминологията, използвана в други изследвания (125). На голямата схема на същата фигура сме означили координатната система, служеща за основа при изследването на дълбочината на трасетата в различни точки (отговарящи на различни етапи от дъвкателния цикъл и съответно различни силови натоварвания) (фиг. 11). Всяко отделно измерване от тук нататък може да бъде определено, като се познават номерата на образеца и на трасето, както и разстоянието на точката на координатната система спрямо осите *X* и *Y*. Тъй като стойностите по оста *X* не се изменят за едно и също трасе, от тук нататък в текста получените дълбочини в средата на улея ще бъдат означавани съобразно позицията по оста *Y* или накратко „стойност по *Y*”.

Проекцията на всяка линия от растера върху измерваната повърхнина представлява едно отделно сечение на образеца с всички трасета, получени при износването. Наборът от всички такива сечения дава цялостна картина на износването. Както е показано на фиг. 11 в началния момент на измерването, накрайникът на измервателния часовник се разполага в началната точка (*А)* на растера и се нулира.



Фиг. 11. 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 това чрез движение успоредно на оста *X* последователно се измерват абсолютните стойности *Z* на дъната на трасетата (дълбочините) и на прилежащите към тях нива на полираната повърхност на образеца. След като се достигне до края на растерната линия, измервателната система се премества на една стъпка по *Y* и се прави измерване на следващото сечение и т.н., докато се достигне до точка *Б*. Така се получава мрежа от точки, която оразмерява профила на работната повърхнина на образеца заедно с трасетата спрямо началната точка *А*. След като измерителният накрайник достигне точка *Б* системата се връща в изходно положение (точка *А*), като накрайникът се движи по обхващащ растерната картина правоъгълен контур (представен на фигурата с осева линия). В този момент се отчита евентуалната разлика в показанията на часовника между началния и крайния моменти на измерването, от което се прави заключение за размерните изменения на измервателната система, получени в процеса на сканирането. При разлики, надхвърлящи 2 μм, измерването се повтаря. Тази схема на измерване е добра с това, че изключва влиянието на грешките от неравнинност и неуспоредност на работната

повърхнина на образеца, които могат да бъдат следствия от неточности при изработване на образците, от неправилното им базиране върху симулатора, от полимеризационното свиване в отделни зони на композиционния материал. При предварителните тестове беше установено, че описаните проблеми водят до неуспоредни участъци на повърхността от порядъка на 20–30 μm, които не могат да се установят с невъоръжено око, но се установяват с индикаторния часовник, с който се провеждат измерванията. 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.12.

Техническите параметри, свързани с измерването, са следните:

– Инкремент на контролирано преместване по оси *X* и *Y* – 0.005 mm.

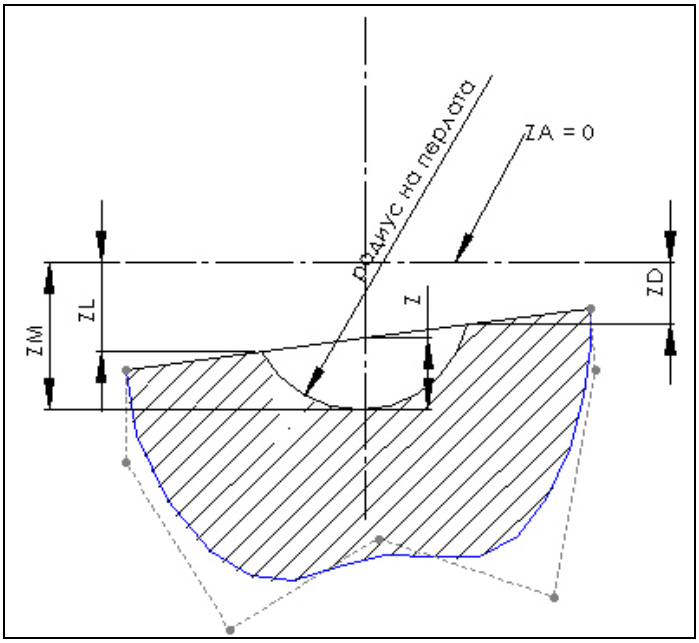
– Максимален ход по оси *X* и *Y* – 120 mm.

– Точност на отчитане на индикаторния часовник по ос Z – 0.001 mm.

– Максимален ход на измервателния накрайник на часовника – 2 mm.

– Максимален ход на неконтролирано преместване по ос *Z* 150 mm.

– Максимално отклонение на измервателната система след затваряне на цикъла (връщане на системата в начално положение – точка *A*) ± 0.002 mm.



Фиг. 12. Схематично представяне на напречен срез от експерименталния образец, точките и разстоянията на измерване

4.2.4. 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.

5. Р Е З У Л Т А Т И

5.1. Резултати по задача 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. 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" 202 статии, 8 дисертационни труда и 2 монографии бяха намерени определения за термините „абразия", „атриция" и/или „ерозия" в 19 публикации. В останалите термините са използвани, без да се представя дефиниция или авторите се задоволяват с цитирането на други статии, съдържащи дефиниции на термините. Резултатите са представени в таблица с графа със собствен коментар (табл. 3).

Табл. 3. Дефиниции, предлагани от различни автори на основните термини, свързани с изследванията за изтриваемост на материали

Автор Година Референция	***Цитат от публикацията съдържащ дефиниция на термините абразия, атриция и ерозия***	***Бележка***
(138) 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.	

(20) Bartlett 2006	**Атриция** – дефинира се като загуба на емайл, дентин или възстановителен материал чрез пряк междузъбен контакт **(173).** **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.
(121) Lambrechts 2006 – 1	**Абразия** – в дентална литература основно е причинена 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 абразивен механизъм тип три тела, а атриция – абразивен механизъм две тела.
(122) 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. **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.	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.

	Абразия три тела. Повърхностите се изтриват посредством каша от абразивни частици. Наляганетo 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 „вътрешен" произход).	
(151) 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 абразивен 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).
(46) 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 **(140)** определя този феномен 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",	Тук авторът (явно съзнателно) нито веднъж не използва проблемните термини „атриция" и „абразия" докато дискутира механизмите абразия две и три тела. Вместо „ерозия"

	където участват механизми като абразивно 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.”	употребява термина „корозия”, което е по-близко до трибологичната класификация.
(52) 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 нормалната ежедневна функция. При абразивното изтриване по-твърдият материал „заорава” в по-мекия.”	Термините обозначават механизма. Абразия тук замества абразия три тела. Атриция = абразия две тела.
(155) 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, Според автора атрицията предизвиква абразия (!?)
(117) 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.

(10) Abe 2001	"Абразивен тип загуба на материал се наблюдава в СКОЗ. Втори тип изтриване се наблюдава в зоните на артикулационни контакти, който според **(165)** 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
(236) 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. Абразивно 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.
(44) De Gee 1986	"Lutz и Lambrechts обозначават изтриването в зоната на дъвкателния контакт като атриция (ЗОК), а това в СКОЗ – като абразия **(119, 140)."**	Тук абразия означава мястото на износването (в СКОЗ).
(36) Condon 1997	Lambrechts et. al идентифицират две отделни зони при дисталните композитни възстановявания и предполагат, че доминиращите модели на изтриване са абразия и атриция **(118). Lutz** нарича зона на атриция зоната на оклузален контакт и зона на абразия – зоната, свободна от оклузален контакт **(140).** 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.

(135) 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").
(213) Sulong 1990	Абразивно изтриване – абразията се причинява от твърда грапава повърхност или от свободни твърди частици, които „зорават" 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.
(8) 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 широчината, така и в дълбочина..."	Тук термините „атриция" и „абразия" обозначават степента на настъпилото изтриване (фаза) в духа на клиничните класификации.
(42) Dawson 1989	Прекомерното **абразивно** изтриване е диагноза. То е свързано със зъбните повърхности, които са в директно съприкосновение с функционални или парафункционални движения на ДЧ. Зъбните структури, които не са на пътя на движенията на челюстта, няма да се износят прекомерно.	Дефиницията за абразивно изтриване тук е близка до тази, която много други автори дават за атриция (изтриване в зоната на директен междузъбен контакт).

(43) 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
(153) 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 изкуствено 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 изтриване изобщо.

5.1.2. 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: 2000–2009 г – 110 броя; 1990–1999 г.- 82; и преди 1990 г. – 18. Със знака (+) беше отбелязана всяка статия, когато някой от термините се употребява и със знака (-) – когато не се среща. С цел анализ на разпространението на отделните термини в отделна таблица бе представен броят на публикациите, в които терминът бива използван като процент от общия брой попаднали в извадката ни публикации.

Описание на употребяваните термини във всяка от изследваните публикации е представено в приложение 2.

Използваните термини в изследванията за изтриване на зъбни тъкани и дентални материали по периоди са отразени в табл. 4–9.

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

Вид на използваните термини / **Период на изследваните публикации**	**Абразия**					
	ДА		**НЕ**		**ОБЩО**	
	Брой	**%**	**Брой**	**%**	**Брой**	**%**
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. 5. Честота на използване на термина **атриция**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Атриция					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Брой	%	Брой	%	Брой	%
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. 6. Честота на използване на термина **ерозия**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Ерозия					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Брой	%	Брой	%	Брой	%
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. 7. Честота на използване на термина **адхезия**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Адхезия					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Брой	%	Брой	%	Брой	%
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. 8. Честота на използване на термина **умора**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Умора					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Брой	%	Брой	%	Брой	%
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. 9. Честота на използване на термина **корозия**

Вид на използваните термини / Период на изследваните публикации	Корозия					
	ДА		НЕ		ОБЩО	
	Брой	%	Брой	%	Брой	%
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

5.1.3. 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. 10).

Табл. 10. Определения за термините „атрития" и „абразия" от авторите след 1998 г.

Автор (година)	**Определения за абразия и атрития**
(151) Mayworm 2008	"Абразия – настъпва по време на плъзгане на два зъба с трето тяло (слой храна) между тях, която предава силите помежду им. Атрития – настъпва при директен контакт на зъби антагонисти, при който се получава изтриване."
(138) 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. Атрития – 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.
(135) Litonjua 2003	Зъбната атрития 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 атрития. Абразия – патологично износване на зъби като резултат от анормален процес, навик или абразивно вещество.
(155) 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. Атрития – предизвиква се от директен контакт на срещулежащи зъби с нарастващо натоварване, което предизвиква абразия (?!)."
(20) Bartlett 2006	**Атрития** – дефинира се като загуба на емайл, дентин или възстановителен материал чрез пряк междузъбен контакт **(173).** **Абразия** – загуба на зъбни субстанции вследствие на фактори, различни от междузъбен контакт.

(10) Abe 2001	"Абразивен тип загуба на материал се наблюдава в СКОЗ. Втори тип изтриване се наблюдава в зоните на артикулационни контакти, който според **Pallav (165)** 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."
(236) Yap 2000	Абразивно изтриване се наблюдава, когато грапава твърда повърхност или свободни твърди частици „изорават" по-мек материал."
(52) 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 нормална ежедневна функция. При абразивното изтриване по-твърдият материал „заорава" в по-мекия."

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

Настоящият научен труд предлага следната класификация по отношение на обозначаването 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 лингвална повърхности.
4. Изтриване в зоната на апроксимален междузъбен контакт.

II. Според трибологичния механизъм:

1. Механизъм на изтриване абразия две тела (атриционен 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.

5.2. Резултати 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.

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 – трябва да съдържа всички етапи на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл (рязко увеличаване на силата до невисоки стойности при начален контакт, прогресивно увеличаване на силата до ЦО, задържане на силата и междузъбния контакт за няколко десети от секундата след преминаване на ЦО, последвано от спадане на силата при раздалечаване на антагонистите) (фиг. 13 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 такива междинни стойности на срещаните в литературата – около 450 msec при честота на дъвчене 1Hz (продължителност на един цикъл = 1секунда).

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

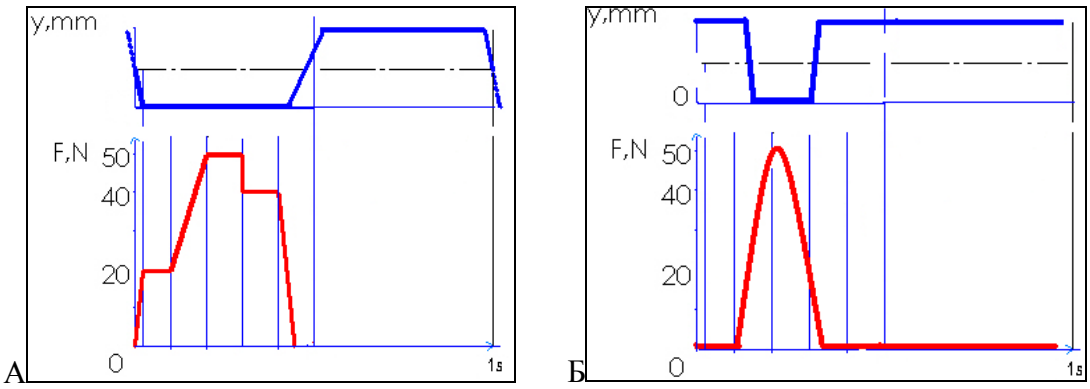
5. Възможност за извършване на експеримента паралелно в няколко отделения с цел намаляване на времето за експеримента и намаляване на вариациите в резултатите.

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 непрекъснат контрол на броя извършени цикли и за предварително програмиране на броя цикли за дадения 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). Ударното натоварване на практика повтаря силовия профил, съответстващ на предлаганата от гнатологичната школа оклузална схема, представени на фиг. 13-Б.

9. Гъвкавост – възможност за бързо пренастройване на устройството, свързано с промяна на основните параметри, сред които например: силов профил, максимални и междинни сили, дължина и посока на плъзгане, контактно време.



Фиг. 13. Циклограма на експериментален цикъл на дъвкателния симулатор съобразно със силовия профил съобразно функционална (А) и гнатологична концепции (Б)

На фиг. 13 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. Когато синята линия съвпада с базовата линия (тънката синя линия), антагонистът е в контакт с опитния образец. Само в този период силата на долната диаграма се изменя. Във втората част на експерименталния цикъл антагонист и образец са раздалечени – отговарят на тази част от дъвкателния цикъл, при който зъбите не са в контакт.

Дъвкателният симулатор е способен да възпроизведе взаимодействие на зъбните редици характерни както за гнатологичната, така и за функционалната концепция. Силовият профил, показан вдясно (Б), е характерен за работата на много от съществуващите дъвкателни симулатори. **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.

Апаратът за изпитване на изтриването на възстановяващи материали, използувани в денталната медицина, който в по-нататъшното изложение за краткост ще бъде наричан *дъвкателен симулатор* (терминът в англоезичната литература е „chewing simulator"), беше създаден на базата на представените параметри. Техническият проект и реализацията бяха предоставени на фирма „СИНТКОМ" (инж. Христо Ангелов и ст.н.с. инж. Иван Иванов, ктн).

Оригиналната концепция, залегнала в основата на устройството на дъвкателния симулатор, с цел създаване на динамичната силова крива, характерна за дъвкателния процес, е използването на магнитно поле, генерирано от постоянен магнит и движеща се в него лазерно изрязана гърбица от феромагнитен материал. Желаната от нас динамична крива на силовия профил се определя от променящата се въздушна междина между магнита и гърбицата като добавка към силата, генерирана от лостово рамо и тежест.

Описание на устройството и начин на работа на дъвкателния симулатор

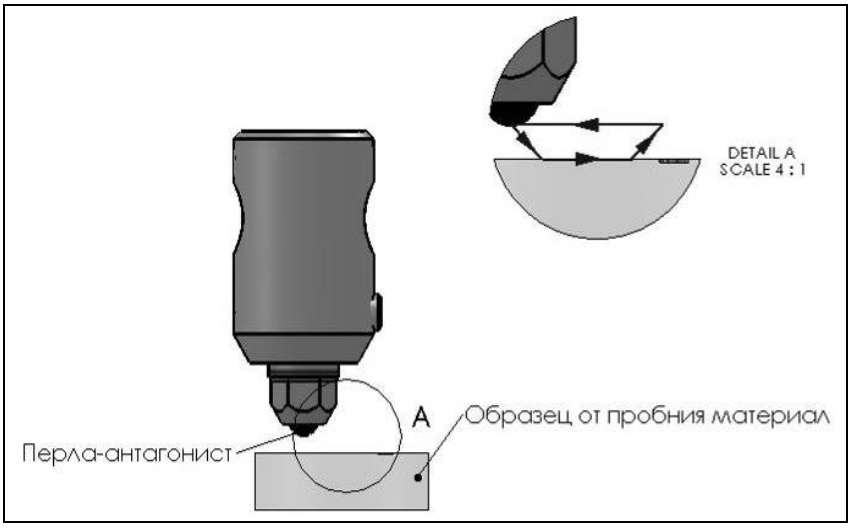
Етапи на симулация на дъвкателния процес – двупосочно постъпателно движение на пробата и/или антагониста в затворен правоъгълен цикъл, който съдържа четири фази (фиг. 14).

1. Спускане (затваряне) на антагониста към пробата (което да възпроизведе първоначалния контакт между вестибуларните туберкули на зъбите антагонисти по време на дъвкателния цикъл).

2. Плъзгане между пробата и антагониста при зададено изменение на силата на притискане между двата елемента (което съответства на силовата крива и на плъзгането от точката на първоначален контакт към позиция на централна оклузия, където силата да достигне максималната си стойност, както и последващото плъзгане на зъбите при Cycle out (според Le Gall) със сила, по-ниска от максималната.

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 нова оклузална фаза).



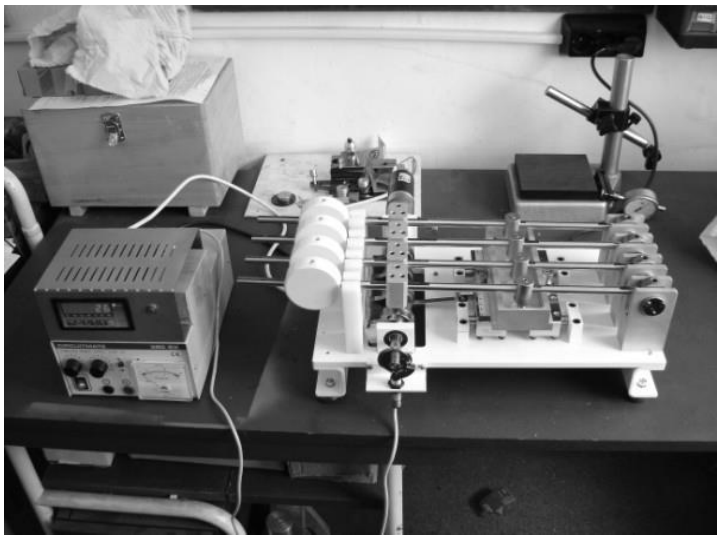
Фиг. 14. Схематично представяне на работния ход на антагониста спрямо стандартно тяло от изследвания материал, използвано по време на експериментите

Работните параметри на машината, които заложихме при нашите опити бяха следните:

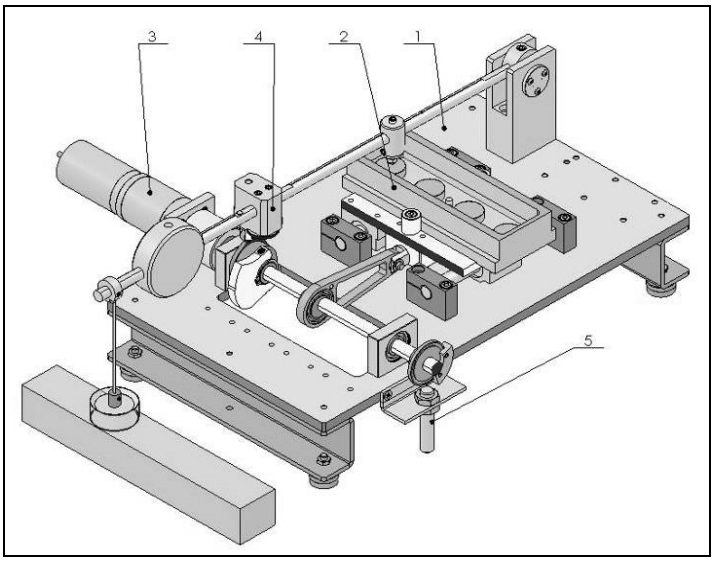
- Дължина на работния ход 7 mm
- Максимална височина на спускане 2 mm
- Средна скорост на спускане 2.55–51 mm/сек
- Средна скорост на отделяне 2.60–52 mm/сек
- Средна скорост на работния ход 1.4–28 mm/сек
- Средна скорост на обратния ход 1.4–8 mm/сек
- Сила на притискане 0–70 N
- Диапазон за изменение на силата по време на раб. ход 0–30 N
- Брой на изпитателните цикли 1–1000000
- Честота 0.1 2 Hz
- Брой на работните позиции 4
- Габаритни размери B x L x H 432 X 518 X 187 (mm)
- Маса 17.5 кг
- Захранване ~220 v

Описание на конструкцията

На фиг. 15 е показана снимка на завършения дъвкателен симулатор, а на фиг. 16 – опростено изображение на същата, което улеснява описанието на основните й възли.



Фиг. 15. Дъвкателният симулатор в работна обстановка



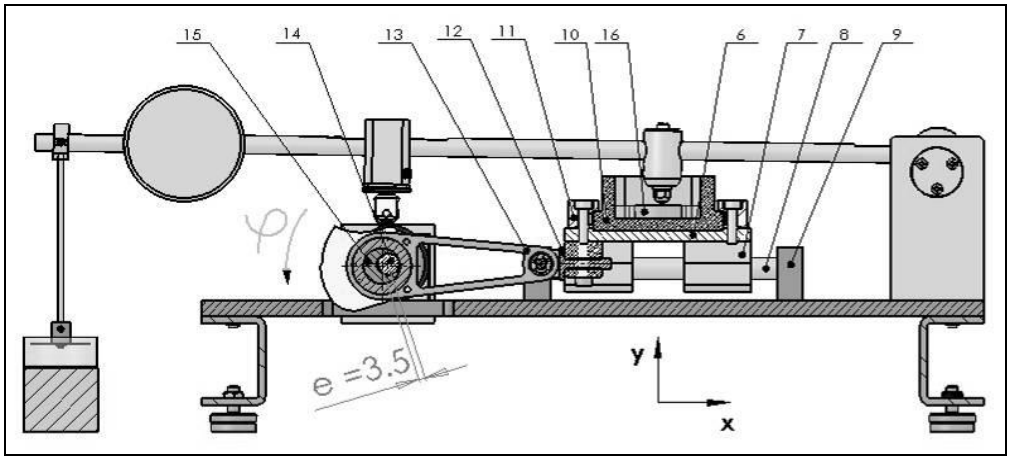
Фиг. 16. Опростено схематично представяне на дъвкателния симулато*р*

Основните компоненти на дъвкателния симулатор (фиг. 16) 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. 13 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. 20 под номер (25) и феромагнитната гърбица, представена на фиг. 19 като (37).

На края на вала на задвижващия механизъм (3) е прикрепен и секторен диск, който заедно с индуктивния датчик (5) подава импулси към брояч за безконтактно измерване с цел контролиране на броя на изпитателните цикли. На фиг. 15 се вижда и програматор за предварително въвеждане на броя на желаните експериментални цикли, позволяващ задаване на 1 000 000 цикъла с една настройка, както и автоматичното спиране на системата при извършването им.

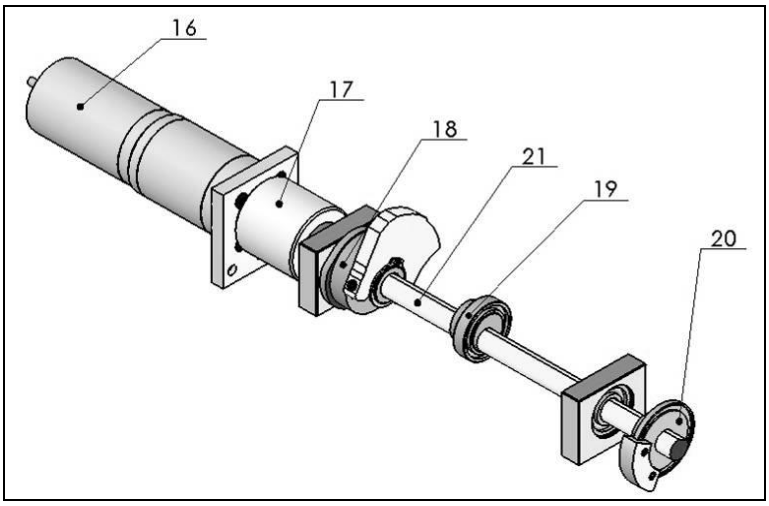


Фиг. 17. Схематично представяне на дъвкателния симулатор (страничен изглед)

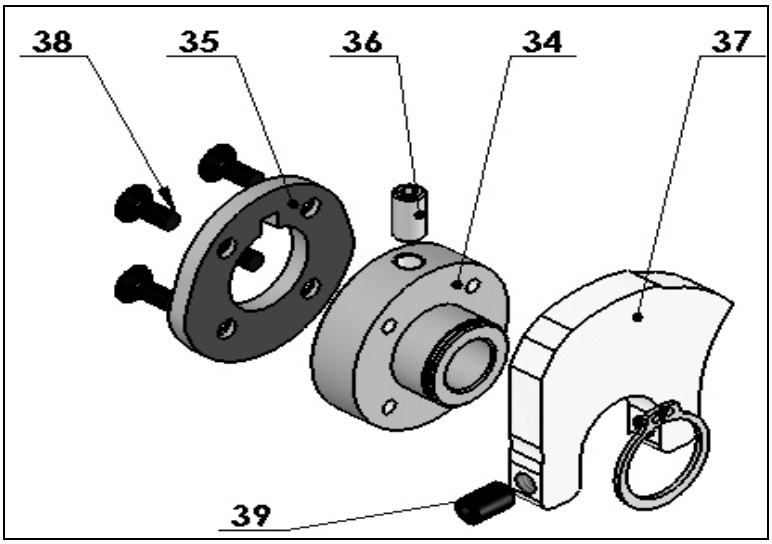
Каретката, показана на фиг. 16 се състои от основна плоча (6), която посредством линейни направляващи, състоящи се от буксите (7), цилиндричните направляващи (8) и конзолите (9), е лагерувана прецизно върху лицето на основната плоча. Върху каретката е базирана ваната (10), в която са закрепени образците (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. 17. 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). Целият възел е монтиран върху основата (1) **(**фиг. 18).

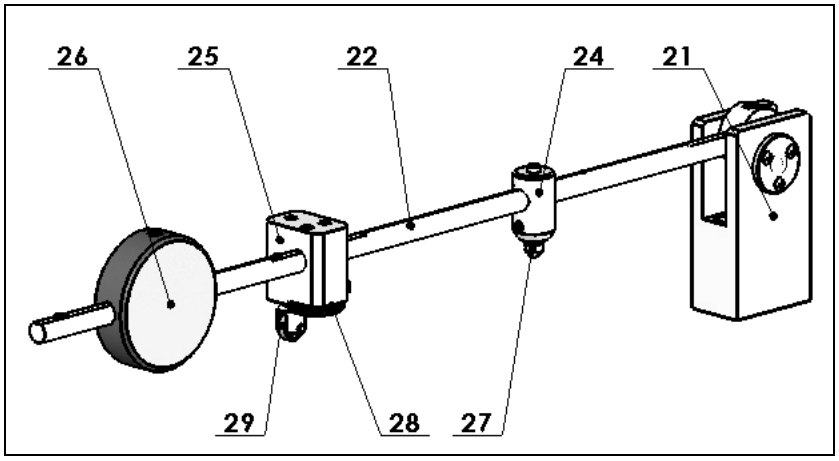


Фиг. 18. Задвижващ блок на дъвкателния симулатор (означенията са представени в текста)



Фиг. 19. Гърбичен блок на дъвкателния симулатор

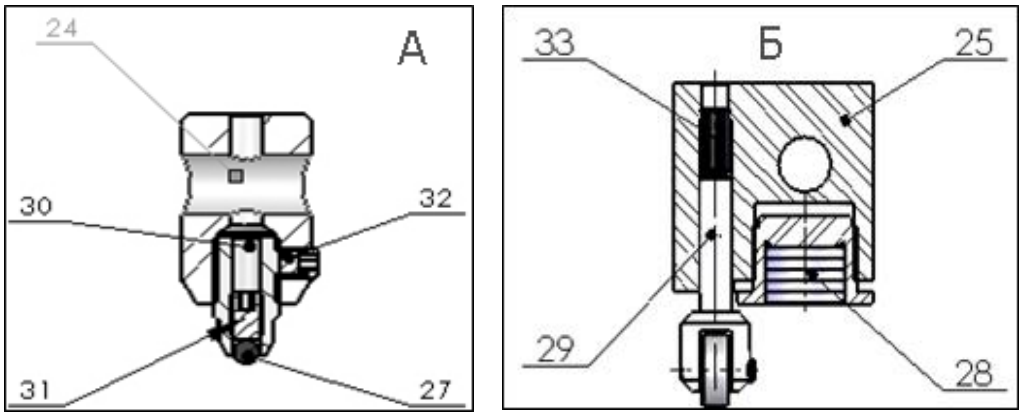
Гърбичният блок (фиг. 19) е съставен от носеща букса (34), на която са монтирани повдигащата гърбица (35) и феромагнитна гърбица (37) (също наричана котва), чийто специфичен профил служи за пораждане на променлива сила при промяна на въздушната междина между нейната периферия и магнитния пакет (25).



Фиг. 20. Кобилица и елементите, които носи

Кобилицата (фиг. 20) 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. 21, 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. 21. 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. 21 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. 18) (21) на задвижващия механизъм (фиг. 16) (3), каретката (фиг. 16) (2) заедно със закрепените към нея образци извършва възвратно-постъпателно движение с величина, равна на удвоения ексцентрицитет на ексцентриковата втулка (фиг. 18) (19). Дължината на това хоризонтално възвратно-постъпателно движение може да бъде лесно променяна с поставяне на втулка с различен ексцентрицитет. Същевременно взаимодействието на повдигащата гърбица (фиг. 19) (35) от гърбичния блок (фиг. 19) и отбиващата ролка (фиг. 20) (29) на кобилицата (фиг. 20) (2) 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 (37) срещу пакета мощни постоянни неодимови магнити (28), фиксирани чрез държача на магнитния блок (25) към кобилицата (4).

Вертикалното движение на антагониста – спускане и отделяне от образеца, става по време на преходните процеси, когато ролката се движи по преходните клонове на повдигащата гърбица. Тези процеси отнемат част от полезната дължина на работния ход и затова са с минимална възможна продължителност, като се спазва условието за ”минимално ускорение” при движението на перлата при спускането и отделянето и от повърхнината на образеца. При постоянни други параметри скоростта на плъзгане зависи от честотата на въртене и от моментния ъгъл на завъртане на водещия вал (фиг. 18) (21).

Нормалната сила на притискане на перлата към образеца се изменя по време на работния ход, както това е показано на циклограмата представена на фиг. 13. Достигането на началните и крайните стойности на силата се извършва предимно в преходните участъци – спускане и отделяне на перлата от образеца. На циклограмата тази диаграма е представена с червената начупена линия – едно

чисто схематично представяне, докато реалния процес е с плавни преходи между отделните зони.

В конструкцията е вграден демпфер за намаляване на ефекта от ускоренията, предизвиквани при спускане (затваряне) на антагониста към повърхнината на изпитвания образец. Демпферът е показан на фиг. 16 и17.

Методика на изследване на износоустойчивост

Методиката на изследванията включва: избор на параметри (характеристики) на дъвкателната симулация (вж. точки 1–9 в началото на настоящата глава), подготовка на образците, подготовка на хранителната среда и антагонистите, измерване и статистически анализ на резултатите, които са представени в раздел „Методи" на настоящия научен труд. Подготовката за работа и калибриране на дъвкателния симулатор за работа са представени в приложение 1.

5.3. Резултати по задача 3. Създаденият дъвкателен симулатор да бъде подложен на апробация и резултатите да се сравнят с тези, получени с други методи и устройства

Таблиците с данните от изтриването и статистическата обработка са представени в приложение 3.

5.3.1. 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

Поради значителния обем на опитните резултати по задача 3 на настоящото проучване статистически обработените данни са представени в табл. 1–77 в приложение 3.

От табл. 1 в приложение 3 се установява, че:

- Най-малка вариация (30.0%) в изтриваемостта на **материал Herculite 3-body** се наблюдава при y=2, а най-голяма (155.6%) при y=7.5.
- Най-малка средна изтриваемост (9.2) се установява при y=7.5, а най-голяма (79.71) при y=4.

При **материал Herculite 2-body (**табл. 2 в приложение 3**):**

- Най-малка вариация (10.0%) в изтриваемостта има при y=4, а най-голяма (45.8%) при y=7.5.
- Най-малка средна изтриваемост (38–49) се установява при y=7.5 и y=0.5, а най-голяма (127–129) при y=5 и 6.

От табл. 3 в приложение 3 се установява, че:

- Най-малка вариация (8.2%) в изтриваемостта на **материал Heliomolar** има при y=7, а най-голяма (97.0%) при y=8.
- Най-малка средна изтриваемост (3.0) се установява при y=8, а най-голяма (122-130) при y=5 и 6, както и при материала Herculite 2-body.

При **материал Charisma (**табл. 4 в приложение 3**):**

- Най-малка вариация (10.4%) в изтриваемостта има при y=2, а най-голяма (66.3%) при y=7.5.
- Най-малка средна изтриваемост (34) се установява при y=0.5, а най-голяма (162–169) при y=4 и 5.

От табл. 5 в приложение 3 се установява, че:

- Най-малка вариация (28.3%) в изтриваемостта на **материал Filtek Silorane** има при y=1, а най-голяма (70.1%) при y=0.5.
- Най-малка средна изтриваемост (49.5) се установява при y=0.5, а най-голяма (122-163) при y=2–7.

При **материал Filtek Ultimate** (таблица 11)**:**

- Най-малка вариация (20.4%) в изтриваемостта има при y=2, а най-голяма (194.2%) при y=7.5.
- Най-малка средна изтриваемост (2.7) се наблюдава при y=7.5, а най-голяма (58–68) при y=4–6.

Обобщение

- 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).
- Най-малка изтриваемост се наблюдава най-често при y=7.5 (при 4 от материалите), а най-голяма – най-често при y=5 и 6 (в 4 от случаите).
- При 5 от материалите (без Charisma) се наблюдава зависимостта, че най-голямата вариация е свързана с най-малка изтриваемост.

Поради значителния обем на опитните резултати по задача 3 на настоящото проучване статистически обработените данни са представени в табл. 1–77 в приложение 3.

От табл. 1 в приложение 3 се установява, че:

- Най-малка вариация (30.0%) в изтриваемостта на **материал Herculite 3-body** се наблюдава при y=2, а най-голяма (155.6%) при y=7.5.

- Най-малка средна изтриваемост (9.2) се установява при y=7.5, а най-голяма (79.71) при y=4.

При **материал Herculite 2-body (**табл. 2 в приложение 3**):**

- Най-малка вариация (10.0%) в изтриваемостта има при y=4, а най-голяма (45.8%) при y=7.5.
- Най-малка средна изтриваемост (38–49) се установява при y=7.5 и y=0.5, а най-голяма (127–129) при y=5 и 6.

От табл. 3 в приложение 3 се установява, че:

- Най-малка вариация (8.2%) в изтриваемостта на **материал Heliomolar** има при y=7, а най-голяма (97.0%) при y=8.
- Най-малка средна изтриваемост (3.0) се установява при y=8, а най-голяма (122-130) при y=5 и 6, както и при материала Herculite 2-body.

При **материал Charisma (**табл. 4 в приложение 3**):**

- Най-малка вариация (10.4%) в изтриваемостта има при y=2, а най-голяма (66.3%) при y=7.5.
- Най-малка средна изтриваемост (34) се установява при y=0.5, а най-голяма (162–169) при y=4 и 5.

От табл. 5 в приложение 3 се установява, че:

- Най-малка вариация (28.3%) в изтриваемостта на **материал Filtek Silorane** има при y=1, а най-голяма (70.1%) при y=0.5.
- Най-малка средна изтриваемост (49.5) се установява при y=0.5, а най-голяма (122-163) при y=2–7.

При **материал Filtek Ultimate** (табл. 11):

- Най-малка вариация (20.4%) в изтриваемостта има при y=2, а най-голяма (194.2%) при y=7.5.
- Най-малка средна изтриваемост (2.7) се наблюдава при y=7.5, а най-голяма (58–68) при y=4–6.

Обобщение

- 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).
- Най-малка изтриваемост се наблюдава най-често при y=7.5 (при 4 от материалите), а най-голяма – най-често при y=5 и 6 (в 4 от случаите).

- При 5 от материалите (без Charisma) се наблюдава зависимостта, че най-голямата вариация е свързана с най-малка изтриваемост.

5.3.2. 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.

Получените данни от експериментите позволяват сравняване на резултатите само в алгебричен план.

Материал Herculite 3-body

От табл. 7–11 в приложение 3 се установява, че:

1.1. При трасе 1 най-ниската вариация (5.6%) е при y=2, а най-високата (87.4%) при y=7.5 (табл. 7 в приложение 3).

1.2. При трасе 2 най-ниската вариация (12.5%) е при y=5, а най-високата (74.8%) отново при y=7.5 (табл. 8 в приложение 3).

1.3. При трасе 3 най-ниската вариация (1.1%) е при y=4, а най-високата (81.4%) отново при y=7.5 (табл. 9 в приложение 3).

1.4. При трасе 4 най-ниската вариация (6.4%) е при y=6, а най-високата (74.5%) отново при y=7.5 (табл. 10 в приложение 3).

1.5. При трасе 5 най-ниската вариация (3.6%) е при y=4, а най-високата (94.2%) – отново при y=7.5 (табл. 11 в приложение 3).

Обобщение: 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

От табл. 12–17 в приложение 3 се установява, че:

1.6. При трасе 1 най-ниската вариация (14.8%) е при y=4, а най-високата (50.8%) при y=0.5 (табл. 12 в приложение 3).

1.7. При трасе 2 най-ниската вариация (13.5%) е при y=7, а най-високата (70.8%) отново при y=0.5 (табл. 13 в приложение 3).

1.8. При трасе 3 най-ниската вариация (5.8%) е при y=2, а най-високата (67.3%) при y=7.5 (табл. 14 в приложение 3).

1.9. При трасе 4 най-ниската вариация (2.4%) е при y=1, а най-високата (53.8%) при y=0.5 (табл. 15 в приложение 3).

1.10. При трасе 5 най-ниската вариация (2.1%) е при y=5, а най-високата (46.4%) отново при y=0.5 (табл. 16 в приложение 3).

1.11. При трасе 6 най-ниската вариация (5.2%) е при y=2, а най-високата (54.1%) при y=7.5 (табл. 17 в приложение 3).

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

Материал Heliomolar

За този материал бяха получени следните резултати:

1.12. При трасе 1 най-ниската вариация (3.4%) е при y=4, а най-високата (89.9%) при y=0.5 (табл. 18 в приложение 3).

1.13. При трасе 2 най-ниската вариация (7.8%) е при y=1, а най-високата (30.2%) отново при y=0.5 (табл. 19 в приложение 3).

1.14. При трасе 3 най-ниската вариация (15.8%) е при y=3, а най-високата (50.9%) при y=1 (табл. 20 в приложение 3).

1.15. При трасе 4 най-ниската вариация (3.5%) е при y=7, а най-високата (63.0%) при y=0.5 (табл. 21 в приложение 3).

1.16. При трасе 6 най-ниската вариация (3.2%) е при y=5, а най-високата (69.5%) при y=1 (табл. 22 в приложение 3).

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

Материал Charisma

От табл. 23–28 в приложение 3се установява, че:

1.17. При трасе 1 най-ниската вариация (12.0%) е при y=3, а най-високата (79.3%) при y=7.5 (табл. 23 в приложение 3).

1.18. При трасе 2 най-ниската вариация (7.5%) е при y=2, а най-високата (70.8%) отново при y=7.5 (табл. 24 в приложение 3).

1.19. При трасе 3 най-ниската вариация (7.2%) е при y=3, а най-високата (72.8%) при y=0.5 (табл. 25 в приложение 3).

1.20. При трасе 4 най-ниската вариация (7.9%) е при y=2, а най-високата (49.0%) при y=7.5 (табл. 26 в приложение 3).

1.21. При трасе 5 най-ниската вариация (3.3%) е при y=3, а най-високата (59.7%) отново при y=7.5 (табл. 27 в приложение 3).

1.22. При трасе 6 най-ниската вариация (6.2%) е при y=7, а най-високата (39.0%) отново при y=7.5 (табл. 28 в приложение 3).

Обобщение: 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

От табл. 29–34 в приложение 3 се установява, че:

1.23. При трасе 1 най-ниската вариация (20.8%) е при y=3, а най-високата (143.4%) при y=7.5 (табл. 29 в приложение 3).

1.24. При трасе 2 най-ниската вариация (8.0%) е при y=2, а най-високата (61.9%) при y=7 (табл. 30 в приложение 3).

1.25. При трасе 3 най-ниската вариация (12.4%) е при y=0.5, а най-високата (64.9%) при y=5 (табл. 31 в приложение 3).

1.26. При трасе 4 най-ниската вариация (14.7%) е при y=1, а най-високата (82.8%) при y=7.5 (табл. 32 в приложение 3).

1.27. При трасе 5 най-ниската вариация (6.6%) е при y=5, а най-високата (39.5%) при y=0.5 (табл. 33 в приложение 3).

1.28. При трасе 6 най-ниската вариация (4.1%) е при y=2, а най-високата (62.1%) при y=7.5 (табл. 34 в приложение 3).

Обобщение: 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

От табл. 35–40 в приложение 3 се установява, че:

1.29. При трасе 1 най-ниската вариация (6.1%) е при y=2, а най-високата (139.6%) при y=7.5 (табл. 35 в приложение 3).

1.30. При трасе 2 най-ниската вариация (16.5%) е при y=4, а най-високата (56.6%) при y=0.5 (табл. 36 в приложение 3).

1.31. При трасе 3 най-ниската вариация (4.2%) е при y=7, а най-високата (173.2%) при y=7.5 (табл. 37 в приложение 3).

1.32. При трасе 4 най-ниската вариация (10.4%) е при y=2, а най-високата (156.5%) отново при y=7.5 (табл. 38 в приложение 3).

1.33. При трасе 5 най-ниската вариация (18.9%) е при y=6, а най-високата (176.7%) отново при y=7.5 (табл. 39 в приложение 3).

1.34. При трасе 6 най-ниската вариация (15.4%) е при y=6, а най-високата (120.8%) отново при y=7.5 (табл. 40 в приложение 3).

Обобщение: най-ниската вариация флуктуира между y=2 и 7, докато най-високата най-често е при y=7.5 (в 83.3% от трасетата). Прави впечатление и размерът на най-високата вариация – над 100% при 5 от общо 6 трасета.

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

И в този случай получените данни от експериментите позволяват сравняване на резултатите само в алгебричен план.

Материал Herculite 3-body

От табл. 41–49 в приложение 3 се установява, че:

- При образец 1 най-ниската вариация (7.8%) е при y=2, а най-високата (55.1%) при y=3 (табл. 41 в приложение 3).
- При образец 2 най-ниската вариация (5.5%) е при y=4, а най-високата (71.1%) при y=0.5 (табл. 42 в приложение 3).
- При образец 3 най-ниската вариация (4.4%) е при y=4, а най-високата (37.0%) отново при y=0.5 (табл. 43 в приложение 3).
- При образец 4 най-ниската вариация (8.0%) е при y=3, а най-високата (108.0%) при y=7.5 (табл. 44 в приложение 3).
- При образец 5 най-ниската вариация (14.2%) е при y=2, а най-високата (57.5%) отново при y=7.5 (табл. 45 в приложение 3).
- При образец 6 най-ниската вариация (39.0%) е при y=2, а най-високата (137.4%) – отново при y=7.5 (табл. 46 в приложение 3).
- При образец 7 най-ниската вариация (38.8%) е при y=1, а най-високата (90.8%) отново при y=7.5 (табл. 47 в приложение 3).
- При образец 8 най-ниската вариация (41.2%) е при y=4, а най-високата (218.6%) отново при y=7.5 (табл. 48 в приложение 3).
- При образец 9 най-ниската вариация (25.6%) е при y=2, а най-високата (165.4%) отново при y=7.5 (табл. 49 в приложение 3).

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

При материал Herculite 2-body

- При образец 1 най-ниската вариация (12.7%) е при y=4, а най-високата (85.4%) при y=7.5 (табл. 50 в приложение 3).
- При образец 2 най-ниската вариация (2.8%) е при y=5, а най-високата (29.9%) отново при y=7.5 (табл. 51 в приложение 3).

- При образец 3 най-ниската вариация (3.9%) е при y=6, а най-високата (26.4%) при y=0.5 (табл. 52 в приложение 3).
- При образец 4 най-ниската вариация (4.5%) е при y=2, а най-високата (29.0%) отново при y=0.5 (табл. 53 в приложение 3).

Обобщение: 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

От табл. 54–56 в приложение 3 става ясно, че:

- При образец 1 най-ниската вариация (4.0%) е при y=6, а най-високата (66.8%) при y=8 (табл. 54 в приложение 3).
- При образец 2 най-ниската вариация (5.8%) е при y=7, а най-високата (82.0%) отново при y=8 (табл. 55 в приложение 3).
- При образец 3 най-ниската вариация (7.5%) е отново при y=7, а най-високата (94.8%) отново при y=8 (табл. 56 в приложение 3).

Обобщение: най-ниската вариация най-често е при y=7, докато най-високата е при y=8 (3 от 3 образци).

Материал Charisma:

- При образец 1 най-ниската вариация (8.6%) е при y=3, а най-високата (53.8%) при y=7.5 (табл. 57 в приложение 3).
- При образец 2 най-ниската вариация (6.5%) е отново при y=3, а най-високата (41.4%) – при y=0.5 (табл. 58 в приложение 3).
- При образец 3 най-ниската вариация (9.7%) е при y=2, а най-високата (23.6%) при y=6 (табл. 59 в приложение 3).
- При образец 4 най-ниската вариация (9.0%) е при y=5, а най-високата (37.9%) при y=0.5 (табл. 60 в приложение 3).
- При образец 5 най-ниската вариация (3.0%) е при y=1, а най-високата (44.5%) при y=7.5 (табл. 61 в приложение 3).

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

Материал Filtek Silorane

От табл. 62–66 се установява, че:

- При образец 1 най-ниската вариация (12.3%) е при y=1, а най-високата (89.6%) при y=5 (табл. 62 в приложение 3).

- При образец 2 най-ниската вариация (19.6%) е отново при y=1, а най-високата (86.9%) при y=6 (табл. 63 в приложение 3).
- При образец 3 най-ниската вариация (27.4%) е при y=2, а най-високата (59.9%) при y=7.5 (табл. 64 в приложение 3).
- При образец 4 най-ниската вариация (32.2%) е при y=1, а най-високата (71.7%) отново при y=7.5 (табл. 65 в приложение 3).
- При образец 5 най-ниската вариация (7.0%) е при y=3, а най-високата (97.4%) при y=0.5 (табл. 66 в приложение 3).

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

Материал Filtek Ultimate

- При образец 1 най-ниската вариация (6.0%) е при y=6, а най-високата (67.0%) при y=7.5 (табл. 67 в приложение 3).
- При образец 2 най-ниската вариация (12.7%) е отново при y=6, а най-високата (41.3%) отново при y=7.5 (табл. 68 в приложение 3).
- При образец 3 най-ниската вариация (18.9%) е отново при y=6, а най-високата (118.0%) отново при y=7.5 (табл. 69 в приложение 3).
- При образец 4 най-ниската вариация (21.5%) е при y=1, а най-високата (98.0%) отново при y=7.5 (табл. 70 в приложение 3).
- При образец 5 най-ниската вариация (12.2%) е отново при y=1, а най-високата (55.1%) отново при y=7.5 (табл. 71 в приложение 3).

Обобщение: най-ниската вариация е при y=6 и 1, докато най-високата и при петте образци е при y=7.5.

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

Получените данни от експериментите позволяват сравняване на резултатите само в алгебричен план – алгебрично сравнение на 4 числа за всяка позиция на Y, трасе и материал.

- От табл. 1 в приложение 3 се установява, че 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** (табл. 2 в приложение 3) 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 **Heliomola**r (табл. 3 в приложение 3) 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** (табл. 4 в приложение 3) 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** (табл. 5 в приложение 3) максималното изтриване варира в различни гнезда при всички позиции на Y.

- За материал **Filtek Ultimate** (табл. 6 в приложение 3) при Y=3 и 6 максималното изтриване е почти винаги в гнездо 3, а при останалите стойности на Y варира в различни гнезда.

5.4. 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. Стойностите при позиции: y=0.5, y=7 и y=8 бяха изключени поради големите вариации. Осреднените стойности за всеки от изследваните материали са представени в таблица 11 стр.79. 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. 11 се вижда, че:

- С най-голяма износоустойчивост е материалът Filtek Ultimate със средна дълбочина на следата около 47μm.

- На второ място по устойчивост на изтриване 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. 11. 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	87,27[c]	39,52	45,29
Charisma	214	132,85[d]	40,34	30,36
Filtek Silorane	200	135,24[d]	70,25	51,95
Filtek Ultimate	213	47,19[e]	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. Оцветените данни показват най-високата стойност.*

Най-добра износоустойчивост на изследваните в настоящия труд материали показа най-новият материал – Filtek Ultimate (3M). Най-голямо изтриване при същите условия показа вторият най-нов материал– Filtek Silorane (3M). Композитът, който показа втората най-добра износоустойчивост, е най-старият от изследваните материали – Herculite HRV (Kerr).

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

6.1. Обсъждане на резултатите по задача 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.

6.1.1. 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). То е свързано със зъбните повърхности, които са в директно съприкосновение (42).

2. Етиология на изтриването (следствие на непряк контакт). Абразия настъпва по време на плъзгане на два зъба с трето тяло (слой храна) между тях (151).

3. Етиология на изтриването (следствие на незъбни причинители). Физично изтриване като резултат от механичен процес, включващ чужди вещества или предмети (138).

4. Място на настъпилото изтриване.

Lutz (140) и Lambrechts (119) определят изтриването в зоната, свободна от дъвкателния контакт, като абразия (44).

5. Степен на изтриването – физиологично/патологично.

Абразията е патологично износване на зъби като резултат от анормален процес, навик или абразивно вещество (135).

6. Механизъм на изтриването (описаните в трибологията механизми на абразия три тела и абразия две тела) – абразията се причинява от твърда грапава повърхност или свободни твърди частици, които „зорават” в по-мек материал (213).

7. Фаза на изтриването.

Последната фаза на процеса на оклузално зъбно изтриване (8).

8. Синоним на изтриване като цяло.

Атриция – предизвиква се от директен контакт на срещулежащи зъби с нарастващо натоварване, което предизвиква абразия (155).

Атриция

1. Механизъм. Използва се като синоним на процеса абразия две тела (121).
2. Място. Изтриването в зоната на оклузален зъбен контакт (44).
3. Фаза. Началната фаза на процеса на оклузалното зъбно изтриване (8).
4. Степен на изтриването – изтриване в рамките на физиологични граници физиологично изтриване (135).
5. Комбинацията от абразия, умора и адхезия действащи в зоната на оклузален контакт (36).
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 (42), в други случаи – с наличие на трето тяло (храна) между зъбните повърхности (т.е. директен контакт няма), а в трети случаи – с изтриване, причинено от чужди за устата – незъбни причинители (138).

Много показателен е примерът с дефинициите, давани от Peter Dawson. Той е един от най-известните автори в световен план по проблемите на оклузията с възгледи, повлияващи лечебната философия, и с методи на някои от водещите клиницисти на нашето време (70). 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 изследвания 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. Известно е, че в зоната на оклузален контакт действат на практика всички механизми на изтриването, т.е.,

когато в научна статия се срещне терминът „атриция”, не е известно дали авторът има предвид само изтриването, причинено от действието на механизма на абразия две тела, или сумарното действие на всички механизми на изтриването, действащи в зоната на оклузален контакт. Често на читателя се налага да разчита на интуицията си, за да определи на коя от посочените по-горе дефиниции симпатизира авторът на публикацията и какво точно има предвид.

В българската научна литература въпросните термини се срещат основно с клиничното си значение (3, 8) и няма подобни противоречия в терминологията на практика. Изтриването у нас е основно разглеждано от гледна точка на клиничните му аспекти и неговото лечението (8).

Проблемът обаче има и друг, различен аспект, когато се разглежда от позицията на денталните материали и денталното материалознание. Когато трябва да бъде избран материал с най-подходящи качества за определен вид възстановяване, или се търси начин за подобряване на износоустойчивостта на денталните материали, неизменно се стига и до въпроси, свързани с различните физични и химични процеси, определящи изтриването, механизмите, по които тези процеси се проявяват, степента на въздействието им върху различните повърхности или дори различните зони на една и съща повърхност. Тогава неизменно се стига и до механизмите на процеса на изтриване и до трибологичните дефиниции на термините „абразия”, „атриция” и „ерозия”.

6.1.2. 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.

Според Ferracane наличните в Pubmed (177) публикации, свързани с изтриването само на композитни материали и само за периода 1994–2004, са 551 и продължават да растат с около 60 на година (68). Ако бъде прието последното твърдение, то към 2013 г. (пет години след въпросната публикация) би трябвало общият брой на статии по темата да е около 1100. Тези цифри се отнасят до публикации, посветени на изтриване на дентални композиционни материали, докато в настоящата извадка се съдържат и такива, разглеждащи износоустойчивостта на денталните керамики, амалгами, пластмаси, цименти и други. Направената в настоящия научен труд 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. Както вече беше посочено в текста, терминът „атриция" не се приема от привържениците на трибологичната терминология. Ето защо бе приета употребата на термина „атриция" за белег на несъгласие от съответния автор с трибологичната терминология. Друг подобен термин е „корозия" или „корозивно изтриване", обозначаван в трибологията като изтриване, обусловено от киселинно въздействие върху дадена повърхност (в денталната литература въпросното явление е наричано в продължение на няколко десетилетия „ерозия"). Употребата на термина „корозия" също може да се използва като белег за популярността сред учените на трибологичната класификация, но той се среща в значително по-малко статии от останалите термини. 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 общите публикации.

Разделянето на публикациите на периоди (например до 1989, от 1990 до 1999 и от 2000 до 2009 г.) дава интересен поглед върху еволюцията на схващанията ни за важността на някои от видовете изтриване значението, което им отдаваме днес. (Резултатите от анализа на разпространението на изследваните термини за трите посочени периода са представени в приложение 2.)

Интересно е например, че в разгледаните статии до 1989 г. вкл. 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. Точното значение, което авторът влага в него, може значително да варира (както беше показано в предишната глава).

Терминът „изтриване тип умора на материала” показва отчетливо нарастване в честотата на употреба, колкото по-ново е изследването – използва се най-много в годините след 2000 – 49%, спрямо съответно 21% и 17%. Това вероятно може да се обясни с нарастващото убеждение за ролята на този механизъм за крайния резултат на изтриването и съответно за повишения научен интерес към него в последното десетилетие.

Терминът „адхезия” или „адхезивно изтриване” се използва все по-често през годините (17% – до 1989 г, 32% – за 1990–1999 и 42% – за периода след 2000 г.). По същия начин, както и при термина „изтриване тип умора на материала”, това може да се обясни с все по-голямата роля, която учените отдават на процеса и на значението му за крайния резултат от изтриването.

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 (17% от изследваните статии до 1989 г., 26% – за периода 1990–1999., 45% – за 2000–2009 г.). 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 (т.е без използването на този термин) (148), не би било уместно. Същото може да се каже и за заместването на термина „ерозия” с „корозия”. При съществуващите разногласия относно най-използваните термини, процеси и тяхната роля (което разгледахме в предишната глава), каквато и класификация да бъде предложена, тя ще бъде в разрез с мнението на някой/и от изследователите и екипите, работили върху темата. При това положение изследователският екип на настоящия труд смята този анализ на разпространение на термините за добра основа за изработване на класификация и дефиниция на механизмите на изтриването. По този начин тази класификация ще бъде съобразена със становището на преобладаващия брой учени, ще предизвиква минимум

обърквaне и ще бъде максимално полезна за ползващите информация по противоречивата тема за изтриването на ТЗТ и на денталните материали.

6.1.3. 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 3 и 10 определения, давани от различните автори на процесите, се установява, че дефинициите не съвпадат 100%. Коментарите и анализите по този въпрос са разгледани при обсъждането на подзадача 1 (6.1.1). Критиките към тези дефиниции могат да бъдат многобройни. Така например има разминаване при определянето на атрицията като физиологична от едни автори (135), а разделянето ѝ на физиологична и нефизиологична – от други – Кунцелман (117), парадокс за един физиологичен/нефизиологичен процес. Дори и Ламбрехтс (в частта от неговата публикация, която обстойно представихме по-горе в текста) при коментарите си за абразията две тела споменава, че тя се среща както при бруксизма, така и при физиологичната атриция.

Друго разминаване, което най-ясно личи при определението дадено от Abe (10), но се наблюдава и при други, е свързано с желанието на авторите едновременно да свържат понятията с етиология, място на процеса, физиологичност, степен на напредналост и молекулярните му механизми. Това понякога поражда противоречия, установени и анализирани при разглеждането на подзадача 1 (6.1.1). Те се дължат именно на неуточнения въпрос за това към какво точно се отнасят термините (място, механизъм, степен на напредналост, физиологичност, етиология и др.). Поради тази неяснота е важно самият термин да съдържа уточнение и съответно отговор на този въпрос.

Въпреки всичко казано дотук, разминаванията в мненията на авторите са значително по-малко и по-малки, отколкото ако направим сравнение с публикации 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. За тази тенденция, съществуваща от относително кратък период, свидетелства например голямата разлика с определенията за абразия, атриция и ерозия от MeSH на Pubmed (177), цитирана при обсъждането на подзадача 2 (6.1.2), които определения смятаме за сходни с дефинициите, давани на процесите през миналите десетилетия.

6.1.4. 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 с 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 място или трибологичен механизъм подобни противоречия ще бъдат избегнати.

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

Термините „абразия" и „атриция", използвани самостоятелно, не дават яснота за значението, изразявано в тях от автора.

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 на такива за абразия и атриция именно поради съдържащото се в тях пояснение, че се касае за мястото на изтриването, а не за нещо друго (което термините „абразия" или „атриция" според един или друг автор могат да означават).

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

1. Механизъм на изтриване абразия две тела (атрициoнен механизъм). Абразивното изтриване представлява процес, при който от повърхността на едно тяло се “остъргва” материал посредством неравности по повърхността на друго тяло. При абразия две тела неравностите са стабилно свързани с повърхността на едното тяло. При ин витро симулациите на изтриване този механизъм оставя ясно различими при разглеждане под увеличение белези – върху повърхността на по-мекото от телата се наблюдават паралелни линии (бразди). Клиничен пример за такова изтриване е препарацията на зъбна тъкан с диамантено борче.

2. Механизъм на изтриване абразия три тела. Изтриването се причинява от абразивното действие на частици, извършващи свободно движения на ротация и транслация между двете триещи се повърхности. Действието на частиците може да бъде различно изразено в зависимост от разстоянието между триещите се повърхности, от налягането върху абразивната каша, големината, формата и твърдостта на частиците, на геометрията на триещите се тела и др. Клиничен пример за този механизъм е полиране на обтурация с четка и абразив.

3. Адхезивен механизъм на изтриване. По време на артикулационен контакт е възможно между повърхностите да възникне феноменът на студено спояване – частици от едната повърхност преминават върху отсрещната повърхност. Впоследствие те могат отново да “преминат обратно” върху първата повърхност или да отпаднат и да се “изгубят”. Това явление често се забелязва при ин витро симулирано дъвчене срещу златни сплави – антагонистите пожълтяват, но е трудно забележимо в устата. Съществуват обаче мнения, че това е основният механизъм, отговорен за ЗОК-изтриването.

4. Механизъм на изтриване умора на материала. При плъзгането на две повърхности (напр. зъбен туберкул се плъзга върху склона на зъба антагонист, възстановен с обтурационен материал) се създава зона на компресия непосредствено пред плъзгащото се тяло. Пластичната деформация пък създава зона на разтегляне непосредствено зад плъзгащото се тяло. Разпределението на енергията от тези деформации дава начало на микропропуквания при многократно повтарящи се цикли. Разрастването на микропукнатините в подложеното на циклично натоварване тяло постепенно довежда до свързването им, до “заграждане” на определени участъци и до отпадането им от повърхността.

5. Трибохимичен механизъм на изтриване. Изтриването е резултат от съвместното действие на химична деградация и триене на повърхността. Химичната деградация значително отслабва повърхността и така ефектът от другите механизми на изтриване се засилват многократно. Изтриването на въпросния химично отслабен слой отново става обект на действие на химичния агент и така цикълът се повтаря.

Механична система

Използването на термина „механична система" като обобщителен за това дали изтриването се извършва с или без наличие на трето тяло има съществени предимства. Когато една изтрита повърхност се наблюдава в клинични условия, не могат да бъдат определени трибологичните механизми, довели до този резултат. В тези случаи е по-лесно да се посочи механичната система – дали има или не трето тяло при изтриването. Видът на механичната система може да бъде посочен, когато се знае, че изтриването настъпва например при наличие на хранителна среда като трето тяло, но не можем да бъдем сигурни кой от трибологичните механизми и в каква степен се е отразил на резултатите. 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 (храна) при изтриването. Предложените дефиниции позволяват да се постигне точност при дискутиране на износоустойчивостта на различните материали, поставени при различни условия – в зоната на директен оклузален контакт или в свободната от контакт зона на дъвкателната повърхност, както и при подлагане на тестове, използващи различни механизми на изтриване. Ясно е, че при задълбочен анализ на връзката на тези фактори с износоустойчивостта на материалите, използването единствено на термини като атриция, абразия или ерозия не е достатъчно.

6.2. 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. Въпросните параметри според DeLong трябва да бъдат съответстващи на клиниката, измерими в лабораторни и клинични условия, и точни (52). Най-важните параметри, които трябва да се възпроизвеждат, са силата, силовият профил, контактното време и плъзгащото движение (83).

А. Силов профил

Силовият профил представлява изменението на силата във времето. Тази характеристика на дъвкателните симулатори се разглежда най-напред, защото начинът, по който се изменя силата по време на дъвкателната симулация и как конструкционно се постига това, в голяма степен определят работата на различните устройства, както и вида на действащите механизми на изтриването.

Роля на оклузията

Изтриването е контактен феномен. Зъбите влизат в контакт с езика и бузите, с четка, паста и други средства за устна хигиена, но основното триене възниква при контакт със зъбите антагонисти. Ето защо оклузията може да се разглежда като свързващо звено между клиниката и разглежданите понятия като сили, силови профили, механизми на изтриването.

Темата за ролята на оклузията върху изтриването беше засегната неколкократно в настоящия научен труд. Ето няколко примера за това:

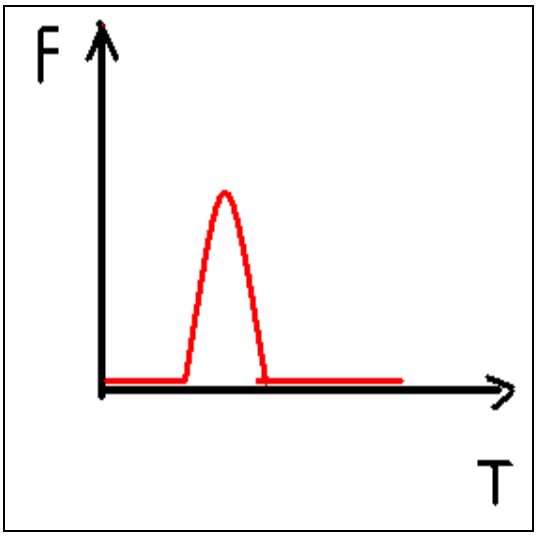
– ЗОК-изтриването е няколко пъти по-голямо от СКОЗ-изтриването

– При изследване на СКОЗ-изтриването резултатите варират в пъти според разстоянието, което остава между движещите се повърхности – т.е в рамките на един и същ зъб изтриването е различно според различното разстояние до антагониста.

– Изтриването се увеличава 8 пъти, когато към движението на отваряне и спускане на антагониста се добави и движение на плъзгане – т.е. това колко бързо ще се раздалечават зъбите след достигане на ЦО ще има съществено отражение върху изтриването на съзъбието.

В литературния обзор вече бяха представени значителните разминавания между функционалната и гнатологичната концепция по отношение на разпределението на междузъбните контакти при движение на челюстите. Установяването на фактите по този въпрос се оказа от основно значение за настоящия научен труд поради необходимостта от предварително изясняване на важни параметри на устройството, като желания силов профил например, от който зависи и цялата механична концепция на дъвкателния симулатор.

Ако дъвкателният симулатор се конструира така че да възпроизвежда натоварване на дъвкателен зъб съобразно описаната концепция на Peter Dawson, то изменението на силата във времето (силовия профил) би следвало да изглежда приблизително по начина, представен на фиг. 22.



Фиг. 22. Изменение на силата като функция на времето при дъвкателен зъб, необходим за отбелязване на оклузални контакти съобразно с концепцията на Peter Dawson

Ако се цели при всички движения на долната челюст, върху долната и горната челюст върху дъвкателните зъби да се отбелязват „точки", както съветва Peter Dawson, пикът на силата трябва да настъпва много бързо и веднага след него да следва срив в стойностите на силата на натоварване. Всяка леко скосена или хоризонтална част на графиката на силовия профил при странично движещата се при дъвчене долна челюст би отбелязала линия вместо точка при маркиране с артикулационна хартия. Оклузална схема с точкови контакти по време на артикуация на практика изключва извършването на каквито и да било стриващи движения между зъбите антагонисти (те биха се отбелязали не като точки, а като чертички).

Ако бъде предпочетена концепцията на Le Gall и Lauret, то симулаторът би трябвало да бъде така замислен, че силовият му профил да съдържа рязко увеличаване на силата до относително невисоки стойности (пресъздаващо удара при първия контакт между антагонистите), последвано от постепенно увеличаване на силата (пресъздаващо плъзгането при приближаване да 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 (при cycle-out), и след това рязък спад на силата (разделянето на зъбите). Примерен силов профил съобразен с функционалната концепция на Le Gall е представена на фиг. 23.

Фиг. 23. Примерен изглед на силов профил, съобразен с етапите на дъвкателния цикъл, описан от Le Gall и Lauret

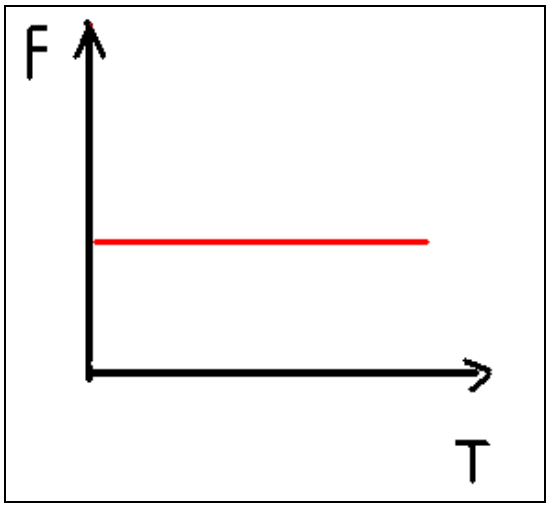
Представената графика значително се различава от тази, съобразена с гнатологичните концепции. Мнението ни е, че причината за тези съществени разминавания в концепциите не е грешка в някоя от двете теории, а различното естество на движенията – центробежно (Dawson) и центростремително (според Le Gall и Lauret (128). Смятаме, че в едно и също съзъбие (както се установява и на фиг. 4) при латеротрузивно (центробежно) движение може да се наблюдава дезоклудиране на всички странични зъби (фиг. 4 А), а при дъвкателно движение (центростремително) същите зъби са в контакт (фиг. 4 Б). Ето защо считаме, че за всяка предлагана оклузална схема е важно добре да се отдиференцира при какво движение са отбелязани оклузалните контакти, а този момент често не се коментира. Тъй като целта на настоящия труд е създаване на дъвкателен симулатор и съответно пресъздаване в лабораторни условия на дъвкателен процес, логично бе

възприета концепцията, описваща оклузалните контакти и силовия профил при центростремителните движения на дъвкателния цикъл.

Интересно е в тази връзка да се анализира силовият профил на някои от най-известните съществуващи дъвкателни симулатори в света.

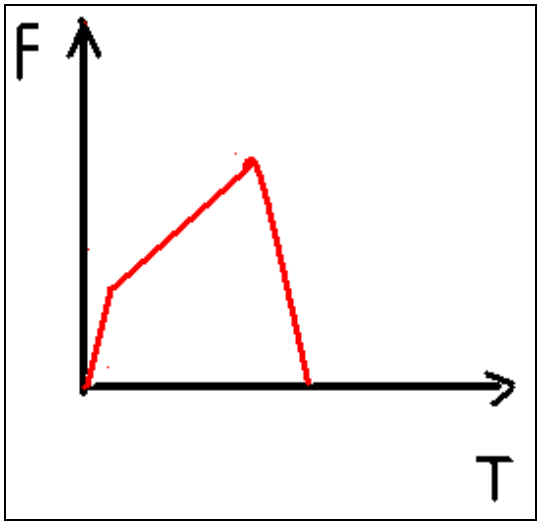
Анализ на силовите профили при съществуващите симулатори

Ако бъдат анализирани описаните в денталната литература дъвкателни симулатори, се установява, че при много от тях изобщо не е заложена промяна на силата по време на циклите на изпитание. 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. 24.



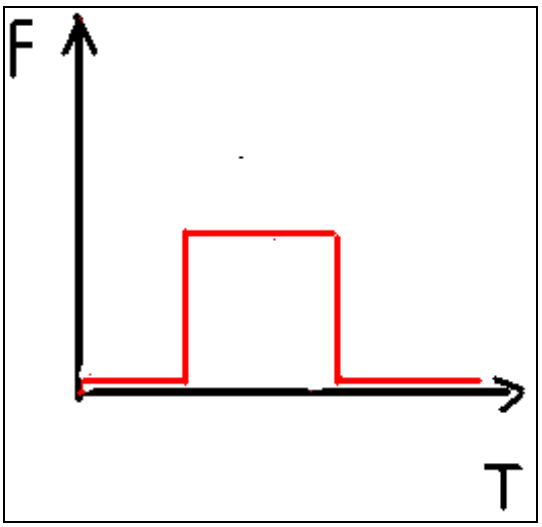
Фиг. 24. Силов профил при някои от съществуващите дъвкателни симулатори – силата е постоянна и не се променя по време на експеримента

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). Принципна диаграма на силовият профил на машината е представена на фиг. 25. 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. 25. Силов профил при някои дъвкателни симулатори, позволяващи промяна на силата по време на изпитателния цикъл (подобен е цикълът при симулатора на университета в Орегон – OHSU)

Един от най-често цитираните автори в областта на ин витро изследванията на изтриването на денталните материали – Heintze, изтъква, че някои от съществуващите дъвкателни симулатори не могат да пресъздадат прогресивното нарастване на силата от първоначалния контакт към позицията на централна оклузия (83). Смятаме, че този недостатък се дължи на факта, че силите при дъвчене се генерират от тежести. С тежести работят например симулаторът на Мюнхенския университет (MUNICH), както и симулаторът, създаден и наречен на фирмата IVOCLAR. Силовият профил на натоварване с една тежест в тези устройства теоретично би следвало да изглежда като диаграмата на фиг. 26):



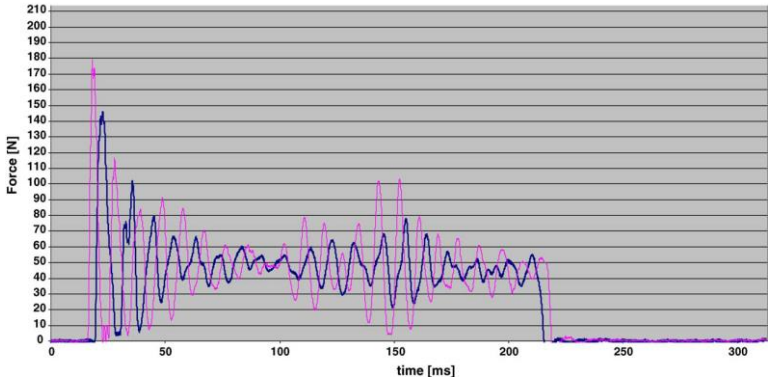
Фиг. 26. Примерен силов профил при дъвкателен симулатор, работещ с тежест*и*

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 9600 Hz силов сензор разкрива действителната картина на силовото натоварване на образец, натоварен със сила между 48 и 52 N (83) (фиг. 27).



Фиг. 27. 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 (83)

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

На фиг. 27 се установява, че силовото натоварване наподобява по-скоро ефекта на „тупкаща топка“ и се различава значително от силовите профили, установени при дъвкателен процес. Изследваните симулатори не само не възпроизвеждат прогресивното увеличаване на силата от първия контакт към позиция на ЦО, но и при зададено натоварване от 48–52 N, моментната сила варира между 5 и 170 (респективно до 140 при симулатора на Ivoclar). Това означава, че само в малка част от случаите моментната сила отговаря на тази, която е зададена в устройството. Друг недостатък от дъвкателен симулатор, използващ при натоварването тежести, са силните вибрации, които неизменно се получават всеки път, когато кривата променя посоката си.

Функционална или гнатологична концепция

Описаното противоречие между концепциите на гнатологичната школа и схващанията на функционалната оклузодонтия представлява сериозна дилема, пряко засягаща работата на дъвкателния симулатор представен в изследването. За разлика от концепциите на Dawson, научният труд на Le Gall и Lauret не се познава

достатъчно в англоезичните държави и като цяло е значително по-малко известна. Тяхната функционална концепция оспорва някои основни постулати, наложени в оклузодонтията от десетилетия насам. От друга страна, тя е много популярна във френскоезичния свят и вече е част от лекционния курс по оклузодонтия на водещи университети във Франция. Наличието на една толкова сериозна теория (буквално преобръщаща представите ни за артикулационните контакти) **не може да не бъде взета под внимание** и да бъде пренебрегната с лека ръка, когато се залагат параметрите на дъвкателния цикъл в устройството. От чисто практическа гледна точка при конструирането на симулатора дилемата изглежда така **– дали да бъде приложено или не силово натоварване след позицията на ЦО върху образците за изследването**. Подобен въпрос не е дискутиран никъде в публикациите, посветени на ин витро дъвкателното симулиране (доколкото е известно на автора на настоящия труд), въпреки че много автори отчитат значението на оклузията като фактор, който оказва влияние на процеса на изтриване. Нещо повече – поради липса на дискусия по този проблем в литературата, повечето изследователи не акцентират върху различните етапи на дъвкателния процес, което прави малкото налични изследвания трудни за интерпретиране. Липсват системни изследвания по проблема. Потърсено бе решение на тази дилема в няколко изследвания на силите, развивани по време на дъвчене, правени от екипи, независими от посочените автори, които считаме че съдържат отговор поставените въпроси.

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 (107). На примерната диаграма (вж. фиг. 5), 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. При по-меката храна дори се установява как вторият пик на силата е по-висок от първия (107). Подобно задържане на силата на висока стойност за близо 0,2 сек. (това е около 20% от цялата продължителност на дъвкателния цикъл) на това високо равнище при движеща се странично долна челюст при дъвчене може да бъде единствено свързана с плъзгателен междузъбен контакт така, както е описан във функционалната концепция.

Röhrle, 2007

Тук отново (както при изследването на дъвкателния процес, направено от Kohyama, и цитирано по-горе в текста, 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 (184).

Gibbs, 1982

Анализът на графиките (вж. фиг. 7) разкрива важна за нас информация относно дъвкателния цикъл (74). Външната линия при всяка от трите графики маркира крайните движения на ДЧ във фронталната равнина (известни като диаграма на Поселт). Вътрешната крива представя движенията във фронталната равнина на избрана точка от долен молар. Участъците, в които двете графики съвпадат, представляват зони на плъзгане на зъбите от горната и долна челюст, наречен от Lundeen и Gibbs „зъбно плъзгане" („tooth gliding"). Трябва да се отбележи също, че участъците на такова зъбно плъзгане се простират както вестибуларно, така и лингвално (палатинално) от върховата точка на движението – т.е. зъбите при дъвчене продължават да са в контакт дори след като позицията на ЦО е вече премината.

Lambrechts, 2006

От литературата е известно, че изтриването е няколко пъти по-голямо в зоните на непосредствени контакти между зъбите антагонисти, в сравнение със зоните от оклузалната повърхност свободни от контакт. Използваната от екипа на Lambrechts технология позволява визуализирането на изтриването на оклузалната повърхност (121). Логично е да се предположи, че зоните с най-голямо изтриване са именно зоните на контакт. (с червено на фиг. 8). Най-голямото изтриване обаче, се наблюдава по най-силно изпъкналите части на обтурацията – триъгълните ръбове на всеки от туберкулите. Прави впечатление, че зоните на най-голямо изтриване – зоните на артикулационните контакти, са линейни (не точковидни, както са оклузалните контакти) и са симетрично разположени от двете страни на централната фисура. Според представите на класическата оклузодонтия, динамични контакти медиално от позицията на централна оклузия не би следвало да съществуват. Тук обаче изтриването изглежда равномерно и разположено и от двете страни (вестибуларно и лингвално) на централната фисура. Друг факт, който

се нуждае от дискусия, е стойността на изтриването. Ако тези резултати бъдат сравнени с получените при ин витро изследвания, се установява, че тук стойностите са няколко пъти по-високи – едва ли ще се намери ин витро изследване, получаващо ЗОК-изтриване за еквивалента на 3 и дори на 5-годишен период, което да достига 300-400 μm. Стойностите на изтриване на естествения емайл и съответно на възстановителните материали се прима за нормално в рамките 20-40 μm /година.

Soederholm, 2001

Това, което изненадва в това изследване е, че при сравняване на местата на изтриването с контактите, отбелязани с артикулационна хартия, **зоните на максимално изтриване не съвпадат със зоната на оклузален контакт при централна оклузия** (209). Изтриване се наблюдава в най-голяма степен върху най-изпъкналите части на триъгълните ръбове от двете страни на централната фисура (така, както артикулационните контакти са показани от Льо Гал – виж фиг. 3). Измерванията са били първоначално провеждани в зоните на оклузалните контактни върху емайл, оклузалните контакти – върху композит и върху композитни повърхности, свободни от оклузален контакт. Авторите на изследването обаче съобщават, че с напредване на изследването много от контактните повърхности са изчезнали поради изтриване на композита и се е наложило данни да бъдат представени само за свободните от контакт зони на оклузалната повърхност. Получава се парадокс – най-голямото изтриване не е разположено в първоначално установените зони на оклузален контакт. Това може да се дължи на описаното от авторите „изчезване" на оклузалните контакти с времето или изместването на зоните на контакт. Друго възможно обяснение е несъответствието между зоните на контакт при статична и динамична оклузия. Според концепцията на Le Gall, би следвало да се очаква голямо изтриване по цялото продължение на областите, участващи в зъбното водене, маркирани в червено на фиг. 3). Такова впечатление остава поради малко достъпните съществуващи възможности за сверяване на данните, свързани с тази теория, с данните от клинично установената изтриваемост на материалите. Разбира се, необходими са още много изследвания, за да може една такава фундаментална теория да се потвърди. Ако това обаче стане, 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

Важен параметър при работата на един дъвкателен симулатор с пряко отражение върху опитните резултати е максималната сила, достигана по време на експерименталния цикъл. Съществуват множество доказателства за това, че силата при дъвчене значително влияе върху изтриването (67).

Максимална сила и сили при дъвчене

Максималната дъвкателна сила е обект на изследвания от десетилетия насам, но многото събрани данни имат малко отношение към силите, развивани по време на дъвчене, които са с пъти по-малки. Anderson (цитиран от Lasserre (125) посочва, че докато максималното аксиално натоварване е между 100–150 N, то през повечето време дъвкателните сили не надвишават 10 N. Woelfl в известната си монография, посветена на анатомията и физиологията на дъвкателния апарат, цитира публикация, докладваща най-голямата регистрирана максимална мускулна сила – 975 паунда (над 4416 N), докато по време на дъвчене силите варират между 0,5 и 33 паунда (2,21–146 N) (231). Установено е, че силата на дъвчене може значително да варира и се влияе от фактори, като възраст, пол (99, 201), твърдост на храната и размер на хапката (170). Kiliaridis установява, че дъвкателна сила при втория премолар при пациенти с клинични белези на оклузално изтриване, помолени да стискат „като при дъвчене", е между 55–340 N за мъже и 20–220 N за жени, докато максималната дъвкателна сила е съответно 270–980 и 140–980 N (104). Изследвания на Helkimo и Carlsson (цитирани от Lasserre (125) установяват, че силите, използвани при дъвчене, са по-големи при индивиди с бруксизъм, а при пациенти с частични или с тотални протези намаляват съответно с 50 и 75%. Видът на храната също влияе върху използваните сили (25) (цитиран от Анастасов (2).

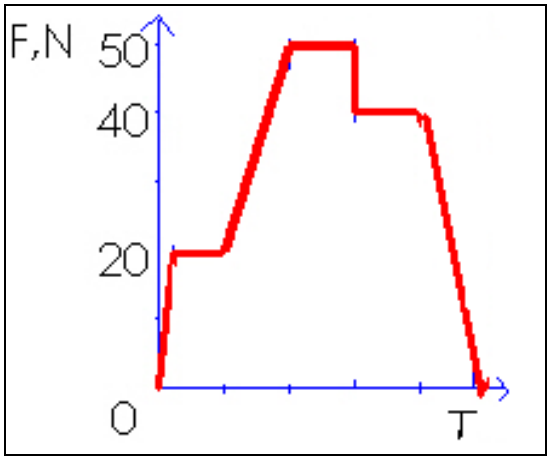
Едно от малкото налични в литературата изследвания, предлагащо подробни инструментални изследвания на различни характеристики на дъвкателния процес, е това на Kohyama (106). Авторът измерва силите, развивани по време на дъвчене на различни храни, използвайки многоточков плосък сензор. При дъвченето на варени картофи например, авторът установява сила от порядъка на 20 N, при дъвчене на хляб – от порядъка на 60 N, а при дъвчене на сурови моркови – 100–120 N. Пиковите сили, посочени в същото изследване, в областта на моларите са между 100–140 N, а при резците – между 25 и 45 N. Авторите изтъкват, че това усилие,

разпределено на отделните зъби, предизвиква силов импулс от 20–30 N при моларите и 6–11 N при резците.

Максимални сили, развивани при работа от съществуващите дъвкателни симулатори

За да бъде установено при какви стойности на силите работят други създадени в различни страни на света дъвкателни симулатори, беше направен задълбочен анализ на много проучвания, отразени в различни литературни източници. Създадената през 2001 година техническа спецификация на ISO включва техническите характеристики на някои от най-често цитираните в науката устройства за симулиране на изтриването посредством контакт две и три тела. Ако параметрите на работа на тези устройства бъдат анализирани, ще стане видно голямото разнообразие на прилаганите сили.

От посочените данни в различните изследвания става ясно, че силите по време на дъвчене могат да показват значителни индивидуални вариации. 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% (ако се включат и някои от устройствата, които нямат ISO сертификат, тази разлика ще бъде още по-драстична. Явно е, че не съществува стойност на максималната сила при дъвчене, около която изследователите да се обединяват. Каквато и сила да бъде заложена в дъвкателния симулатор, със сигурност параметрите ще се доближат до показателите при дъвчене на една група пациенти и ще се отдалечат от силите, развивани от други групи пациенти. В този контекст логично решение е да се възприемат стойности, близки до средните, използвани при други дъвкателни симулатори. Също така е уместно да се използват сили, които вече се срещат при други устройства, за да се даде възможност за сравняване на получените резултати. Съобразявайки се с вече установения силов профил, принципно представен на фиг. 6, бе съставена следната диаграма за работата на дъвкателния симулатор (фиг. 28).



Фиг. 28. Избрани стойности на максималната и междинните сили при симулиране на дъвкателен цикъл, отнесени към предпочитания силов профил на устройството

Ето защо в началото на движението, след първоначалния контакт на образеца и антагониста, бе заложен участък, в който силите да са 20 N. Тази стойност е идентична със заложената в началото на трасето на симулатора на университета в Орегон – OHSU, и близка до стойността, използвана 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) (106). Според Condon (35) при натоварване 20 N и изкуствена хранителна среда се създават условия устройството много точно да възпроизвежда механизма на изтриване три тела (абразия), както и изтриването в свободните от контакт зони. Според Heintze (83) изтриването в СКОЗ е идентично на това на обтурациите 5-ти клас, т.е. в тази зона се очаква изтриването ин витро в симулатора да даде данни, сходни с тези за изтриването на 5-ти клас обтурации, както и за изтриването на дъвкателната повърхност в СКОЗ.

След това силите постепенно трябва да се увеличат, за да достигнат до своя максимум, което да съответства на натоварването в позиция на централна оклузия. За максимално натоварване в позиция на ЦО бе решено силата да достига до 50 N. Сходна на тази стойност е заложена в симулатора на университета в Цюрих (49 N). При изследване на дъвченето посредством метода на звуковата трансмисия Gibbs и

кол. (73) докладват, че 50 N може да се приеме като средна стойност на дъвкателната сила по време на дъвчене при пациенти, които не страдат от бруксизъм. Същата стойност се приема като физиологична дъвкателна сила и от Bates (23, 32, 103, 110). Избраната от екипа на настоящото изследване максимална сила е по-малка от тази, използвана от дъвкателните симулатори от Алабама (UAB) – 75 N, и от университетите 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.

След достигането на максималното натоварване (съответстващо на позицията на ЦО) силата започва да спада. Профилите на силите, установени при изследване с различни технологични средства на нормално физиологично дъвчене, показват, че след върховата стойност силата най-напред намалява плавно, задържа се на относително високи стойности за около 0,1–0,2 секунди и едва след това започва стръмното й спадане. За този участък (оклузално натоварване след позиция на ЦО) бе решено силата да бъде намалена от 50 на 40 N, да се задържи на тази стойност няколко десети от секундата (точната продължителност зависи от честота на дъвчене), след което рязко да спадне.

Контактно време

Времето, за което изпитваният материал и антагонистът се намират в контакт, се определя от много автори като един от факторите, влияещи в най-голяма степен на износването на ТЗТ и на денталните материали. По този въпрос противоречията са значително по-малко отколкото при дискутираните по-нагоре в текста въпроси. Lundeen и Gibbs (74) посочват, че средната продължителност на оклузалната фаза е 194 ms. Ogawa (162) смята, че оклузалният контакт трае 0,12 и 0,16 секунди при индивиди с различни дъвкателни стереотипи. Heintze препоръчва контактното време да бъде между 0,400 и 0,600 милисекунди, което се подкрепя от изследванията на Schindler (194) и Kohyama (106).

И тук, както и по отношение на максималната сила, се наблюдават значителни разлики в стойностите – над 5 пъти. Времето, за което зъбите са в контакт, зависи също от скоростта на дъвчене и от продължителността на един дъвкателен цикъл. Решение по този въпрос отново бе да се потърсят 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

При дъвкателния акт след приключването на оклузалната фаза следва раздалечаване на зъбите антагонисти, което позволява навлизането на нова хранителна хапка между оклузалните повърхности. Пред конструкцията на оралния симулатор бе поставено изискването да бъде снабден със съответен повдигащ механизъм. Това би позволило навлизане на нови „хранителни частици" между триещите се повърхности, както и възможност за очистване от частиците, отделени при процеса на изтриването, които иначе биха могли да променят водещия механизъм на изтриването и съответно да повлияят на резултатите.

Антагонисти

Въпросът за избора на антагонисти за ин витро изследванията се дискутира от десетилетия. Логично най-добрият и близък до естествените условия антагонист изглежда емайловият туберкул. За съжаление обаче, туберкулите на естествените зъби варират значително по отношение на анатомична форма, минерализация, твърдост, дебелина на апризматичния слой (83, 195), което води до съществени вариации в резултатите. Различни решения са били предлагани – антагонисти от метал, хидроксилапатит, говежди емайл, човешки емайл (116). Някои автори препоръчват използването на стеатит (65, 117, 222, 223), докато други смятат, че той не е подходящ заместител (36, 116). В една интересно изследване, публикувано през 1999 г., екип от университета в Женева опитва да стандартизира по форма естествените емайлови туберкули с цел да се намалят стандартните отклонения при резултатите. Най-напред с прецизен профилометър се установява формата на палатиналните туберкули на горни трети молари, измерено в три различни равнини. След това туберкули от екстрахирани зъби се изпиляват до постигане на желаната форма. Антагонистите се поставят в ин витро дъвкателен симулатор и резултатите се сравняват с тези, постигнати при същите условия и материали, при използване на нестандартизиран емайл. Резултатите показват, че стандартизацията на формата на емайловите антагонисти не само не довежда до намаляване на вариациите в резултатите, но и значително ги увеличава.

Протоколът за подготовка на антагонисти е различен при изпитваните устройства. Мюнхенският симулатор използва сферични антагонисти от материала Degusit (диалуминиев триоксид) с диаметър 5 мм и двупосочно плъзгане в продължение на 8 мм при 50 N вертикално натоварване; Амстердамското устройство ACTA използва наредени върху колело плочки от изпитваните материали, въртящи се в изкуствена хранителна среда срещу стоманено колело, без

реално да влизат в контакт при вертикално усилие от 15 N; Симулаторът от Цюрих използва необработени, сходно изглеждащи емайлови антагонисти и 49 N натоварване; Симулаторът на фирмата Ivoclar Vivadent използва антагонист от глазирана керамика IPS Empress с конична форма и диаметър 2,36 мм при 50 N натоварване; симулаторът от Орегон OHSU използва стандартизиран емайл, обработен като част от сфера с диаметър 10 мм. Резултатите, както в стойностите на изтриването, така и в подреждането на материалите по тяхната износоустойчивост варират значително (83). Heintze изтъква, че една от възможните причини за тези разлики са различният начин и материали за подготвянето на антагонистите. Авторът цитира резултатите на няколко ин витро изследвания, използващи като антагонист стандартизиран антагонист от IPS Empress керамичен материал.

Други автори също използват за антагонист различни видове керамики. Lasserre използва фабрично стандартизирани перли от диалуминиев триоксид при ин витро изпитвания на дентални материали (125). Предимствата на този подход е относително ниският коефициент на вариациите в резултатите поради стандартната форма, твърдостта и значително по-малкото необходимо време за подготовка на антагонистите.

Изискването към конструкцията на устройството бе да бъде създадена възможност за изпитания с богата гама от антагонисти както по отношение на материала, така и по отношение на форма. Дъвкателният симулатор трябва да е способен да работи със: зъбни туберкули (и/или цели зъби), които да могат да бъдат както стандартизирани, така и необработени, сфери от керамични материали със стандартни размери и свойства, четка за зъби (една допълнителна възможност за изследвания върху същото устройство. Това изисква в конструкцията да се заложи специален държач на антагонистите, който да бъде сменяем.

Гъвкавост

Едно от основните изисквания към инженерния екип беше устройството да дава максимална възможност за бърза промяна на някои от основните параметри – максимална сила; силов профил; среда: изкуствена хранителна среда/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. В духа на новите технологии като Т-скан и множеството нови изследвания на дъвкателния процес подобно гъвкаво устройство дъвкателния симулатор би дало възможност да се съобрази работния процес с последните новости от изследванията на процеса на дъвчене, без да се налага генерална промяна в конструкцията.

Конструкционно решение за начина на генериране на динамичната дъвкателната сила

Преобладаващата част от съществуващите дъвкателни симулатори генерират силите, използвани при работата им посредством тежести (Willitec, Ivoclar, ACTA, UVSB2). От направения в настоящото изследване анализ стана ясно, че тежестите генерират силов профил, различен от търсения от нас (съответно различен от този при дъвчене). Друг недостатък е, че работещите с тежести устройства имат една или максимум две стойности на прилаганата сила по време на един дъвкателен цикъл. Възможностите за изпълнение на по-сложни и динамични силови криви при това конструкционно решение са много по-ограничени.

Съществуват и други начини за генериране на дъвкателна сила. При симулатора на университета в Орегон (OHSU) например, това става посредством пружини. Това конструкционно решение дава възможности за прилагане на повече и по-разнообразни сили. Недостатък обаче е възможността пружината по време на работа да промени своите качества и оттук и необходимостта за системно калибриране.

Допълнителни възможности на дъвкателния симулатор

Касае се за допълнителни възможности на дъвкателния симулатор, целящи да улеснят работата с него. От досегашния опит на авторския екип, придобит при предишен проект във Франция и работа със симулатора на университета в Бордо, бе решено в конструкционните изисквания да бъдат включени и няколко допълнителни възможности на устройството. Такива са например: брояч на циклите и устройство за предварително програмиране на броя работни цикли на експеримента.

Въпросът за това дали има нужда от създаване на нов вид дъвкателен симулатор е вече поставян в литературата. Подобни устройства се конструират от преди десетилетия в различни държави, а днес дори някои устройства са достъпни

за купуване по интернет от разработилите ги фирми. Някои от най-често цитираните в науката дъвкателни симулатори датират от 80-те години и днес екипите, работещи с тях, притежават вече близо 30-годишен опит и стотици публикации.

Въпросът за смисъла от разработване на нови дъвкателни симулатори е поставен дори в заглавието на статия от преди няколко години на един от водещите учени в тази област Jack Ferracane (68). Отговорът, който той дава, е, че нови устройства е необходимо винаги да има, стига те да позволяват изолираното изучаване на механизмите на изтриване. Големият интерес на учените за повече информация в научната литература към изтриваемостта също е свидетелство за тази нужда. Близо 10% от всички публикации, засягащи денталните композити за последните десет години, са посветени на проблема с износоустойчивостта (68).

Разработеният в настоящото изследване дъвкателен симулатор постига много повече от това да дава възможност за изолирано сравнение на механизмите на изтриване. След десетилетия работа върху проблема от много изследователски колективи, резултатите от изследванията показват, че представеното устройство е първото, пригодено да симулира динамичната силова крива, и е модел, базиран на функционалната оклузална концепция и на натоварването при дъвчене.

6.3. Обсъждане на резултатите по задача 3. Създаденият дъвкателен симулатор да бъде подложен на апробация и резултатите да се сравнят с тези, получени с други методи и устройства.

6.3.1. 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.

Да се започне най-напред с изследванията на вариациите за отделните позиции по оста Y за различните материали бе с цел да се отговори на въпроса на кои от данните на определени позиции можем да се доверим и къде вариациите са прекалено големи и стойностите не трябва да се вземат предвид при последваща статистическа обработка. Установено бе, че пиковите стойности на вариациите се срещат в повечето случаи при позиция y=7,5 и y=0,5 и y=8 (на местата, където трасето е било по-дълго и тази стойност е отчитана).

Причината за тези високи вариации е в начина на калиброване 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). По този начин е възможно да се получи така, че началото на дъвкателния цикъл да е леко разместено в хоризонтална посока по оста Y за четирите гнезда. Логично е при това положение вариациите в крайните точки да са значителни. След обсъждане на това наблюдение с инженерите – технически изпълнители на устройството, достигнахме до заключение, че въпросните вариации могат значително да се намалят, ако при бъдещи изследвания се създаде допълнително устройство, затварящо при контакт между антагонист и образец слаботокова електрическа верига с включване на звънец или на светлинен индикатор. Въвеждането на подобна прецизната настройка може да бъде обект на бъдещи подобрения на устройството и на методиката на изследване с него.

Тъй като причината за тези вариации в крайните точки на трасето не са свързани със свойствата на материалите, а вземането им под внимание би могло да промени осреднените стойности на изтриването, бе взето решение това да не се прави за тези позиции.

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 важно от практическа гледна точка. Heintze анализира множество изследвания ин виво и съобщава за коефициент на вариациите в резултатите 30–50% (83). В публикацията авторът представя данни за коефициентите на вариациите в опитните резултати на 5-те най-често цитирани в литературата дъвкателни симулатори (Zurich, Munich, OHSU, ACTA, Ivoclar). Коефициентите на вариации в резултатите на тези устройства са между 28–40%. Важно е да се подчертае, че тези вариации са валидни за крайните резултати от изтриване 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), където, както вече казахме, наблюдаваме най-големи вариации, 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%.

Когато тази стойност се сравни с вариациите, наблюдавани в резултатите от работата на дъвкателния симулатор, 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 (изтриване две тела съобразно с предложената от нас класификация). Ако тези данни бъдат сравнени с тези, получени при изследване на материала Herculite HRV при симулация две тела (без използване на изкуствена хранителна среда), ще бъде установено, че получените в настоящото изследване данни са с по-ниски вариации дори от тези, получени при метода на изследване на Ivoclar (данните за вариациите в резултатите на Herculite HRV при изследване две тела са представени в табл. 2 в приложение 3). При добавянето на трето тяло (изкуствена хранителна среда) в системата процентът на вариациите се покачва. Това може да бъде обяснено с възможността за изпарение на водата и промяната на консистенцията на хранителната среда по време на експеримента. Създаването на среда с контролирана температура и влажност би могло да бъде бъдеща възможност за усъвършенстване на дъвкателния симулатор. Дори увеличеният процент на вариациите при изтриване три тела в преобладаващата част от случаите се вписва в цитираната от Heintze рамка 25–40%, която, както бе посочено, се отнася за най-известните дъвкателни симулатори в света. Процентът на вариации на резултатите в настоящите експерименти с изтриване 2 тела (среда от дестилирана вода) е в почти всички позиции по-нисък от показания от същия автор най-нисък процент (12,5% за симулатора IVOCLAR).

От тези данни може да се направи заключение, че създаденият от авторския екип дъвкателен симулатор е способен да предоставя данни за износоустойчивостта на денталните материали, които да са надеждни и възпроизводими, и с коефициент на вариации в резултатите между отделните експерименти, сравними с най-добрите известни в научната литература устройства.

6.3.2. 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.

6.3.3. 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, получените резултати и критериите за тяхната оценка. Основната разлика се състои в обектите за сравняване.

Разработеният в настоящото изследване дъвкателен симулатор притежава четири гнезда (1–4), в които паралелно могат да протичат експерименти. Така с едно-единствено стартиране (пускане) на устройството могат да се получат четири експериментални трасета (по едно за всяко гнездо). При подготовката за следващо пускане на симулатора шейната, съдържаща образците, се плъзга настрани, перпендикулярно на оста на движението на антагониста на точно определено разстояние. Така при повторното пускане на устройството се получават нови четири трасета, разположени успоредно на предишните. 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. Една от целите на изследването е да се определи доколко сходни са процесите (и резултатите) в четирите гнезда (при едно и също пускане), както и какви са разликите между различните пускания и калибрования на машината. От конструкционна гледна точка процесите, протичащи в четирите гнезда, би трябвало да са аналогични. От механоинженерството е известно, че напълно аналогични процеси не съществуват. Задачата тук бе да се установи доколко това правило важи за представеното в изследването устройство.

Другата цел бе да се сравни доколко сходни са резултатите в четирите гнезда, сравнявани за всяка от позициите по Y (при едно и също „пускане” на машината), т.е. тук сравнението беше между едноименните позиции по Y в едноименни трасета на различните образци (например всички трасета номер 1 на четирите едновременно поставени образци).

Третата подзадача бе да се сравни доколко еднакви са резултатите при различните пускания на машината. Тъй като трасетата, направени върху един образец, са плод на различни „пускания" на машината, идеята тук бе да се сравни доколко се различават резултатите от различните експерименти (пускания) с предхождащата ги калибровка на машината, т.е. тук бяха сравнявани аналогичните позиции по Y за различните трасета на един образец.

Както вече бе установено в подзадача 1, добавянето на изкуствена хранителна среда увеличава вариациите в резултатите. Това се установява най-добре при сравнението на резултатите от изтриването в групите Herculite 3-body и Herculite 2-body. При тези групи както изследваният материал, така и настройките на машината са еднакви, така че увеличената вариабилност на резултатите може да бъде обяснена с влиянието на изкуствената хранителна среда. Целта е да бъдат изследвани посредством получените резултати свойствата на дъвкателния симулатор. 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). Голяма част от данните в литературата за други устройства, които могат да бъдат използвани за сравнение с тези получени в настоящото изследване, са получени също при изследвания проведени в среда на дестилирана вода. На таблици 12–17 в приложение 3 са представени резултатите за изтриването на материал Herculite в среда от дестилирана вода (2-body). Крайните позиции по Y бяха изключени по причини, дискутирани в предишната подзадача. Прави впечатление колко ниски са вариациите в резултатите. За трасета 3, 4, 5 и 6, представени на таблици 12–17 на приложение 3, коефициентите на вариациите за много от позициите са едноцифрени числа. Сравнявайки тези резултати с представяните за най-ниски стойности на вариациите в света, получени със симулатора на Ивоклар – 12,5% (83), отново доказва 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), представени в таблици 50–53 вкл., ще бъдат установени същите закономерности, както в подзадача 2. Ще бъдат изключени крайните стойности 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.

6.3.4. Обсъждане на резултатите по подзадача 4. Изследване на гнездата с най-големите стойности на изтриването.

Целта тук е да бъде установено дали поради някаква причина свързана с конструкцията на машината, най-високите резултати не се явяват системно в едно и също гнездо. Причината за подобно опасение дава едно скорошно изследване на Steiner**,** който сравнява с прецизни електронни индикатори различни параметри на процеса на изтриване при различните гнезда на WILLYTEC симулатора и установява сериозни разминавания в параметрите на натоварване и съответно резултатите, получени в еднакви от конструкционна гледна точка гнезда на машината (211).

В научната литература посветена на ин витро изследванията износоустойчивостта на материалите подобни сравнителни оценки на резултатите по гнезда на едно устройство са изключително редки. Някои подобни изследвания за някои от най-известните дъвкателни симулатори в света оставят впечатление, че този проблем съществува и при тях.

Сред някои от най-фрапантните находки е например пиковата сила на натоварване, която при зададени 100 N в едни гнезда достига до 121,2 N, а в други – до 159,4 N. При такава разлика е нормално да се очаква най-високите стойности на изтриването да се наблюдават системно в гнездото с най-високо натоварване. Heintze цитира изследване, установяващо 16% разлика в изтриването между камери 1 и 5 на същото устройство, за което авторът не намира конструкционно обяснение (83). 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. Анализирайки стойностите при определен материал, дори да остава впечатление, че пиковите стойности преобладават при определено гнездо, същото може да се каже за някое от съседните гнезда при следващия материал. Това показва, че опасението на авторския екип за по-високи

стойности на натоварване и на изтриване в определена позиция на устройството, както това се описва и наблюдава при други устройства, не се потвърждава.

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.

6.4. 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

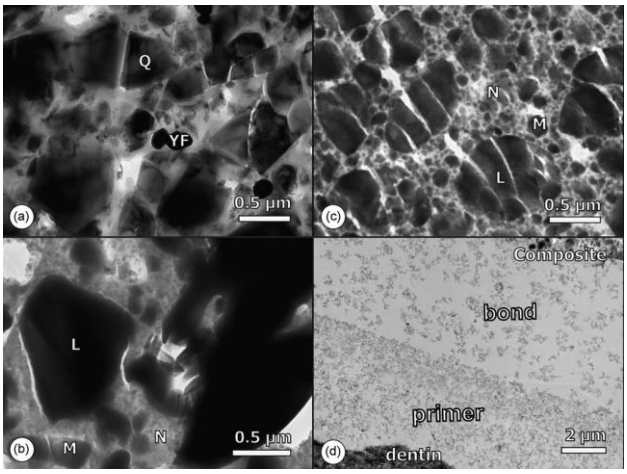
От възможните материали за изследване изборът на авторския екип се спря върху композиционните материали поради по-достъпния начин за изработване на опитни образци и натрупания личен опит от предишна съвместна работа с тези материали в чужбина. Бяха избрани някои отдавна известни и прилагани в практиката композиционни материали с цел сравняване на резултатите. Петте различни вида композиционни материали, включени в това изследване, са на практика на денталния пазар през различни десетилетия като представители на научните постижения в тази област – Herculite HRV, Heliomolar, Charisma, Filtek Silorane и Filtek Ultimate са представени на табл. 2 (Материал и методи). Образците от Herculite HRV бяха повече, тъй като половината бяха изследвани в изкуствена хранителна среда, а останалите в дестилирана вода.

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" (228), или като микрохибриди (съгласно класификацията на Lutz и Phillips – (139). Roulet смята, че като „микрохибриди" могат да се окачествят почти всички използвани в момента дентални композити и поради това терминът вече не носи информация за свойствата на материала (187). В табл. 2, където са систематизирани някои от характеристиките на използваните материали като микрохибрид, е посочен само Filtek Silorane, защото това е определението, което е дадено в техническата документация на продукта. Filtek Ultimate се определя от фирмата производител като микрохибриден универсален възстановителен материал (69).

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 2 кавитети (според **техническата документация на Филтек Силоран**) (239). От включените в настоящото изследване материали Filtek Silorane е също така вторият най-скоро въведен на пазара – през 2007 г., макар че могат да се намерят публикувани изследвания на свойствата му, датиращи от няколко години по-рано (224). Материалът притежава някои много специфични качества, които заслужават да бъдат споменати. Органичният матрикс на продукта се различава значително от класическите диметакрилатни съединения, използвани в състава на композиционните материали досега (bis-GMA и UDMA). Очевидни предимства са ниското му полимеризационно свиване (<1%), доказано по-малкият полимеризационен стрес върху туберкулите и стените на кавитета. Реакцията на полимеризацията при него не се влияе от кислорода. Високата му хидрофобност обаче е проблем от гледна точка на адхезията на композита към хидрофилните зъбни стени и налага използването му със специална адхезивна система (Silorane System Adhesive (SSA) – състояща се от праймер и бонд (239). Праймерът трябва да се полимеризира отделно, по което той прилича повече на едностъпков адхезив, отколкото на класически праймер (158). От друга страна обаче тази висока хидрофобност води до ред желани свойства като ниска разтворимост, ниска водна сорбция и химическа стабилност във водна среда (90).

Mine 2010 и кол. в сравнително изследване описват мнението си за структурата на Filtek Silorane, което може да обясни високата изтриваемост на композита (158). Според техническата документация на продукта Filtek Silorane е микрохибриден композит, съдържащ 76% неорганични пълнители, състоящи се от силанизирани частици кварц и итриев флуорид. Авторите показват разлики в ултраструктурата на Filtek Silorane и на други конвенционални микрохибридни композити (Clearfil AP-X и Filtek Z100). Процентът на напълване според тях при Filtek Silorane изглежда по-нисък, пълнежните му частици са с типична неправилна многоъгълна форма, докато другите композити са с по-заоблени частици (Clearfil AP-X) и дори сферични (Filtek Z100). И двата конвенционални композита, включени в изследването, показват ясно различими на TEM-микрографии три размера пълнителни частички – широки с диаметър 1 μm и повече, средни – с диаметър от около 0,1 μm и малки – с размер от нанопорядъка. При Filtek Silorane не само липсва нанофилен пълнител, но и не се забелязват и разлики в размерите на двата вида пълнители (фиг. 29) (158).



Фиг. 29. TEM фотомикрографии на Filtek Silorane; (b) Clerfil AP-X; (c) Filtek Z100; (d) двуслойна адхезивна система SSA, използвана с Filtek Silorane (по Mine (158)

На фиг. 29 Filtek Silorane, отбелязан с (a), създава впечатление за по-малко напълване в сравнение с другите два конвенционални микрохибридни композита (c) и (b). Двата пълнителя на Filtek Silorane са различими поради различната си проводимост на електрони – кварцът е по-електронопрозрачен с многоъгълни форми и заострени ъгли (размери 0,05–5 µm). Пълнителите от YF (итриев флуорид) имат по-слаба пропускливост за електроните и са със заоблени ъгли. По определение хибридните композиционни материали трябва да съдържат частици с разлика в размерите от поне десет пъти (един порядък). Разликата в размерите на пълнителите при другите два материала са ясно видими (L-за големите, M – за микрофилните, и N –за частици от нано- и близък до нано-порядъка). При Filtek Silorane подобна драстична разлика не се наблюдава (158).

В търсене на резултати от други проучвания за износоустойчивост на Filtek Silorane бе открито изследване на Hahnel (79). Авторът сравнява при изтриване две тела на 10 композитни материала, сред които и Filtek Silorane. В това изследване, също както в настоящото, материалът показва по-високо изтриване, сравнен с Heliomolar и Filtek Supreme. (Filtek Ultimate не е изследван.)

В техническата документация на Filtek Silorane се съдържа непубликувано вътрешно изследване на компанията 3M, направено с дъвкателния симулатор ACTA. Въпросният симулатор, както е отбелязано по-горе в текста, е може би най-често използваното устройство, когато авторите изследват изтриването в СКОЗ (механизъм абразия три тела). Сигурното е обаче, че абразия 3-тела далеч не е най-абразивният механизъм на изтриване, действащ върху големи обтурации клас 1 и 2, за каквито съгласно производителя е индициран този композитен 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. Фрактурите в зоните на маргиналните ръбове на възстановяванията (както вече беше споменато при описанието на материалите) е сериозен проблем при микрофилните материали, докато нанофилните композити притежават блясък и полируемост, превъзхождаща тази на микрофилните материали, а също така успоредно с това показват подобрени механични качества. За да се потвърди напълно това, разбира се, са необходими още изследвания (както ин витро, така и клинични).

Вторият материал, с получени най-добри резултати при условията на проведените изпитвания, е Herculite HRV. Въпреки много добрата износоустойчивост, която този композит показва при дългогодишни клинични 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 композите 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 (121). 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 (161). В част от публикуваните ин витро изследвания материалът показва изненадващо висока износоустойчивост, въпреки че е изпитван при условия на изтриване две тела (79, 84, 102). В някои тестове (84, 134) 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 (239). В литературата могат да се открият и сравнителни клинични изследвания, които установяват обратното – по-голяма изсносоустойчивост на Herculite спрямо Heliomolar (193). 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 (148). 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 предвид 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 (79). 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 (102).

Интересно беше да се направи сравнение между нашите резултати и тези на други изследователски екипи използващи други методики. Още в литературния

обзор бе обърнато внимание на съществуващите в литературата големи разминавания в стойностите на изтриването, получавано при различни ин витро и ин виво изпитванията. 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.

Важно е да се подчертае, че по-голямото изтриване на дадени материали не винаги е недостатък. Благодарение на по-високата си изтриваемост и „по-мекия начин на предаване на дъвкателното налягане“ някои видове материали са предпочитани в определени клинични ситуации. Например пластмаси с разнообразен химичен състав и свойства се използват отдавна за изработването на предварителни конструкции (4). В определени случаи (например при протезиране върху импланти) използването на пластмасови оклузални повърхности може да има предимства пред другите материали поради модула на еластичност на материала и предполагаемия по-благоприятен начин на предаване на дъвкателното налягане (5, 6).

7. З А К Л Ю Ч Е Н И Е

Задълбоченият анализ на данните от резултатите на настоящото проучване напълно отговаря на поставените цел и задачи – да бъде създадена и апробирана съвременна методика за изследване на износоустойчивостта на денталните материали, която да определя практическите насоки при възстановяване на оклузалните зъбни повърхности, и дава основание да бъде направено следното заключение:

По първа задача – при анализа на научната информация се откриват сериозни разминавания в терминологията и дефинициите на основни понятия, свързани с проблема за износоустойчивостта на денталните материали. За някои от най-често срещаните термини се откриват над 20 различни дефиниции, някои от които си противоречат и се изключват взаимно. За разрешаването на този проблем група учени предлагат в денталната медицина да се заимства терминологията, използвана в трибологията (науката за изтриването), но анализът на настоящото изследване показва, че това предложение не се подкрепя от по-голямата част от авторите. Въпреки че в последното десетилетие учените се обединяват около няколко определения, тези дефиниции търпят критики по няколко пункта. Становището на авторския екип на настоящия труд е застъпено в предложената от авторите класификация – за избягване на тези съществуващи от десетилетия противоречия е необходимо използваните термини да съдържат допълнение, прецизиращо понятието, към което се отнасят.

Във връзка с това могат да се направят следните констатации:

1. Дефинициите на най-често използваните термини в изследванията за износоустойчивост са многобройни и често взаимно изключващи се.

2. Необходимо е да се предложи класификация и терминология с ясно дефинирани значения на отделните понятия.

3. Най-често споменаваният термин във връзка с изследванията за износоустойчивост на денталните материали е „абразия”.

4. „Атриция” е сред най-често използваните термини. Тъй като този термин не е част от използваната от триболозите класификация, настоящото изследване нагледно доказва, че трибологичната терминология, предложена в денталната медицина от Mair не се възприема от повечето учени и изследователски екипи.

Терминът „атриция” следователно трябва да бъде част от една съвременна класификация на механизмите на зъбното изтриване.

5. Изтриване тип умора на материала и адхезивно изтриване са все по-често обект на научен интерес през последните години поради натрупаните доказателства относно ролята им в процеса на изтриване.

6. Само една много малка част от изследователите заменят термина „ерозия” с „корозия”, когато се дискутира изтриване, обусловено (или подпомогнато) от киселинно въздействие върху зъбната повърхност. Необходимо е намирането на нов термин, обозначаващ въпросния процес, който да избягва проблема с „двойното” наименование (ерозия според едни, корозия според други), който също така вече да се използва в научната литература и в този смисъл да се тълкува недвусмислено и да е разбираем за учените.

7. През последното десетилетие се наблюдава тенденция към уеднаквяване на дефинициите на основните процеси, свързани с изтриването. Тенденцията е да се обозначава като атриция изтриването, дължащо се на непосредствен междузъбен контакт, предизвикано от процес на абразия две тела и проявяващ се в зоната на оклузален контакт. Като абразия се обозначава изтриването, предизвикано от процеса абразия три тела, обикновено проявяващо се при дъвчене на абразивна храна (която служи като 3-то тяло) и определящо изтриването в свободните от контакт зони. Пълното отъждествяване на абразия и абразия три тела намираме за не съвсем коректно.

8. Две са основните критики, които могат да бъдат отправени към въпросната терминология и дефиниции, наложени през последните 10 години:

8.1. Използването на термина „абразия” се отнася само за един от видовете абразия, наблюдавани в устната кухина (абразията три тела). Това не е напълно коректно, защото явлението, обозначавано като атриция, също представлява по същество процес на абразия (абразия две тела).

8.2. Неяснота по това към какво точно се отнасят термините – дали описват механизъм, място, причина, физиологичност или степен на напредналост на процеса. Очевидното желание на авторите с един термин да означат всички тези явления и процеси води до неясноти и неточности. Директният междузъбен контакт например, освен абразия две тела предизвиква и изтриване от механизми на адхезия и умора. От някои от дефинициите не става ясно дали „атриция” означава само изтриване, предизвикано от абразия две тела или от сумарния ефект

на действие на всички феномени на изтриването, проявяващи се в зоната на оклузален контакт (адхезия, умора, три тела, две тела и трибохимични въздействия).

9. Авторите на настоящото изследване смятат, че ако термините съдържат уточнение относно това дали се отнасят към механизма или мястото на изтриването, описаните по-горе неясноти ще отпаднат.

За изпълнение на **втора задача** е направено проучване на наличните литературни данни във връзка с отделните физични параметри на дъвкателния цикъл. Бе установено, че нито един от известните съществуващи дъвкателни симулатори не възпроизвежда точно силовия профил на дъвченето. Причината за това вероятно се крие в опити за възпроизвеждане на общоприетия гнатологичен модел на оклузията, базиран на използването на ексцентрични (центробежни) движения, докато физиологичният дъвкателен цикъл е ориентиран центростремително. Поради различните мускулни групи, ангажирани с извършването на центростремителните и центробежните движения, съществуват значителни разминавания по отношение на дъвкателните контакти, на силовите профили и на индуцираните механизми на изтриване при двата типа движение. Задача на настоящия научен труд бе да се създаде дъвкателен симулатор базиран на центростремителния модел, тъй като (както беше установено) той отговаря на физиологията, на кинетиката и на начина на натоварване при дъвкателния процес. Бяха изведени желаните параметри, които трябва да характеризират работата на един дъвкателен симулатор, и бе създадено устройство, способно да работи съобразно с тях, и методика за изследване. Създаденото устройство беше способно да възпроизвежда силовите профили, характерни и за двете концепции, но именно възпроизвеждането на динамичното натоварване, характерно за физиологичния дъвкателен акт, е това, което прави уникални нашата методика и дъвкателен симулатор.

От проведеното аналитично изследване могат да бъдат направени **с**ледните констатации:

1. Силовите профили на съществуващите дъвкателни симулатори не възпроизвеждат всички етапи на силовия профил, наблюдаван при дъвчене. Използването на тежести като инженерно решение за генериране на дъвкателна сила не възпроизвежда прогресивно нарастване на силата към ЦО и води до профил, различен от физиологичния.

2. Оклузалните контакти при центробежните движения (протрузия и латеротрузия) се различават от тези при центростремителните движения при дъвченето. Дъвкателните симулатори би следвало да възпроизвеждат центростремителните движения с всички етапи на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл.

3. Желаните параметри на дъвкателния симулатор би трябвало да бъдат:

3.1. Силовият профил да съдържа всички етапи на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл (рязко увеличаване на силата до невисоки стойности при начален контакт, прогресивно увеличаване на силата до ЦО, задържане на силата и междузъбния контакт за около две десети от секундата след преминаването през ЦО, последвано от спадане на силата при раздалечаване на антагонистите).

3.2. Максималната и междинните сили е добре да бъдат така подбрани, че да са във физиологично установените граници на естествения процес, но също така да са близки до съответните стойности, използвани в други устройства с цел съпоставимост на данните.

3.3. Контактно време – в преобладаващата част от разгледаните изследвания за продължителност на един дъвкателен цикъл се приема средна стойност от 1 секунда. Честотата на работа на дъвкателния симулатор при това положение е 1 Hz. Продължителността на оклузалната фаза на дъвкателния цикъл при това положение би следвало да бъде малко по-малко от половината – т.е. около 450 милисекунди.

3.4. Дъвкателният симулатор да позволява раздалечаване на образците и антагониста след края на оклузалната фаза на цикъла, което да позволява навлизането на нова доза изкуствена хранителна среда – така, както това става при естествения дъвкателен процес.

3.5. Устройството да предлага конструкционно зададена възможност опитите да се провеждат в дестилирана вода и/или изкуствена хранителна среда за сравняване на ролята на различни механизми на изтриване.

3.6. Извършването на експериментите паралелно върху няколко образеца, разположени в няколко отделения, може значително да намали времето за провеждате на експеримента.

3.7. Антагонист. Тъй като в литературата при подобни ин витро изследвания се използват най-разнообразни антагонисти, машината трябва да притежава сменяем държател за антагонистите, където да могат да бъдат фиксирани най-различни по обработка и материал видове (стандартизиран или нестандартизиран

естествен емайл), стандартни перли от различни керамични материали (стеатит, дегузит, циркониев диоксид). Приставка за фиксиране на това място на глава на четка за зъби би отворила възможности за много допълнителни изследвания, свързани с абразивност на пасти за зъби.

3.8. Дъвкателният симулатор трябва да има устройство за измерване на броя извършени цикли и за предварително програмиране на броя на симулираните дъвкателни цикли за хода на един експеримент.

3.9. Дъвкателният симулатор трябва да има заложена възможност за промяна на дължината на плъзгане, както и за натоварване при фиксирано положение на образеца (циклично натоварване за измерване умората на материалите). Силовият профил на последното би бил сходен с този, съответстващ на предлаганата от гнатологичната школа оклузална схема.

3.10. Дъвкателният симулатор трябва да дава възможност за бързо пренастройване на устройството с промяна на различни параметри, като силов профил, максимални и междинни сили, дължина и посока на плъзгане и контактно време.

По **трета задача** бяха доказани възможностите на създаденото устройство да дава надеждни и възпроизводими резултати. Бяха проведени изследвания върху 5 различни композиционни материала в две различни експериментални среди: дестилирана вода за симулиране на изтриване две тела и изкуствена хранителна среда за симулиране на изтриване три тела. Бяха изработени 39 образеца, върху които бяха проведени 5-6 експериментални тестова с по 50 000 дъвкателни цикъла за всеки. Годните за изследване трасета бяха 226. Получените експериментални трасета бяха измерени в 10 сечения за всяко трасе, в три точки за всяко сечение. Общият брой измервания беше 4910. Получените резултати бяха обработени статистически, използвайки 6 различни статистически метода. Сравнителните изследвания са между отделните позиции на трасетата, между трасетата на един и същ образец и между едноименните гнезда на паралелно провеждащите се тестове. Анализът показа коефициент на вариации, вписващ се в рамката, определена от резултатите, получавани от някои от най-добрите и често цитирани в литературата устройства при относително подреждане на материалите по износоустойчивост отговарящо на установеното в други ин виво и ин витро изследвания.

Анализът на резултатите, получени за изпълнението на **трета задача,** позволява да бъдат направени следните констатации:

1. При сравняване на коефициента на вариации за всички позиции по У за един материал се установяват твърде големи стойности в крайните позиции на трасето – у=0,5; у=7,5; у=8 (на единични места и у=1 и у=7). Тези големи стойности вероятно се дължат на неедновременност на влизане в контакт на образеца и антагониста в четирите гнезда на машината. Тъй като тези резултати не се дължат на свойства на денталните материали, би следвало те да бъдат изключени от изследването.

2. В почти всички останали позиции коефициентът на вариации се вписва с границите на вариациите, давани от резултатите на най-често цитираните в литературата дъвкателни симулатори (20–40%).

3. Ако за сравнителен анализ се използват стойностите на групата Herculite 2-body (изследвани в среда от дестилирана вода, както и някои от цитираните в литературата устройства), ще бъде установено, че за анализираните позиции по Y стойностите почти навсякъде са под 12,5 % (резултатите на симулатора IVOCLAR), което е посочено в литературата като най-ниски вариации, постигани при този тип изследвания.

4. От проведените сравнителни изследвания на аналогичните точки от трасетата на паралелно провеждащи се експерименти, както и от сравнението между трасетата на един и същ образец (последователни експерименти) се установява коефициент на вариации, който е под или близък до цитираните по-горе цифри.

5. От проведените множество експерименти, измервания и анализи на събраните данни може да се заключи, че резултатите, получени посредством създадените дъвкателен симулатор и методика, са повторяеми, възпроизводими и с коефициент на вариации, сравним с най-добрите в света.

За изпълнение на **задача 4** бяха сравнени износоустойчивостта на композиционни материали от различни поколения, известни на пазара през различни десетилетия. Очакванията за това, че по-новите поколения материали ще бъдат и значително по-износоустойчиви, не се потвърдиха. Както най-износоустойчивият, така и материалът, показал най-голяма изтриваемост, са плод на разработки от последното десетилетие.

След анализа на данните, свързани с изпълнението на **задача 4**, могат да бъдат направени следните констатации:

1. Най-добра износоустойчивост между изследваните материали показва нанохибридният композит Filtek Ultimate.

2. Разликата между изтриваемостта на най-износоустойчивия материал – последно поколение нанохибрид (Filtek Ultimate), и тази на излезлия на пазара близо три десетилетия по-рано Herculite HRV при условията на представената в настоящото изследване методика показа стойности, статистически значими, но не твърде големи, както можеше да се очаква поради големия брой на изследванията.

3. Друг материал от последно поколение – Filtek Silorane, показа по-малка износоустойчивост в сравнение с композити, появили се на пазара преди няколко десетилетия (Charisma, Heliomolar, Herculite HRV).

4. От горното може да се заключи, че само по себе си това колко „нов" е един композиционен материал, не гарантира по-добрата му износоустойчивост. Клиницистите трябва да бъдат много добре информирани за свойствата на използваните продукти, за да могат да се ориентират по-добре в често взаимно противоречащите си научни изследвания.

5. Създаденият в настоящото изследване дъвкателен симулатор предоставя условия на динамично натоварване на изпитваните материали, различни от тези на други подобни машини. Въпреки това обаче, резултатите от проведените опити подреждат изпитваните материали по начин, съответстващ на данните, получени при тестове, проведени с други ин витро дъвкателни симулатори и на данните, получени при клинични изпитания.

8. И З В О Д И

От изпълнението на целта и задачите на настоящата работа могат да бъдат направени следните изводи:

1. В научната литература по проблемите на изтривамостта 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 физиологичен дъвкателен цикъл.

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

6. Проведените сравнителни изследвания на композиционни материали от различни поколения показаха, 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 беше от групата на нанохибридните композити.

9. Б И Б Л И О Г Р А Ф И Я

1. Ал-Шахуан, Х. Х. Р. Металокерамични протезни конструкции с оптимално моделирани оклузални повърхности. Канд. дисерт., Стоматологичен факултет – София, 1994.
2. Анастасов, И. Дентално материалознание, 2013.
3. Боянов, Б. Клиника на ортопедичната стоматология. Мед. и физк., С., 1973, 82.
4. Димова, М. Й. Предварителни конструкции в неснемаемото зъбопротезиране. Канд. дисерт., Стоматологичен факултет – София, 2003.
5. Йончева, И. Имплантати – коронки като предни зъби в ювенилна възраст. Канд. дисерт., Стоматологичен факултет – София, 2004.
6. Йорданов, Б. Имплантатно-протезна реставрация с мостови конструкции. (Изследвания в системата имплантати – естествени зъби – мостови протези). Канд. дисерт., Стоматологичен факултет – София, 2004.
7. Каменова, Ю. Оценка на корозионната устойчивост на стоматологичните сплави. Канд. дисерт., Стоматологичен факултет – София, 1993.
8. Пеев, Т. Диагностика и лечение на оклузалното зъбно изтриване. Дисерт., Стоматологичен факултет – София, 1993.
9. Филчев, А., Р. Ралев. Пропедевтика на протетичната стоматология. 2000.
10. Abe, Y., Y. Sato, T. Taji, Y. Akagava, P. Lambrechts, G. Vanherle. An in vitro wear study of posterior denture tooth materials on human enamel. – J. Oral Res., 2001, 28: 407–412.
11. Al-Hiyasat, A., Saunders, S., Sharkey G, Smith, Gilmour W. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. – Int. J. Prosthodont., 1997, 10: 269–282.
12. Al-Hiyasat, A, Saunders, S., Sharkey, G,. Smith. The effect of a carbonated beverage on the wear of human enamel and dental ceramics. – J. Prosthodont., 1998, 7: 2–12.
13. Al-Hiyasat, A, Saunders, S., Smith. Three-body wear associated with three ceramics and enamel. – J. Prosthet., Dent., 1999, 82 (4): 476–481.
14. Antunes, P. Vale, A. Bamalho. Study of abrasive resistance of composites for dental restoration by ball-cratering. – Wear, 2003, 255: 990–998.
15. Anusavice, K. J. Phillips' science of dental materials. 10th Edition, Philadelphia, Saunders Comp., 1996.
16. Attin, T., U. Koidl, W. Buchalla, H. G. Schaller, A. M. Kielbassa, E. Hellwig. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. – Arch. Oral Biol., 1997, 42: 243–50.
17. Azzopardi, A., D. W. Bartlett, T. F. Watson, B. G. N. Smith. A literature review of the techniques to measure tooth wear and erosion. – Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent., 2000, vol. 8, No. 3, p. 93–97.

18. Bailey, W. F., S. L. Rice. Comparative sliding behaviour of a dental amalgam and a composite restorative function of contact stress. – J. Dent. Res., 1981, 60: 731–732.
19. Bartlett, D. W., L. Blunt, B. G. N. Smith. Measurement of tooth wear in patients with palatal erosion. – Br. Dent. J., 1997, 182: 179–184.
20. Bartlett, D. W. and P. A. Shah. Critical Review of Non-carious Cervical (Wear) Lesions and the Role of Abfraction, Erosion, and Abrasion. – J. Dent. Res., 2006, 85 (4): 306–312.
21. Bates, J. F., G. D. Stafford, A. Harrison. Masticatory function – a review of the literature.(I). The form of the masticatory cycle – J. Oral Rehabil., 1975, 2: 281–301.
22. Bates, J. F., G. D. Stafford, A. Harrison. Masticatory function-a review of the literature. (II) Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. – J. Oral Rehabil., 1975, 2: 349–361.
23. Bates, J. F., G. D. Stafford, A. Harrison. Masticatory function-a review of the literature. (III) Masticatory performance and efficiency. – J. Oral Rehabil., 1976, 3: 57–67.
24. Bayne, S. C., D. F. Taylor, E. D. Rekow, A. D. Wilder, H. O. Heymann. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. – Dent. Mater., 1994, 10: 11–18.
25. Bourne, M. Relation between texture and mastication. – Journal of Texture Studies, 2004, 35, 125–143.
26. Braem, M., P. Lambrechts, G.Vanherle. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. – J. Dent., 1994, 22: 97–102.
27. Burgoyne, A. R., J. Nicholls, J. S. Brudvik. In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. – J. Prosthet. Dent., 1991, 65: 206–14.
28. Burwell, J., C. D. Strang. On the empirical law of adhesive wear. – J. Appl. Phys., 1952, 23: 18–28.
29. Carlsson, G. E., A. Johansson, S. Lundqvist, Occlusal wear – a follow-up study of 18 subjects with excessively worn dentitions. – Acta Odontol. Scand., 1985, 43: 83–90.
30. Carlsson, G. E., B. Ingervall. The dentition: occlusal variations and problems. –In: Mohl, N., G. Zarb. A textbook of occlusion. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1988, 209–26.
31. Chakalov, I. Wear of dental materials and dental tissues. Oral simulators. – Problems of dentistry, 2003, vol. 5, 93–98.
32. Chitmongkolsuk, S., G. Heydecke, C. Stappert et al. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. – Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent., 2002, 10: 15–22.
33. Clelland, N., V. Agarwala, L. A. Knobloch, R. R. Seighi. Wear of enamel opposing low-fusing and conventional ceramic restorative materials. – J. Prosthodont., 2001, 10: 8–15.
34. Collys, K., R. Cleymaet, D. Coomans, Y. Michott, D. Slop. Rehardening of surface softened and sufrace etched enamel in vitro and by intraoral exposure. – Caries Res., 1993, 27: 15–20.
35. Condon, J. R., J. L. Ferracane. Evaluation of seven commercial composites using new in vitro wear simulator. – Dent. Mater., 1996 July, 12: 218–226.

36. Condon, J. R., J. L. Ferracane. Factors effecting dental composite wear in vitro. – J. Biomed. Mater. Res. (ApplBiomater), 1997, 38: 303–313.

37. Cornell, J. A., J. S. Jordon, Silvia Ellis and E. E. Rose. A method of comparing the wearing resistance of various materials used for artificial teeth. – J. Amer. Dent. Ass., 1957, 54, 608.

38. Craig, R. G. Restorative dental materials. 10th ed. St. Louis: Mosby-Year Book, Inc., 1997, 91–92, 467–496.

39. D'Incau, E. Approche anthropologique de l'usure dentaire. – Cah. Prothèse, 2004, 126: 19–32.

40. Dahl, B. L., F. Floystrand, K. Karlsen. Pathological attrition and maximal bite force. – J. Oral. Rehabil., 1985, 11: 529–34.

41. Dahl, B. L., G. E. Carlsson, A. Ekfeldt. Occlusal wear of teeth and restorative materials (a review of classification, etiology, mechanisms of wear, and some aspects of restorative procedures). – Acta Odontol., Scand., 1993 Oct., 51 (5): 299–311.

42. Dawson, P. E. Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems. St. Louis: C. V. Mosby, 1989.

43. Dawson, P. E. Functional Occlusion: From TMJ to Smile Design. St. Louis: Mosby, 2007

44. De Gee, A. J., P. Pallav, C. Davidson. Effects of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. **–** J. Dent. Res., 1986, 65 (5): 654**–**658.

45. De Gee, A. J., P. Pallav, A. Werner, C. L. Davidson. Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. – Dent. Mater., 1990, 6: 266–270.

46. De Gee, A. J., S. L. Wendt, A. Werner and C. L. Davidson. Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. **–** Biomaterials, 1996, 17, 1327**–**1332.

47. DeLong, R., W. H. Douglas. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. **–** J. Dent. Res., 1983, 62: 32**–**26.

48. DeLong, R., R. L. Sakaguchi, W. H. Douglas, M. R. Pintado. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. – Dent. Mater., 1985, 6: 238–242.

49. DeLong, R., R. L. Sakaguchi, W. H. Douglas, M. R. Pintado. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. – Dent. Mater., 1986, 2: 235–240.

50. DeLong, Douglas W. H. An artificial oral environment for testing dental materials. – IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1991, 38: 339–45.

51. DeLong, R., Pintado M. R., Douglas. W. H. The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: an in vitro study. – J. Prosthet. Dent., 1992, 68: 42–48.

52. DeLong, R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. **–** Dent. Mater., 2006, 22, 702–711.

53. Derand, Vereby P. Wear of low-fusing dental porcelains. – J. Prosthet. Dent., 1999, 81: 460–463.

54. Dowson, D., I. W. Linnett. A study of the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene against a high density alumina ceramic. – In: Mechanical Properties of Biomaterials. John Wiley, London, 1980, p. 3.
55. Drummond, J. L. Degradation, fatigue and failure of resin dental composite material. – J. Dent. Res., 2008, 87: 710.
56. Egermark-Ericsson, I., Carlsson G. E. & T. Magnusson. A long term epidemiological study of the relationship between occlusal factors and mandibular dysfunction in children and adolescents. – J. Dent. Res., 1987, 66, 67.
57. Eick, J. D. In vivo wear measurement of composite resins. In vivo wear measurement of composite resins. – In: Vanherle, G., D. C. Smith, editors. Posterior composite resin dental materials. – Peter Szulc PublishingCo., 1985, 351–364.
58. Eisenburger, M., Shellis R. P., Addy. M. Comparative study of wear of enamel induced by alternating and simultaneous combinations of abrasion and erosion in vitro. – Caries Res., 2003, 37 (6): 450–5.
59. Ekfeldt, A. Incisal and occlusal tooth wear and wear on some prosthodontic materials. – –. Dent. J., 1989, Suppl 65.
60. Ekfeldt, A., A. Hugoson, T. Bergendal, M. Helkimo. An individual tooth wear index and an analysis of factors correlated to incisal and occlusal wear in an adult Swedish population. – Acta Odontol. Scand., 1990, 48: 343–9.
61. Ekfeldt, A. An in vivo study. – J. Oral Rehabil., 1990, 17: 117–29.
62. El-Mowafy, O. Characteristic abrasion of permanent incisors in Jordanians caused by a bad eating habit. – Quintessence Int., 1988, 19: 739–744.
63. Embong, A., J. Glyn-Jones, A. Harrison. The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel. – Dent. Mater., 1987, 3: 236–40.
64. Fan, P. L., J. M. Powers and R. G. Craig. In vitro wear of microfilled and visible light-cured composites. – J. Dent. Res., 1979, 58: 2116–2119.
65. Fang, H., K. H. Kunzelmann, R. Hickel, A. Petchelt. Standartdisierung des antagonisten byi 2-Koerper-Abriebsumutatoren. – Dtsch. Zahnarztl. Z., 1993, 48: 481–483.
66. Ferracane, J. L., J. R. Condon. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. – Dent. Mater., 1999 Jul., 15 (4): 262–267.
67. Ferracane, J. L., L. Musanje. Effects of load and antagonist shape on wear of composite. – J. Dent. Res., 2003 (Abstract 825).
68. Ferracane, J. L. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? – Dent. Mater., 2006, 22, 689–692.
69. Filtek Ultimate – technical product profile. 3M ESPE
70. Fradeani, M., G. Bardrucci. Esthetic rehabilitation in fixed prosthodontics. Prosthetic treatment. A systematic approach to esthetic, biologic, and functional integration. – Quintessence books, 2008, vol. 2.
71. Free online dictionary - www.thefreedictionary.com

72. Freund, M., C. Munksgaard. Enzymatic degradation of BISGMA/TEGDMA-polymers causing decreased microhardness and greater wear in vitro. – Scand. J. Dent. Res., 1990, 98: 351–355.
73. Gibbs, C. H., P. E. Mahan, H. C. Lundeen, K. Brehnan, E. K. W. B. Holbrook. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. – J. Prosthet. Dent., 1981, 46: 443–9.
74. Gibbs, C. H., H. C. Lundeen. Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance. – In: Wright, J. (ed). Advances in occlusion. Boston: PSG, 1982, 2–32.
75. Goldberg, A. J., E. Rydinge, K. Lambert, L. Sanchez, E. Santucci. Clinical evaluation methods for posterior composite restorations. – J. Dent. Res., 1981, 60: 582, Abstr. No. 1089.
76. Graf, H. Bruxism. – Dent. Clin. North. Am., 1969, 13: 569–665.
77. Grippo, J. O. Dental erosion revisited. – J. Am. Dent. Assoc., 1995, 126: 619–30.
78. Hacker, C. H., W. C. Wagner, M. E. Razzoog. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. – J. Prosthet. Dent., 1996, 75: 14–17.
79. Hahnel, S., S. Shultz, C. Trempler, B. Ach, G. Handel, M. Rosentritt. Two-body wear of dental restorative materials. – Journal of the mechanical behaviour of biomedical materials, 2010.
80. Harrison, A., Lewis. T. T. The development of an abrasion testing machine for dental materials. – J. Biomed. Mater. Res., 1975, 9: 341–353.
81. Harrison, A. Wear of dental materials. Part I. Modes of wear. – Dent. Advertiser, 1984, 39: 8–11.
82. Heintze, S. D., G. Zappini, V. Rousson. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators -results of a round robin test. – Dent. Mater., 2005 Apr., 21 (4): 304–17.
83. Heintze, S. D. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. – Dent. Mater., 2006 Aug., 22 (8): 712–34.
84. Heintze, S. D., G. Zellweger., A. Cavalleri, J. Ferracane. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. – Dent. Mater., 2006 Feb., 22 (2): 166–75.
85. Hengchang, X., P. A. Vingerling, L. Wenyl, Z. Gang, W. Tong. Wear of composite resin in vitro: a testing machine with rubber plate. Preliminary results. – J. Oral Rehab., 1990, 17: 107–115.
86. Hondrum, S. O. A review of the strength properties of dental ceramics. – J. Prosthet. Dent., 1992, 67: 859–865.
87. Hu, X., E. Harrington, P. M. Marquis, A. C. Shortall. The influence of cyclic loading on the wear of a dental composite. – Biomaterials., 1999, 20 (10): 907–912.
88. Hu, X., P. M. Marquis, A. C. Shortall. Two body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams. – J. Prosthet. Dent., 1999, 82: 214–20.

89. Hudson, D., G. R. Goldstein, M. Georgescu. Enamel wear caused by three different restorative materials. – J. Prosthet. Dent., 1995, 74: 647–654.
90. Ilie, N, Hickel R. Macro-, micro and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. – Dental Materials, 2009, 25, 810–819.
91. Imai, Y., S. Suzuki, S. Fukushima. Enamel wear of modified porcelains. – Am. J. Dent., 2000, 13: 315–323.
92. ISO. Dental materials – Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two-and/or three body contact. – Technical Specification, 2001, No. 14569–2.
93. Jacobi, R., H. T. Jr. Shillingburg, M. G. Jr. Duncanson. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. – J. Prosthet. Dent., 1991, 66: 303–9.
94. Jagger, D. C., A. Harrison. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on dentine. – J. Oral Rehab., 1995, 22, 349–354.
95. Jarvinen, V., J. H. Meurman, H. Hyvarinen et al. Dental erosion and upper gastrointestinal disorders. – Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 1988, 65: 298–303.
96. Jarvinen, V. K., I. I. Tytomaa, O. P. Heinonen. Risk factors in dental erosion. – J. Dent. Res., 1991, 70, 942–7.
97. Johanson, A. A cross-cultural study of occlusal tooth wear. – Swed. Dent. J., 1992, Suppl 86.
98. Jorgensen, K. D. In vitro Wear Tests on Macro-filled Composite Restorative Materials. – Aust. Dent. J., 1982, 27: 153–157.
99. Joussef, R. E., G. S. Throckmorton, E. E. Ill, D. P. Sinn. Comparison of habitual msticatory patterns in men and women using a custom computer program. – J. Prosthet. Dent., 1997, 78: 179–86.
100. Kaleka, R., S. Saporta, D. Bouter, E. Bonte. Lésions cervicales d'usure (LCU): étiopathogénie. – Réalités Cliniques, 2001, 12 (4): 367–385.
101. Kawai, K., Y. Tsuchitani. In vitro quantitative assessment of generalized wear of dental composites. – J. Osaka Univ. Dent. Sch., 1994, 34:9–18.
102. Kawai, K., K. Leinfelder. In vitro evaluation of OCA wear resistance of posterior composites. – Dent. Mater., 1995 July, 11: 246–251.
103. Kern, M., S. M. Wegner. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. – Dent. Mater., 1998, 14: 64–71.
104. Kiliaridis, S., A. Johansson, T. Haraaldson, Ridwaan Omar, G. Carlson. Craniofacial morphology, occlusal traits, and bite force in persons with advanced occlusal tooth wear. – Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 1995, 107: 286–92.
105. Koczorowski, R., Wloch. S. Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. – J. Prosthet. Dent., 1999, 81 (4): 453–459.
106. Kohyama, K., E. Hatakeyama, T. Sasaki, H. Dan, T. Azuma, K. Karita. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. – Arch. Oral Biol., 2004, 49: 805–16.

107. Kohyama, K., E. Hatakeyama, H. Dan and T. Sasaki. Effects of sample thickness on bite force for raw carrots and fish gels. – Journal of Texture Studies, 2005, 36, 157–173.
108. Korber, K. H., K. Ludwig, P. Dunner. Experimentelle untersuchungen zur abrasionswirkung zwischen zahnschmelz und dentalkeramik. – Dtsch Zahnarztl. Z., 1984, 39: 2–11.
109. Kournetas, Nikolaos. Impact of artificial ageing process on the wear resistance of dental materials. Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Eberhard-Karls-Universität zu Tubingen, Athen, 2005.
110. Koutayas, S. O., M. Kern, F. Ferraresso, J. R. Strub. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator. – J. Prosthet. Dent., 2000, 83: 540–547.
111. Krejci, I., T. Reich, F. Lutz, M. Albertoni. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurations systeme. 1. ComputergesteuerterKausimulator (An in vitrotestprocedure for evaluating dental restoration systems. 2. Acomputer-controlled mastication simulator (In German). – Schweiz Monatsschr. Zahnmed., 1990, 100: 953–960.
112. Krejci, I. Wear of CEREC and other restorative materials. – In: W. H. Mormann (ed). International Symposium on Computer Restorations. Chicago, IL. – Quintessence, 1991, 245–251; 15.1–11.
113. Krejci, I., F. Lutz, C. Zedler. Effect of contact area size on enamel and composite wear. – Journal of Dental Research, 1992, 71, 1413.
114. Krejci, I., F. Lutz, M. Reimer, J. L. Heinzmann. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. – J. Prosthet. Dent., 1993, 69: 425–430.
115. Krejci, I., F. Lutz, M. Reimer. Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. – Quintessence International, 1994, 25: 199–207.
116. Krejci, I., P. Albert, F. Lutz. The influence of antagonist standardization on wear. – J. Dent. Res., 1999, 78 (2):713–719.
117. Kunzelmann, K. H. Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. – Shaker Verlag, Aachen, 1998).
118. Lambrechts, P., G. Vanherle, M. Vuylsteke. Quantative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three dimensional measuring technique. – J. Dent., 1984, 12, 252–267.
119. Lambrechts, P., M. Braem. & G. Vahnherle. Accomplishment and expectations with posterior materials. Posterior composite resin dental restorative materials. – P. Int. Symp., G. Vahnherle and D.C. Smith (eds)., Utrecht: S Press, 1985.
120. Lambrechts, P., M. Braem, M. Buylsteke-Wauters, G. Vanherle. Quantitative in-vivo wear of human enamel. – J. Dent. Res., 1989, 68: 1752–1754.
121. Lambrechts, P., K. Goovaerts, D. Bharadwaj, J. De Munck, L. Bergmans, M. Peumans, B. Van Meerbeek. Degradation of tooth structure and restorative materials: A review. – Wear, 2006, 261: 980–986.

122. Lambrechts, P., E. Debels, K. Van Landuyt, M. Peumans, B. Van Meerbeek. How to simulate–wear? Overview of existing methods. – Dent. Mater., 2006 Aug., 22 (8): 693–701.
123. Lasserre, J. F., J. C. Raymond. Anatomie de l'usure dentaire, première partie. –Art. Tech. Dent., 1996. 7 (3): 69–73.
124. Lasserre, J. F., J. C. Raymond. Anatomie de l'usure dentaire, première partie. – Art. Tech. Dent., 1996, 7 (3): 131–36.
125. Lasserre, J. F. Thèse pour le Doctorat d'Universite de Bordeaux2. Mention Sciences Biologiques et Médicales. Option Sciences Odontologique. Recherches sur l'usure dentaire et évaluation "in-vitro" de biomateriaux restaurateurs avec le simulateur d'usure UVSB2, 2003.
126. Lasserre, J. F., I. Chakalov. Evaluation „in vitro" de la résistance à l'usure de biomatériaux restaurateurs avec le simulateur UVSB2. – Stratégie prothétique, 2004, 4 (4): 309–318.
127. Lauret, J. F., M. G. Le Gall. The function of mastication – A key determinant of Dental Occlusion. – Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry, September/October, 1996, vol. 8. No. 8.
128. Le Gall, M. G., J. F. Lauret. Occlusion et function, uneapprochecliniquerationnelle. – CdP Editions, 2002.
129. Leinfelder, K. F., C. L. Sockwell, T. B. Sluder. Two year clinical evaluation of profile and posterior teeth. – IADR, Progr. & Abst., 1982, 61: No. 327.
130. Leinfelder, K. F. Leinfelder. Current Developments in Posterior Composite Resins. – Adv. Dent. Res., 1988, 2, 115.
131. Leinfelder, K. F., R. W. Beaudreau, R. B. Mazer. An in vitro device for predicting clinical wear. – Quintessence Int., 1989, 20: 755–761.
132. Leinfelder, K. F., M. Mirshahidi, C. Cury, W. O'Neal. An in vitro wear device for determining wear of posterior composites (abstract 636). – J. Dent. Res., 1991, 70: 345.
133. Leinfelder, K. F. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. – J. Am. Dent. Assoc., 1995, 126: 663–8.
134. Leinfelder, K. F., S. Suzuki. In vitro wear device for determining posterior composite wear. – JADA, 1999, vol. 130, 1347–1353.
135. Litonjua, L. A., S. Andreana, P. J. Bush et al. Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. – Quintessence Int., 2003, 34: ––446.
136. Locke, J. C.G. A method of testing the wear properties of porcelain and human tooth enamel. Thesis submitted for MSD degree at Indiana University, School of Dentistry, 1976.
137. Lupi-Pegurier, L., M. Muller, E. Leforestier, M. F. Bertrand, M. Bolla. In vitro action of Bordeaux red wine on the microhardness of human dental enamel. – Archives of Oral Biology, 2003, 48: 141–145.
138. Lussi, A. Monographs in Oral Science. Dental Erosion. From Diagnosis to Therapy. – Karger Ed., 2006, vol. 20.

139. Lutz, F. and R. W. Phillips. A Classification and Evaluation of Composite Resin Systems. – J. Prosthet. Dent., 1983, 50: 480–488.
140. Lutz, F., R. W. Phillips, J. F. Roulet, J. C. Setcos. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. – J. Dent. Res., 1984 June, 63 (6): 914–920.
141. Magne, P., W. S. Oh, M. R. Pintado, R. DeLong. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. – J. Prosthet. Dent., 1999, 82: 669–679.
142. Magnusson, T. Is snuff a potential risk factor in occlusal wear? – Swed. Dent. J., 1991, 15, 125–132.
143. Mahalick, J. A., F. J. Knap, E. J. Weiter. Occlusal wear in prosthodontics. – Am. Dent. Assoc., 1971, 82: 154–159.
144. Mair, L. H. The measurement and analysis of clinical abrasion – a modified approach. – Dent. Mater., 1990, 6: 271–5.
145. Mair, L. H. Effect of surface conditioning on the abrasion rate of dental composites. – J. Dent., 1991,; 19: 100–106.
146. Mair, L. H. Wear in dentistry – current terminology. – J. Dent., 1992 June, vol. 20 (3), p.140–4.
147. Mair, L. H. Wear patterns in two amalgams and three posterior composites after 5 years' clinical service. – J. Dent., 1995, 23: 107–112, 116.
148. Mair, L. H., T. A. Stolarski, R. W. Vowles, C. H. Lloyd. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. – J. Dent., 1996, vol. 24, No. 1–2, 141–148.
149. Mars, M., B. G. N. Smith. Dentinogenesis imperfecta. – Br. Dent. J., 1982, 152: 15–18.
150. Matsumura, H., K. F. Leinfelder and K. Kawai. Three-body wear of light-activated composite veneering materials. – J. Prosthet. Dent., 1995, 73: 233–239.
151. Mayworm, C. D., S. S. Jr. Camargo, F. L. Bastian. Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. – Journal of Dentistry, 2008, 36, 703–710.
152. Mazer, R. B., K. F. Leinfelder, C. M. Russell. Degradation of microfilled posterior composite. – Dent. Mater., 1992, 8: 185–9.
153. McCabe, J. F., B. H. Smith. A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. – Br. Dent. J., 1981, 151: 123–6.
154. McKinney, J. E., W. Wu. Relationship between surface damage and wear of dental restorative composites. – J. Dent. Res., 1992, 61: 1083–1088.
155. Mehl, C., S. Scheibner, K. Ludwig, M. Kern. Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. – Dent. Mater., 2007, 23, 1382–1389.
156. Metzler, K. T., R. D. Woody, A. W. Miller, B. H. Miller. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. – J. Prosthet. Dent., 1999, 81 (3): 356–364.
157. Meurman, J. H., R. M. Grank. Scanning electron microscopic study of the effect of salivary pellicle on enamel erosion. – Caries Res., 1991, 25: 1–6.

158. Mine, A., J. De Munck, A. Van Ende, M. Cardoso, T. Kuboki, Y. Yoshida, B. Van Meerbeek. TEM characteriazation of a silorane composite bonded to enamel. – Dental Material., 2010, 26, 524–532.
159. Momoi, Y., K. Hirosaki, A. Kohno, J. F. McCabe. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. – Dent. Mater., 1997, 13 (2): 82–8.
160. Nystrom, M., M. Kononen, S. Alaluusna, M. Evalahti, J. Vartiovaara. Development of horizontal tooth wear in maxillary anterior teeth from five to 18 years of age. – J. Dent. Res., 1990, 69: 1765–70.
161. O'Brien, William J. Dental materials and their selection. Third edition. Chapter 8. – Quintessence publishing, 2002.
162. Ogawa, T., M. Ogawa, K. Koyano. Different responses of masticatory movements after alteration of occlusal guidance related to individual movement pattern. – Journal of Oral Rehabilitation, 2001, 28, 830–841.
163. Oggle, R. E. William J. O'Brien. L. Davis. Clinical wear study of three commercially available artificial tooth materials: Thirty-six month results. – Journal of Prosthetic. Dentistry, 1998, 79: 145.
164. Okeson, J. Management of temporomandibular disorders and occlusion. St. Louis: Mosby Year Book, 1993, 158–163.
165. Pallav, P., A. J. de Gee, A. Werner, C. L. Davidson. Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composites. – J. Dent. Res., 1993 January, 72 (1): 56–61, .
166. Palmer, D. S., M. T. Barco, G. B. Pelleu, J. E. McKinney. Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. – J. Prosthet. Dent., 1991, 65: 192–195.
167. Perry, R., G. Kugel, K. H. Kunzelmann, H. P. Flessa, D. Estafan. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. – JADA, 2000, vol. 131, 1472–1477.
168. Petersen, P., Henmar. P. Oral conditions among workers in the Danish granite industry. – Scand. Work Environ. Health, 1988, 14: 328–31.
169. Peutzfeldt, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. – Eur. J. Oral. Sci., 1997, 105: 97–116.
170. Peyron, M. A., K. Maskawa, A. Woda, R. Tanguay, J. P. Lund. Effects of food texture and sample thickness of mandibular movement and hardness assessment during biting in man. – J. Den. Res., 1997, vol. 76, 789–795.
171. Phillips, R. W. Skinner's science of dental materials.8th (ed). Philadelphia: W.B. Saunders Co., 1982, 502–529.
172. Pilliar, R. M., D. C. Smith, C. B. Maric. Oscillation Wear Tests of Dental Composites, – J. Dent. Res., 1984, 63: 1166–1172.
173. Pindbourg, J. J. Pathology of the dental hard tissues. Copenhagen: Munkgaard, 1970, 294–325.

174. Pollmann, L., F. Berger–, B. Pollmann. Age and dental abrasion. – Gerodontics, 1987, 3: 94–6.

175. Powers, J. M., R. G. Craig, K. C. Ludema. Wear of dental enamel. – Wear, 1973, 23: 141–52.

176. Powers, J. M., R. G. Craig, K. C. Ludema. Frictional behaviour and surfacefailure of human enamel. – J. Dent. Res., 1973, 52: 1327–1331.

177. PUBMED - http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed

178. Puech, P. Microscopie de l'usure dentaire chez l'homme fossile, bol alimentaire et environement. Paris: CR Acad. Sci., 1980, 290: 1413–1416.

179. Pugh, B. Wear. – In: Friction and wear. London: Newnes-Butterworths, 1973, 141–172.

180. Ramp, M. H., S. Suzuki, C. F. Cox, W. R. Lacefield, D. L. Koth. Evaluation of wear: enamel opposing three ceramic materials and a gold alloy. – J. Prosthet. Dent., 1997, 77: 523–530.

181. Ramp, M. H., L. C. Ramp, S. Suzuki. Vertical height loss: an investigation of four restorative materials opposing enamel. – J. Prosthodont., 1999, 8:252–257.

182. Ratledge, D. K., B. G. N. Smith, R. F. Wilson. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. – J. Prosthet. Dent., 1994, 72: 194–203.

183. Reid, C. N., J. Fisher, – Jacobsen. Fatigue and wear of dental materials. – J. Dent., 1990, 18 (4): 209–215.

184. Rohrle, O., A. J. Pullan. Three-dimensional finite element modelling of muscle forces during mastication. – Journal of Biomechanics, 2007, 40, 3363–3372.

185. Rosenstiel, S. F., M. L. Land, J. Fujimoto. Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis: The C.V. ed. Mosby Co., 1988, 301.

186. Roulet, J. F. Degradation of dental polymers. Basel: Karger Press, 1987, 114–159.

187. Roulet, J. F., H. F. Kappert. Statement: Diagnostics and therapy in dental medicine today and in the future. – Quintessence Publishing, 2009.

188. Sajewicz, B., Z. Kulesza. A new tribometer for friction and wear studies of dental materials and hard tooth tissues. – Tribology International, 2007, 40, 885–895.

189. Sakaguchi, R. L., W. H. Douglas, R. DeLong, M. R. Pintado. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. – Dent. Mater., 1986, 2: 235–24.

190. Salonen, L., L. Hellden, G. E. Carlsson. Prevalence of signs and symptoms of dysfunction in the masticatory system. An epidemiologic study of an adult Swedish population. – J. Craniomandib. Disord. Facial Oral Pain, 1990, 4: 241–50.

191. Sarrett, D. C., K. J. Soederholm, C. D. Batich. Water and abrasive effects on three-body wear of composites. – J. Dent. Res., 1991, 70: 1074–81.

192. Sarrett, D. C., S. Ray. The effect of water on polymer matrix and composite wear. – Dent. Mater., 1994, 10: 5–10.

193. Satou, N., A. M. Khan, K. Satou, J. Satou, H. Shintani, K. Wakasa et al. In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins. – J. Oral. Rehabil., 1992, 19 (1): 31–7.

194. Schindler, H. J., E. Stengel, W. E. Spiess. Feedback control during mastication of solid food textures – a clinical-experimental study. – J. Prosthet. Dent., 1998, 80: 330–6.
195. Schroeder, H. E. Orale Strukturbiologie. 4th rev. ed. Stuttgart: Thieme, 1992.
196. Schulz D. Die Naturmäßige Aufwachstechnik. Teil 2: Der Posteriore Bereich. Teamwork Media Auflage 2008.
197. Seghi, R., S. F. Rosenstiel, P. Bauer. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. – J. Dent. Res., 1991, 70 (3): 221–225.
198. Seligman, D. A., A. G. Pullinger, W. K. Solberg. The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion and TMJ. – J. Dent. Res., 1988, 10: 1323–33.
199. Shabanian, M., Lindsey C. Richards. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. – J. Prosthet. Dent., 2002, 87 (6): 650–6.
200. Shackelford, J. Mechanical properties of metal. Introduction to materials science for engineers, 4th ed. New Jersey: Prentice-Hall Inc., 1996, 291–97.
201. Shinogaya, T., M. Bakke, C. E. Thomsen, A. Vilmann, A. Sodeyama, M. Matsumoto. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. – Clin. Oral Invest., 2001, 5: 63–8.
202. Shortall, A. C., Q. H. Xiao, P. M. Marquis. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. – Dent. Mater., 2002, 18, 246–254.
203. Simmons, M., D. Thompson. Dental erosion secondary to ethanol-induced emesis. – Oral Surg. Oral Med., Oral Pathol., 1987, 64: 731–733.
204. Smales, R. J. Longevity of cusp-covered amalgams: survivals after 15 years. – Oper. Dent., 1991, 16, 17–20.
205. Smith, B. G. N., J. K. Knight. An index for measuring the wear of teeth. – Br. Dent. J., 1984, 156: 435–438.
206. Smith, B. G. N., J. K. K. Knight. A comparison of patterns of tooth wear with aetiological factors. – Br. Dent. J., 1984, 157: 16–19.
207. Smith, B. G. N., N. D. Robb. Dental erosion in patients with chronic alcoholism. – J. Dent., 1989, 17: 219–21.
208. Soederholm, K. J., D. S. Richards Wear resistance of composites: A solved problem? General Dentistry, 1998 May-June, vol. 46, 3, 256–65.
209. Soederholm, K. J. M., P. Lambrechts, D. Sarret, Y. Abe, M. C. K. Yang, R. Labella, E. Yildiz, G. Willems. Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. – Eur. J. Oral Sci., 2001, 109: 273–281.
210. Soerensen, J. A., E. Sultan, J. R. Condon. Three-body in vitro wear of enamel against dental ceramic. – J. Dent. Res., 1999, 78: 219.
211. Steiner, M., M. E. Mitsias, K. Ludwig, M. Kern. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. – Dental Materials, 2009, 25, 494–499.

212. Suh, N. P. An overview of the delamination theory of wear. – Wear, 1977; 44, 1–17.

213. Sulong, M. Z. A. M., R. A. Aziz. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature, – J. Prosthet. Dent., 1990, 63: 342–349.

214. Suzuki, S., E. Nagai, Y. Taira, Y. Minesaki. In vitro wear of indirect composite restoratives. – J. Prosthet. Dent., 2002, 88: 431–436.

215. Takeuchi, C. Y., Flores V. H. Orbegoso, Dibb R. G. Palma, H. Panzeri, E. H. Lara, W. Dinelli. Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. – Oper. Dent., 2003, 28 (3): 281–6.

216. Tanoue, N., H. Matsumura, M. Atsuta. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. – J. Prosthet. Dent., 2000, 84: 93–6.

217. Tanoue, N., H. Matsumura, M. Atsuta. Analysis of composite type (Artglass) and different sources of polymerization light on in vitro toothbrush/dentifrice abrasion resistance. – J. Dent. 2000, 28 (5): 355–9.

218. Taylor, D. F., S. C. Bayne, K. F. Leinfelder, S. Davis, G. G. Koch. Pooling of long-term clinical wear data for posterior composites. – Am. J. Dent., 1994, 7: 167–174

219. Theodore, M. Roberson, Harold O. Heymann, Edward J. Swift Jr. Sturdevant,. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. ISBN-10: 0323010873, ISBN-13: 978-0323010870, ed.: 4. – Mosby 03 August 2001.

220. Tillitson, E. W., R. G. Craig, F. A. Peyton. Friction and wear of restorative dental materials. – J. Dent. Res., 1971, 50: 149–54.

221. Wassel, R. W., A. W. G. Walls, J. F. McCabe. Frictional wear test (abstract). – J. Dent. Res., 1991, 70 (Spec Iss): 479.

222. Wassel, R. W., J. F. McCabe, A. W. G. Walls. A two-body frictional wear test. – J. Dent. Res., 1994, 73 (9): 1546–1553.

223. Wassel, R. W., J. F. McCabe, A. W. Walls. –Wear characteristics in a two-body wear test. – Dent. Mater., 1994, 10: 269–74.

224. Weinmann, W., C. Thalacker, R. Guggenberger. Siloranes in dental composites. – Dental Materials, 2005, 21: 68–74.

225. Wendt, S. L., T. L. Ziemiecki, K. F. Leinfelder. Proximal wear rates by tooth position of resin composite of resin composite restorations. – J. Dent., 1996, 24: 33–39.

226. Wiley, M. G. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. – J. Prosthet. Dent., 1989, 61: 133–137.

227. Willems, G., J. P. Celis, P. Lambrechts, M. Braem, J. R. Roos, G. Vanherle. In vitro vibrational wear under small displacement of dental materials opposed to annealed chromium steel counterbodies. – Dent. Mater., 1992, 8: 338–344.

228. Willems, G., P. Lambrechts, M. Braem, J. P. Celis, G. Vanherle A classification of dental composites according to morphological and mechanical characteristics. Dent Mater., 1992, 8, 5, 310–319.

229. Wilson, N. H. F. The evaluation of materials: relationships between laboratory investigations and clinical studies. – Operative Dentistry, 1990, 15: 149–155.
230. Winkler, M. M., E. P. Lautenschlager, A. Boghosian, E. H. Greener. Visual vs. mechanical evaluation of dental composite wear. – In: Proceedings North-western University Dental Materials Bicentennial Symposium: Dental Materials for the Next One Hundred Years, Chicago, June 1991.
231. Woelfl, J. B, R. Scheid. Dental anatomy: its relevance to dentistry. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002, 422 p.
232. Won-Suck, Oh, Ralph DeLong, K. J. Anusavice. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. – J Prosthet. Dent., 2002, 87: 451–459.
233. Yap, A. U., J. C. Neo. Non-carious cervical tooth loss: Part 1. – Dent. Upgrate, 1995, 22: 315–18.
234. Yap, A. U., S. H. Teoh, G. W. Hastings, C. S. Lu. Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. – J. Oral Rehabil., 1997, 24 (8): 574–580.
235. Yap, A. U. J., L. F. K. L. Ong, H. Teoh S., G. W.Hastiings. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. – J. Oral Reh., 1999, 26: 228–235.
236. Yap, A. U. J., L. F. K. L. Ong, S. H. Teoh, G. W. Hastiings. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. Part II. An SEM evaluation. – J. Oral Reh., 2000, 27: 52–59.
237. Yap, A. U. J., S. H. Teoh, C. L. Chew. Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restoratives. – Dent. Mater., 2002, 18: 149–158.
238. Yu, H. Y., Z. B. Cai, P. D. Ren, M. H. Zhu, Z. R. Zhou. Friction and wear behaviour of dental feldspatic porcelain. – Wear, 2006, 261, 611–621.

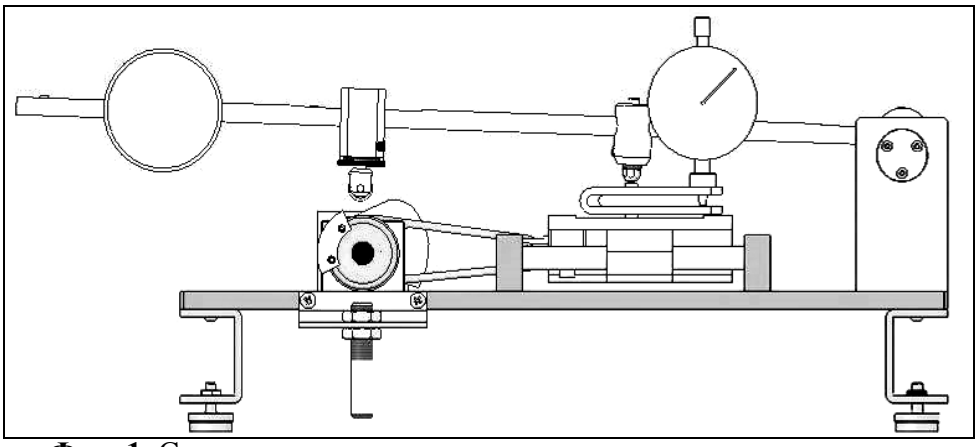
ОНЛАЙН ИЗТОЧНИЦИ:

239. Техническа документация на композита Filtek Silorane http://www.google.bg/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&ved=0CDYQFjAC&url=http%3A%2F%2Fwww.odontoiatra.it%2Ffiles%2Ftecniche_463_11.pdf&ei=wmezUa7nKorX7Ab_2oDIBw&usg=AFQjCNHEs52x04B5D5Y3799jNjxtWUn9Ow&bvm=bv.47534661,d.ZGU
240. http://en.wikipedia.org–wiki/Gnathology

10. П Р И Л О Ж Е Н И Я

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

Калибровки и настройки на дъвкателния симулатор за работа
Настройване на величината на постоянната сила – Fconst



Фиг. 1. Страничен изглед на дъвкателния симулатор в режим на настройка

Тази настройка е първа по ред поради това, че за нейното осъществяване се налага да се демонтират някои детайли. Схемата на настройване е показана на фиг. 1 в приложение 1. Процедира се по следния начин:

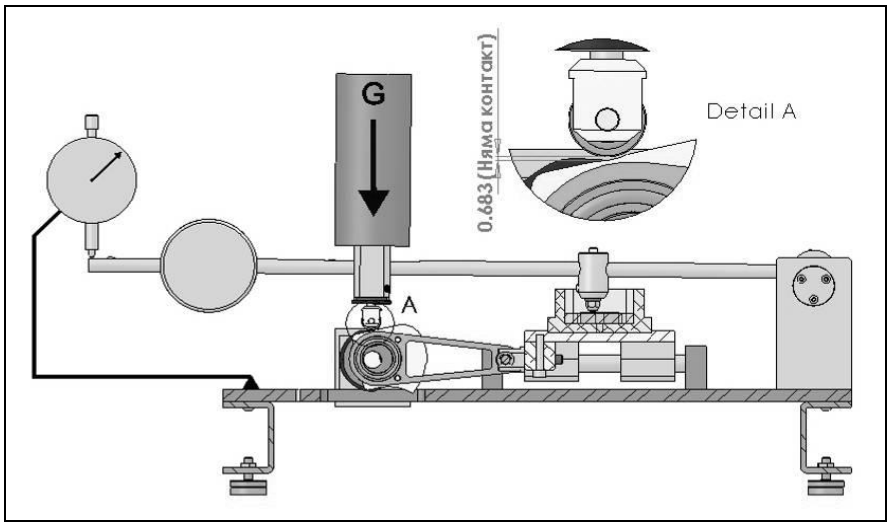
1. Демонтира се ваната с образците (поз. 10; фиг. 17), като за целта се освобождават затегалките 11.

2. На нейно място се поставя калибрована динамометрична вилка с обхват 5 до 100 N. Положението на вилката трябва да бъде такова, че оста на натоварване да съвпада с оста на държача на капсулата с перлата-антагонист.

3. Задвижващият вал се завърта на ръка така, че повдигащата ролка да е във въздуха, а котвата да е максимално отдалечена от магнитния пакет (за да се избегне неговото влияние).

4. Освобождава се фиксиращият винт на масивния цилиндричен детайл (масата) и същият се премества по оста на рамото на кобилицата, докато индикаторът на динамометричната вилка покаже желаното натоварване (в този частен случай 20 N). Затяга се фиксиращият винт, с което процедурата приключва.

Настройване величината променливата сила – F din е представено на фиг. 2 в приложение 1.



Фиг. 2. Схематично представяне на етап от настройката на дъвкателния симулатор за работа

В раздела „Система за натоварване на образеца" беше изяснено, че величината на динамичното натоварване на образеца във всеки момент при относителното му движение спрямо перлата-антагонист е свързана пряко с еластичната деформация на рамото на кобилицата и дълбочината на износването. Оттук следва, че величината на самата еластична деформация на рамото на кобилицата, измерена по начина, показан на фиг. 2 е точна мярка за големината на динамичната компонента на натоварването. Настройването се извършва в следния порядък:

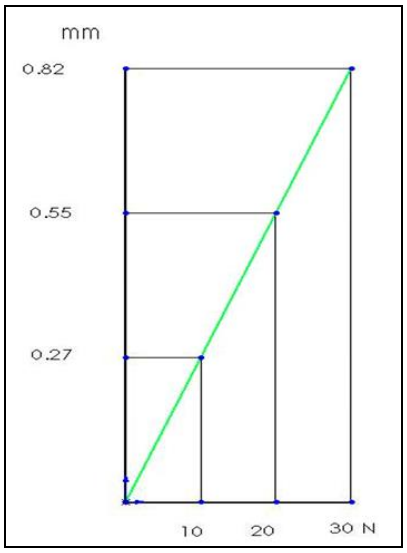
1. На мястото на изпитвания образец се монтира стоманена шайба със същите размери.

2. Задвижващият вал се завърта така, че перлата-антагонист да бъде в началния момент на работния ход – от лявата страна на образеца, при което отбиващата ролка е във въздуха на разстояние не по-малко от 0.5 мм от ниския клон на отбиващата гърбица (например 0.683 мм, както е показано на частичния изглед *A* на фиг. 21).

3. На края на рамото на кобилицата се установява осезателят на един индикатор (с разделителна способност 0.005–0.01 мм). Корпусът на индикатора се базира върху масата на симулатора.

4. Върху носача на магнитния блок и съосно на същия последователно се поставят подходящи тежести с предварително известни тегла (за предпочитане е те да бъдат подбрани с големини, съответстващи на хоризонталните части на диаграмата на фиг. 13, например за сили 10, 20 и 30 N).

5. За всяко натоварване се измерва деформацията и се построява диаграмата сила – деформация, която, както се знае, е линия, минаваща през началото на координатната система (фиг. 3 в приложение 1).



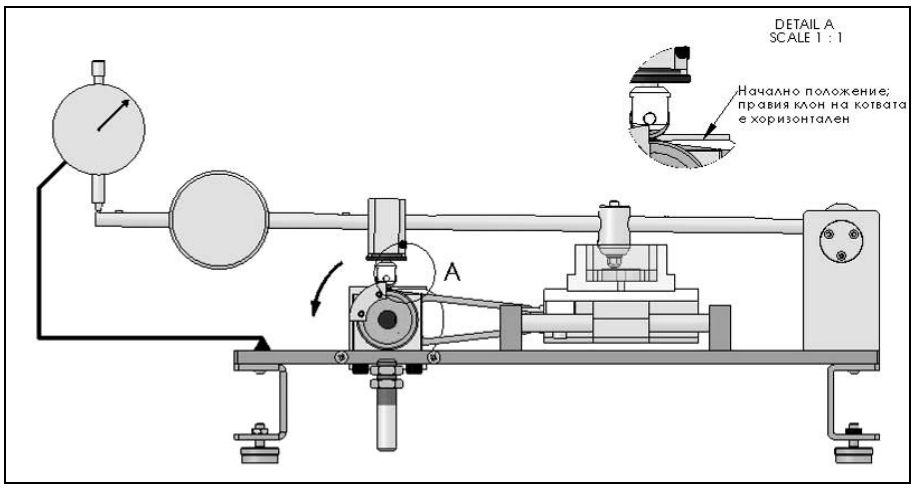
Фиг. 3. Примерна диаграма натоварване – деформация

Тази характеристика е валидна само за частния случай на разглежданата конструкция. В нея не са отчетени влиянията на силата на притискане на крачето на индикатора и влиянието на други допълнителни фактори, като например масата на демпфера, който е прикачен допълнително към рамото на кобилицата. Корекциите, породени от тези допълнителни товари, се отчитат при определяне на работните условия за всяко специфично изследване.

6. Демонтира се имитиращият стоманен образец и на мястото му се закрепва подлежащият на изпитване реален образец, съдържащ пробния помощен материал.

7. Настройва се максималната сила на притискане на перлата към образеца, като се регулира въздушната междина между магнитния пакет и котвата. Това става практически така:

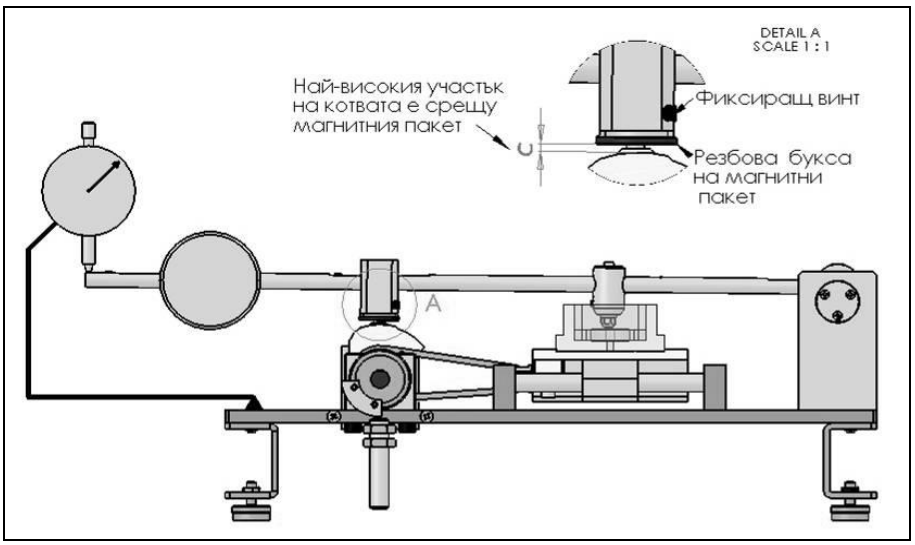
– Валът се завърта така, че плоският клон на котвата да бъде хоризонтален, при което отбиващата ролка трябва да бъде във въздуха, на около 1 mm от повдигащата гърбица (фиг. 4 в прил. 1). Ако това не е така, положението на ролката се регулира с помощта на опорния и затягащия винтове *M 6*.



Фиг. 4. Етап от настройката на дъвкателния симулатор – измерване на деформацията на лостовото рамо

Нулира се индикаторният часовник.

– Завърта се валът на задвижващия възел така, че най-високата част на котвата да застане срещу плоскостта на магнитния пакет (фиг. 5 в приложение 1).



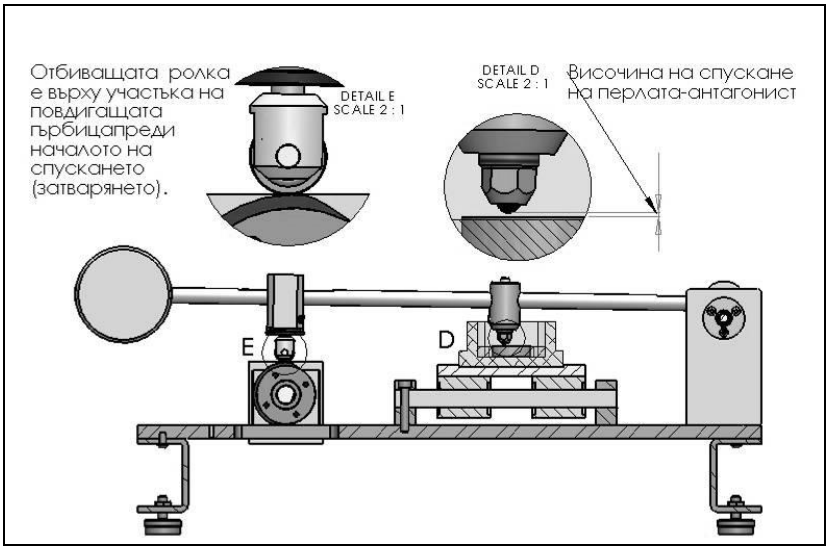
Фиг. 5. Етап от настройката на дъвкателния симулатор, настройване на максималното натоварване

– В тази позиция индикаторният часовник трябва да показва стойност на деформацията, съответстваща на желаната максимална сила (според диаграмата на фиг. 3 в приложение 1) (коригирана със стойността на силата на притискане на крачето на индикатора и половината от очакваното увеличение на силата в резултат от износването на пробата). В конкретния случай стойността на максималната сила е 30 N, натискът на крачето поражда допълнителна сила 1 N или 0.0273 мм, а прогнозираното износване ще породи допълнителна сила 1.5 N, което според диаграмата на фиг. 3 в приложение 1 съответства на деформация 2.73*1.5=0.041

мм. В такъв случай максималната стойност на деформацията трябва да бъде 30*0.0273 - 0.0273 - 0.02 = 0.772 mm. Изхождайки от натрупания опит при този вид настройки за повторяемостта при измерване с наличната апаратура, може да се каже, че „икономичната" точност на настройваната деформация е ± 0.015 mm. Това означава, че определената деформация трябва да се запише така: 0.770 ± 0.015 mm.

Тъй като обикновено първоначалното показание на индикаторния часовник е друго, неговата стойност се коригира чрез изменение на въздушната междина между магнитния пакет и котвата, като се върти резбовата втулка с магнитния пакет или капсулата с перлата-антагонист (което се прави в краен случай, ако е изчерпан ходът на резбовата втулка с магнитния пакет). След постигане на желаното показание на индикаторния часовник магнитният пакет се фиксира в носача с помощта на фиксиращия винт. За постигане на надеждни резултати е желателно след настройването валът да се завърти електрически няколко оборота с ниска честота – около 0.1 Hz, като се следи показанието на индикатора. Много удобно е за тази операция да се използва цифров индикатор, защото няма инертност при показанията и дава възможност да се работи при режим, който показва само граничните стойности на товара.

– Настройване височина на спускане на перлата антагонист към повърхнината на образеца е представено на фиг. 6 в приложение 1.



Фиг. 6. Етап от настройката на дъвкателния симулатор за работа – определяне на височината на спускане на антагониста към опитното тяло

Задвижващият вал се завърта, докато отбиващата ролка заеме позиция върху външния клон на повдигащата гърбица преди началото на спускането, както е показано на фиг. 6 в приложение 1. В това положение се измерва височината, от

която перлата ще се спусне към повърхнината на образеца. Стойността на това разстояние се определя в зависимост от характера на провежданото изследване. За конкретния случай височината е 0.05 ± 0.01 mm. Постигането на желаната стойност се извършва чрез въртене на опорния винт на отбиващата ролка и чрез измерване с обикновен луфтомер на разстоянието (фиг. 6 в приложение 1, Detail D). За по-голяма чувствителност върху горното лице на държача на капсулата на перлата се опира крачето на индикаторен часовник, с който се отчита величината на височината на спускане. След настройване отбиващата ролка се фиксира в държача на магнитния пакет с фиксиращия й винт.

– Избира се продължителността на изпитването чрез програмиране на броя на циклите, като се използува инструкцията за работа с програмируемия брояч.

– **Отстраняват се всички измерителни и помощни средства, използувани при настройването!**

– Според специфичните изисквания на конкретното изследване ваната с образците може да бъде заредена с мажеща течност според съответните предписания.

– Стартира се цикълът, като скоростта на въртене се увеличава постепенно до достигане на желаната честота.

– След завършване на симулацията апаратурата изключва автоматично, поради което не се нуждае от надзор по време на работа. Евентуални смущения в електрозахранването причиняват спиране на работата и запомняне на броя на направените цикли. След възстановяване на електрозахранването е необходимо само да се стартира наново машината, за да се довърши започнатото изпитване.

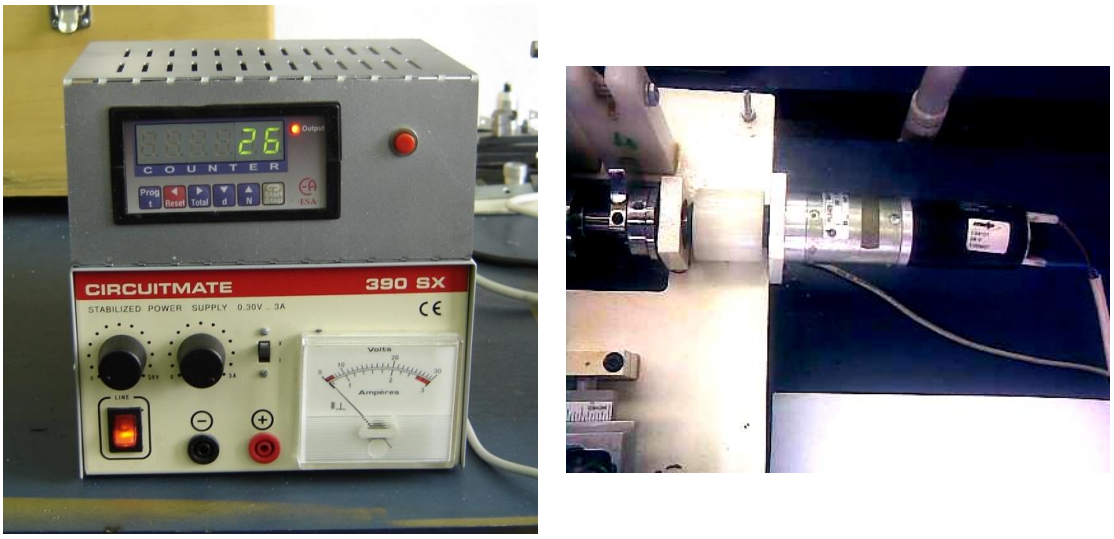
Описаната дотук процедура се отнася за една от позициите, но е валидна за всички работни позиции на симулатора.

Електрозадвижване и управление

– Постояннотоков мотор-редуктор “maxon” – 24 v, 148867 PGL U8S, i = 100:1, 1400 N cm (фиг. 7 в приложение 1).

– Програмируем брояч с индуктивен датчик „ECA” 0 ~1000000 ц.

– Регулатор на напрежение “Circuitmate” – 390 SL – 0 ~ 30 v (фиг. 7 в приложение 1).



Фиг. 7. Програмируем електриков датчик и задвижващ постояннотоков мотор-редуктор

Порядък на работа

1. Инсталира се симулаторът на подходяща маса или на плот с достатъчна устойчивост.

2. Нивелира се симулаторът, като се използуват крачетата с винтово регулиране на височината им.

3. Ако електроуправлението не е свързано:

– Поставя се регулаторът заедно с монтирания върху него брояч на удобно за оператора място и на дистанция, която позволяват дължините на кабелите.

– Кабелните обувки на кабела, който излиза от регулатора, се нахлузват на крачетата върху задната стена на мотор-редуктора.

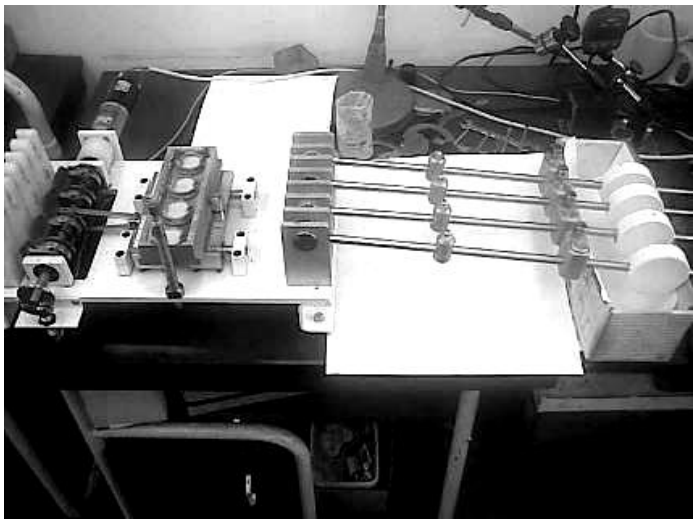
– Индуктивният датчик се вкарва в гнездото на планката, и се фиксира с помощта на двете гайки така, че при ръчно въртене на оста на мотор-редуктора дистанцията между датчика и периферията на секторния диск, монтиран на края на задвижващия вал, да бъде минимум 2 мм.

– Копчето за регулиране на напрежението се завърта наляво до крайно положение.

– Копчето за регулиране на силата на тока се завърта приблизително до средно положение.

– Пусковият ключ се поставя в положение *изключено* (*off*).

4. Кобилиците се обръщат обратно около осите им, като се подпират на подходяща диамагнитна подложка (фиг. 8 в приложение 1).



Фиг. 8. Дъвкателен симулатор в работна обстановка с обърнати обратно кобилици

5. Капсулата се зарежда с перла от избрания материал-антагонист и се монтира в държача (фиг. 21 А).

6. Демонтира се ваната и в нея се закрепват образците от изпитвания материал.

7. Монтира се обратно ваната, като се следи за доброто прилягане на основата й към лицето на каретката. Положението на ваната в напречно направление на хода на каретката се избира според местата на чистите полета на лицето на образеца и според броя на трасетата, които трябва да се изработят. Ваната се фиксира към каретката.

8. Включва се захранващият кабел към електрическата мрежа след като се провери дали копчето за регулиране на напрежението е завъртяно до крайно положение, обратно на часовниковата стрелка.

9. Пусковият ключ се поставя в положение *включено* (*on*).

10. Върху лицето на образеца се опира крачето на индикаторен часовник, за да се провери паралелността на лицето на образеца спрямо равнината на движение на каретката.

11. Внимателно се увеличава напрежението, докато задвижващият вал се завърти със скорост, която е в рамките на рефлекса за контрол от страна на оператора. Въртенето на вала трябва да бъде обратно на часовниковата стрелка, гледано откъм страната на индуктивния датчик. Ако това не е така, се спира движението, разменят се местата на изводите на кабела, захранващ мотор-редуктора, и отново се стартира задвижването.

12. При това възвратно-постъпателно движение стрелката на индикатора не трябва да показва отклонение, по-голямо от 0.04 мм. Ако това не е така, значи, че или образецът е закрепен неправилно, или самия той има по-големи неточности от изработването му. Спира се задвижването и се правят необходимите корекции, докато паралелността влезе в указаните граници.

13. Настройва се величината на максималната деформация на 0.77 ± 0.015 мм с помощта на описаната вече процедура (без калиброванието).

14. Настройва се височината на спускане на перлата-антагонист към работната повърхнина на образеца (пак с помощта на описаната по-горе процедура).

15. Запълва се работната зона с мажеща течност според спецификата на изпитването.

16. Програмира се броят на необходимите според методиката изпитателни цикли.

Проверява се броят на натрупаните цикли в паметта на брояча (Total). С помощта на малкия червен бутон в дясната страна на панела е възможно да се изчисти паметта, за да започне ново броене. **Внимание!** Всяко натискане на този бутон по време на работа със симулатора води до изчистване на паметта от натрупания до момента брой цикли.

17. Включва се работният ход, като скоростта на въртене се увеличава постепенно до достигане на желаната честота.

18. Намазват се с по 1–2 капки тънко масло каналите на водача на рамото на кобилицата, повдигащата гърбица, местата на лагеруване на мотовилката и цилиндричните направляващи на каретката.

ПРИЛОЖЕНИЕ 2

Най-често срещани термини, отнасящи се до изтриването на естествените зъби и денталните материали, в анализираните в настоящия труд публикации

Табл. 1. Честота на употреба и разпространение на някои от най-често използваните термини в публикациите за изтриване на дентални материали и ТЗТ

№	Автор / Година		Abrasion Abrasive	Attrition	Erosion Erosive	Fatigue	Adhesive Adhesion	2-body 3-body	Corrosion corrosive
1	Abe	2001	+			+		+	
2	Al-Hiyasat	2000	+					+	
3	Al-Hiyasat	1998	+		+				+
4	Al-Hiyasat	1997					+	+	
5	Al-Hiyasat	1997	+	+					
6	Azzopardi	2000							
7	Amaechi	2003	+		+				
8	Al-Wahadni	1999	+						
9	Bayne	1994	-	-	-	-	-	-	-
10	Dahl	1994	-	-	-	-	-	-	-
11	Burgoyne	1991	+					+	
12	Blalok	2006				+	+		
13	Clelland	2001		+					
14	Clelland	2003						+	
15	Chadwick	2001	+		+				
16	Chimello	2001	+	+	+	+	+		
17	Clelland	2005	+	+				+	
18	Condon	1996	+	+				+	
19	Condon	1997	+	+		+		+	
20	Condon	2000	+	+					
21	Hacker	1996	+						
22	Ferracane	1999	+	+		+	+		
23	Condon	1997	+	+	+	+	+	+	
24	Craig	1975						+	
25	Clelland	2002	+		+	+		+	
26	Derand	1999	+					+	
27	DeLong	1992							
28	Dahl	1993	-	-	-	-	-	-	-
29	Delong	2006	+	+	+	+	+	+	
30	Van Dijken	2000	-	-	-	-	-	-	-
31	Eick	1985	-	-	-	-	-	-	-
32	Eisenburger	2003	+	+	+				
33	Eisenburger	2002	+	+	+	+	+	+	
34	De Gee	1996	+		+	+		+	
35	De Gee	1986	+	+				+	
36	Fujii	2004	+		+	+			
37	De Gee	1996			+	+	+	+	
38	Fan	1979	+					+	
39	Gourdon	1983	+						
40	Ferracane	2006	+	+	+	+	+		
41	Gohring	2002	+	+		+	+		

42	Hudson	1995	+						
43	Hu	1999	+	+	+			+	
44	Heintze	2005	+	+		+	+	+	
45	Hu	1999		+				+	
46	Harrison	1975	+						
47	Hu	2003	+	+		+		+	
48	Hu	2002	+	+		+	+	+	
49	Heintze	2006		+		+	+		
50	Heintze	2005		+				+	
51	Imai	2000	+				+	+	
52	Jacobi	1991	+						
53	Jagger	1994	-	-	-	-	-	-	-
54	Jagger	1995	+						
55	Jagger	1995	+						
56	Kaway	1994	-	-	-	-	-	-	-
57	Koczorowsski	1999	-	-	-	-	-	-	-
58	Krejci	1999	+					+	
59	Krejci	1993	+						
60	Krejci	1994	-	-	-	-	-	-	-
61	Kaleka	2001	+	+	+	+	+	+	
62	Kim	2001		+					
63	Kern	1999	+	+	+			+	
64	Leinfelder	1999						+	
65	Lambrechts	1999		+					
66	Lutz	1984	+			+	+	+	
67	Lambrehts	2006		+	+	+		+	
68	Lang	1992	-	-	-	-	-	-	-
69	Lim	2000		+		+	+		
70	Lambrehts	2006		+		+	+	+	
71	Magne	1999	-	-	-	-	-	-	-
72	Matsumura	1995	+					+	
73	Metzler	1999	+			+	+	+	
74	Mair	1992							
75	Mair	1996		+	+	+	+	+	
76	Manhart	2000	+	+		+		+	
77	McCabe	1981	+					+	
78	Oh	2002				+			+
79	Pallav	1988	-	-	-	-	-	-	-
80	Pallav	1993			+			+	
81	Palmer	1991	+						
82	Perry	2000	+						
83	Powers	1973	-	-	-	-	-	-	-
84	Powers	1973	-	-	-	-	-	-	-
85	Pilliar	1984	+		+				
86	Palamara	2002	-	-	-	-	-	-	-
87	Peutzfeldt	2000						+	
88	Ramp	1999						+	
89	Ramp	1997				+	+	+	
90	Ratledge	1994					+	+	
91	Ravikiran	2000						+	
92	Rudell	2002	-	-	-	-	-	-	-

93	Suzuki	2004		+				+	
94	Sarrett	2005	+			+			
95	Schuh	2005	+			+		+	
96	Shindler	1998	-	-	-	-	-	-	-
97	Stober	2006		+	+			+	
98	Suzuki	2006							
99	Seghi	1992				+			
100	Seghi	1991	+	+				+	
101	Shabariau	2002			+			+	
102	Soderholm	2001						+	
103	Suzuki	2002	+	+					
104	Soderholm	1998			+	+	+	+	
105	Shortall	2002						+	
106	Sulong	1990		+	+	+	+	+	
107	Tanoue	2000	-	-	-	-	-	-	-
108	Turssi	2002	+			+	+	+	
109	Teoh	1998			+	+	+	+	
110	Turssi	2005	+	+		+		+	
111	Turssi	2005	+	+		+	+	+	
112	Turssi	2006	+				+	+	
113	Venkata	2004						+	
114	Venhoven	1995			+				
115	Verran	2000	+				+		
116	Wassel	1994					+	+	
117	Wassel	1994				+	+	+	
118	Winkler	1991	-	-	-	-	-	-	-
119	Willems	1992						+	
120	Wendt	1996			+	+	+	+	
121	Yap	2000			+	+	+	+	
122	Yap	1999	+		+		+	+	
123	Yap	2002				+			
124	Yap	2002				+			
125	Yap	2002	-	-	-	-	-	-	-
126	Yap	1997	+		+		+	+	
127	Yin	2006	+	+		+			
128	Zantner	2004	+	+			+	+	
129	Pindbborg	1970	+	+	+				
130	Bartlett	2006	+	+	+	+			
131	Kramer	2006	+						
132	Bianchi	2002	+	+					
133	Bottenberg	2006	+				+		
134	Christensen	1996	-	-	-	-	-	-	-
135	Collins	1998	-	-	-	-	-	-	-
136	Dahl	1989			+				
137	Kunzelmann	1998	+	+					
138	Gschomann	2005	+						
139	Llie	2004							
140	Maximilians	2005							
141	Maximilians	2009							
142	Kournetas	2005							
143	Dowling	2008	+	+			+		

144	Atai	2007	+	+		+	+	+	+
145	Zhao	2009	+	+					
146	Ekfelgt	1988			+	+	+	+	
147	Yu	2006	+			+	+	+	
148	Molla	2009	+			+	+	+	
149	Carlsson	1985	+	+	+				
150	Geurtsen	1997					+		
151	Callaghan	2006	+	+	+		+	+	+
152	Heintze	2006	+	+	+	+	+	+	
153	Heintze	2006	+	+	+	+		+	+
154	Heintze	2008	+	+	+	+		+	
155	Heintze	2006	+	+		+	+	+	
156	Leinfelder	1990	-	-	-	-	-	-	-
157	Hudson	1995	-	-	-	-	-	-	-
158	Nagarajan	2003	+			+		+	
159	Heintze	2005	+	+	+	+	+	+	
160	Mayworm	2008	+	+				+	
161	De Gee	1996			+	+	+	+	+
162	Jakson	2000					+		
163	Kawai	1995	+	+		+	+		
164	Kononen	2006	+	+	+		+		
165	Kohler	1999					+		
166	Krejci	1992	+	+		+	+		
167	Kadokawa	2006	+	+		+		+	
168	Lambrehts	2006	+	+	+	+	+	+	
169	Leinfelder	1988			+	+	+		
170	Leinfelder	1995	-	-	-	-	-	-	-
171	Leinfelder	1997		+					
172	Leinfelder	1999	-	-	-	-	-	-	-
173	Mair	1995	+	+					
174	Mandikos	2001	+			+	+	+	
175	Manhart	2002				+	+		
176	Mehl	2007	+	+				+	
177	Momoi	1997	+	+	+	+	+	+	
178	Palaniappan	2009		+		+	+		
179	Xu	2004			+	+	+	+	+
180	Bianchi	2002		+					
181	Sajewicz	2007						+	
182	Ohlmann	2007	+	+	+		+		
183	Sajewicz	2006						+	
184	Palaniappan	2009		+		+	+		
185	Perry	2000	+						
186	Geurtzen	1996					+		
187	Puckett	2007	+			+	+		
188	Zhu	2005				+	+		
189	Raskin	1998		+					
190	Rasmusson	1998	-	+		-	+		
191	Ramalho	2005	+			+	+	+	
192	Rodolpho	2006				+	+		
193	Roulet	1997					+		

194	Schwap	2009	+				+		
195	Schwattz	2004	-	-	-	-	-	-	-
196	Shah	2009				+			
197	Soderholm	1992	-	-	-	-	-	-	-
198	Ghannam	2005	-	-	-	-	-	-	-
199	Tagtekin	2004	+	+				+	
200	Nihei	2008				+	+	+	+
201	Hahnel	2009	+			+		+	
202	Chazal	2008	+	+	+		+	+	
203	Van Dijken	2006	+		+		+		
204	Sarrett	1991	+	+				+	
205	Guidoni	2009	+		+	+	+		
206	Jahanmir	1995	-	-	-	-	-	-	-
207	Tan	2009	-	-	-	-	-	-	-
208	Wang	1998					+	+	
209	Darbyshire	1988	-	-	-	-	-	-	-
210	Leinfelder	1990	-	-	-	-	-	-	-

ПРИЛОЖЕНИЕ 3

Таблици със статистически обработени резултати по апробацията на машината

1. Установяване на позициите по трасетата с най-големи вариации на резултатите за всяка от изследваните групи материали.

Табл. 1. Вариационен анализ на дълбочината на изтриване за различните точки на трасето за материал Herculite 3-body

Y	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	55	32,34[a]	1,00	68,50	15,01	46,41
1	54	**56,30[b]**	3,00	89,00	19,40	34,46
2	54	71,09[cg]	6,00	102,50	21,32	29,99
3	54	75,68[ce]	1,00	109,00	24,74	32,69
4	55	79,71[de]	0	112,50	23,03	28,89
5	55	76,56[de]	2,50	112,50	24,03	31,39
6	54	67,46[fg]	4,50	94,50	22,57	33,46
7	53	45,27[h]	5,00	74,00	17,56	38,79
7,5	53	9,20[i]	0	54,00	14,32	**155,65**

* Y – позиция по Y (разстояние от измерената точка до началото на трасето); n – брой измерени образци; $\overline{X}$ – средна аритметична. Еднаквите букви след резултатите означават липса на сигнификантна разлика, а различните - наличие на такава ($p<0.05$); Min (X min) – минимална измерена стойност; Max (X max) – максимална измерена стойност на променливата; SD – стандартно отклонение; V – коефициент на вариация. Най-ниските стойности в колоната са подчертани, а най-високите – със задебелен (bold) шрифт.

Табл. 2. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за материал Herculite 2-body

Y	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	24	48,67[a]	22,50	86,00	21,88	44,96
1	24	85,79[b]	64,00	109,00	8,66	10,09
2	24	94,63[c]	78,00	125,00	10,47	11,06
3	24	107,85[d]	92,00	140,25	11,06	10,25
4	24	121,54[e]	107,00	158,50	12,18	10,02
5	24	**127,21[f]**	110,50	163,50	13,11	10,31
6	24	**129,26[f]**	112,00	168,50	15,16	11,73
7	24	119,20[e]	102,00	157,50	15,18	12,73
7,5	24	38,67[a]	5,50	68,00	17,71	**45,80**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 3. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за материал Heliomolar

Y	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	15	5,33[a]	2,00	10,50	2,89	54,28
1	15	23,37[b]	4,50	32,50	7,42	31,75
2	15	44,87[c]	35,50	54,50	4,97	11,08
3	15	73,10[d]	60,00	85,00	7,81	10,69
4	15	99,47[e]	81,00	116,50	10,75	10,81
5	15	**122,30[f]**	100,00	145,00	12,11	9,90
6	15	**130,00[f]**	109,50	155,50	12,79	9,84
7	15	117,77[h]	102,00	133,50	9,68	8,22
7,5	15	56,13[g]	39,00	71,00	10,87	19,36
8	15	3,03[i]	0	10,50	2,94	**97,01**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 4. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за материал Charisma

Y	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	31	33,97[a]	7,00	65,50	16,88	49,71
1	31	73,40[b]	40,50	100,50	17,42	23,73
2	31	116,03[c]	90,50	136,00	12,04	10,38
3	30	142,62[d]	97,50	178,50	19,40	13,60
4	30	**162,13[ef]**	116,50	222,00	27,52	16,97
5	30	**168,72[ef]**	114,50	233,50	30,25	17,93
6	31	156,32[df]	104,00	237,50	34,97	22,37
7	31	113,15[c]	51,00	171,50	27,35	24,17
7,5	31	45,69[a]	11,50	111,50	30,31	**66,34**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 5. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за материал Filtek Silorane

Y	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	28	49,52[a]	1,00	136,00	34,72	**70,12**
1	28	92,59[b]	45,00	152,50	26,24	28,34
2	28	**121,91[c]**	58,50	190,50	38,12	31,27
3	28	**139,80[c]**	43,00	238,50	54,55	39,02
4	29	**151,72[c]**	36,50	290,50	72,34	47,68
5	29	**163,03[c]**	29,00	301,50	90,00	55,20
6	29	**153,96[c]**	18,50	300,50	89,96	58,43
7	29	**121,90[c]**	12,00	272,00	71,19	58,40
7,5	29	73,05[b]	0	189,00	49,83	68,21

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 6. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за материал Filtek Ultimate

Y	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	31	15,15[a]	1,50	27,50	6,77	44,73
1	31	25,31[b]	13,50	36,00	6,39	25,27
2	31	36,39[c]	24,00	52,00	7,43	20,41
3	31	50,89[d]	29,00	79,50	14,96	29,40
4	31	**65,68[e]**	39,00	94,50	16,39	24,96
5	31	**67,69[e]**	31,00	97,00	15,85	23,41
6	29	**58,64[e]**	22,00	79,50	14,36	24,49
7	29	25,09[b]	11,50	53,50	11,17	44,51
7,5	28	2,71[f]	0	26,00	5,27	**194,20**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 7. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, трасе 1

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	24,00	17,00	30,50	5,52	23,00
1	1-4	4	54,63	48,00	60,50	5,14	9,41
2	1-4	4	68,38	65,50	74,00	3,82	5,59
3	1-4	4	73,38	65,00	80,00	6,29	8,57
4	1-4	4	**81,63**	79,00	85,00	2,56	3,14
5	1-4	4	76,13	66,50	83,50	8,06	10,59
6	1-4	4	73,25	63,00	79,00	7,44	10,16
7	1-4	4	55,50	47,50	61,50	5,85	10,54
7,5	1-4	4	22,38	3,50	46,00	19,55	**87,35**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 8. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, трасе 2

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	30,38	18,50	49,50	13,68	45,03
1	1-4	4	52,38	39,50	77,50	17,32	33,07
2	1-4	4	65,25	53,00	76,50	12,22	18,73
3	1-4	4	59,75	1,00	85,50	39,50	66,11
4	1-4	4	75,88	61,00	87,50	12,20	16,07
5	1-4	4	78,63	71,00	92,00	9,83	12,50
6	1-4	3	76,67	62,00	84,00	12,70	16,57
7	1-4	2	57,00	49,00	65,00	11,31	19,85
7,5	1-4	3	27,83	8,00	49,50	20,81	**74,77**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 9. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, трасе 3

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	22,00	17,50	29,00	5,40	24,55
1	1-4	3	43,83	35,00	52,00	8,52	19,44
2	1-4	3	66,50	56,00	78,00	11,03	16,59
3	1-4	3	75,33	70,50	79,00	4,37	5,80
4	1-4	4	87,25	86,00	88,00	0,96	1,10
5	1-4	4	90,38	80,00	95,00	6,99	7,74
6	1-4	4	83,63	75,00	91,50	6,80	8,13
7	1-4	4	58,50	46,00	68,50	10,42	17,81
7,5	1-4	4	22,25	3,00	46,00	18,12	**81,45**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 10. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, трасе 4

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	14,00	1,00	25,00	10,00	71,43
1	1-4	4	34,38	26,00	45,50	8,21	23,88
2	1-4	4	63,50	46,50	78,00	13,63	21,47
3	1-4	4	69,00	62,50	76,00	6,52	9,45
4	1-4	4	82,50	76,50	92,00	6,72	8,15
5	1-4	4	82,38	75,50	92,50	7,19	8,73
6	1-4	4	75,63	71,00	80,50	4,82	6,37
7	1-4	4	49,63	38,00	55,50	8,05	16,21
7,5	1-4	4	16,75	0	27,00	12,48	**74,51**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 11. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, трасе 5

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	25,13	6,50	52,00	19,79	78,77
1	1-4	4	44,63	33,50	70,50	17,35	38,88
2	1-4	4	55,63	31,50	72,00	18,64	33,51
3	1-4	4	72,00	64,50	79,00	6,67	9,27
4	1-4	4	81,88	79,00	85,50	2,95	3,61
5	1-4	4	75,63	46,50	91,50	20,13	26,62
6	1-4	4	68,75	34,50	93,00	25,18	36,63
7	1-4	4	48,00	5,00	74,00	31,80	66,25
7,5	1-4	4	23,50	2,50	54,00	22,15	**94,24**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 12. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, трасе 1

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	51,88	27,50	83,50	26,37	**50,83**
1	1-4	4	84,25	64,00	102,50	16,33	19,39
2	1-4	4	95,25	78,00	122,00	19,89	20,88
3	1-4	4	105,50	92,00	130,50	18,20	17,25
4	1-4	4	122,25	107,00	148,50	18,15	14,85
5	1-4	4	130,25	110,50	159,00	20,59	15,81
6	1-4	4	136,13	112,00	165,50	22,68	16,66
7	1-4	4	128,63	104,50	157,50	26,88	20,90
7,5	1-4	4	46,88	21,50	62,50	17,67	37,70

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 13. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, трасе 2

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	41,75	25,00	86,00	29,56	**70,80**
1	1-4	4	88,13	79,50	109,00	13,99	15,88
2	1-4	4	99,63	87,00	125,00	17,17	17,24
3	1-4	4	111,56	97,50	140,25	19,57	17,54
4	1-4	4	126,63	113,00	158,50	21,55	17,02
5	1-4	4	131,50	116,50	163,50	21,65	16,46
6	1-4	4	133,75	115,00	168,50	23,91	17,88
7	1-4	4	127,25	111,00	151,50	17,20	13,51
7,5	1-4	4	49,00	34,00	68,00	14,54	29,68

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 14. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, трасе 3

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	48,25	27,50	67,00	16,73	34,66
1	1-4	4	86,63	78,00	94,00	6,65	7,68
2	1-4	4	97,00	89,50	103,00	5,61	5,79
3	1-4	4	112,19	102,50	117,00	6,69	5,96
4	1-4	4	124,25	115,00	137,50	9,73	7,83
5	1-4	4	130,75	116,00	143,00	11,12	8,51
6	1-4	4	132,50	115,50	150,50	14,31	10,80
7	1-4	4	115,00	107,00	123,50	7,11	6,18
7,5	1-4	4	36,75	5,50	65,00	24,73	**67,28**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 15. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, трасе 4

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	43,88	22,50	69,00	23,62	**53,83**
1	1-4	4	84,75	82,00	86,50	2,02	2,38
2	1-4	4	92,75	89,50	96,00	2,72	2,94
3	1-4	4	104,88	100,00	109,00	3,71	3,53
4	1-4	4	117,00	111,50	126,50	6,86	5,86
5	1-4	4	120,75	115,50	125,00	4,33	3,59
6	1-4	4	120,63	115,50	128,50	5,84	4,84
7	1-4	4	109,88	102,00	119,00	8,41	7,65
7,5	1-4	4	30,13	14,50	52,00	15,75	52,28

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 16. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, трасе 5

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	48,63	29,50	75,50	22,54	**46,36**
1	1-4	4	84,50	77,00	89,00	5,20	6,15
2	1-4	4	89,75	86,00	93,00	2,90	3,23
3	1-4	4	103,38	99,00	108,00	4,78	4,63
4	1-4	4	114,88	110,00	119,00	4,13	3,60
5	1-4	4	118,88	117,00	122,50	2,50	2,10
6	1-4	4	119,50	116,00	122,50	2,86	2,39
7	1-4	4	109,88	104,00	116,00	5,11	4,65
7,5	1-4	4	31,88	16,00	50,50	14,64	45,94

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 17. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, трасе 6

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	57,63	33,50	78,00	23,21	40,28
1	1-4	4	86,50	82,50	93,00	4,56	5,28
2	1-4	4	93,38	87,50	98,50	4,87	5,22
3	1-4	4	109,63	105,00	120,00	6,99	6,38
4	1-4	4	124,25	119,50	134,00	6,61	5,32
5	1-4	4	131,13	124,00	141,50	7,40	5,64
6	1-4	4	133,06	124,50	145,50	8,87	6,66
7	1-4	4	124,56	114,25	136,00	10,16	8,16
7,5	1-4	4	37,38	9,00	53,50	20,20	**54,06**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 18. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, трасе 1

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	3	5,17	2,00	10,50	4,65	**89,92**
1	1-4	3	26,67	23,50	32,50	5,06	18,97
2	1-4	3	46,67	44,00	48,00	2,31	4,95
3	1-4	3	75,00	73,00	78,00	2,65	3,53
4	1-4	3	98,17	94,50	101,00	3,33	3,39
5	1-4	3	120,67	116,00	129,00	7,23	6,00
6	1-4	3	129,17	123,00	140,50	9,83	7,61
7	1-4	3	113,17	102,00	124,50	11,25	9,94
7,5	1-4	3	52,33	39,00	65,50	13,25	25,32

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 19. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, трасе 2

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	3	4,17	3,00	5,50	1,26	**30,20**
1	1-4	3	24,17	22,00	25,50	1,89	7,83
2	1-4	3	43,00	38,00	45,50	4,33	10,07
3	1-4	3	72,00	60,50	79,00	10,04	13,94
4	1-4	3	99,33	87,50	107,00	10,40	10,47
5	1-4	3	124,33	108,00	134,00	14,22	11,44
6	1-4	3	134,50	115,50	146,00	16,58	12,32
7	1-4	3	121,00	107,00	133,50	13,31	11,00
7,5	1-4	3	52,33	41,50	59,50	9,54	18,24

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 20. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, трасе 3

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	3	5,17	3,50	7,50	2,08	40,29
1	1-4	3	21,33	9,00	29,50	10,87	**50,94**
2	1-4	3	43,83	35,50	52,50	8,50	19,40
3	1-4	3	69,50	60,00	81,50	10,97	15,78
4	1-4	3	94,50	81,00	116,00	18,82	19,92
5	1-4	3	121,17	100,00	145,00	22,62	18,67
6	1-4	3	131,33	109,50	155,50	23,09	17,58
7	1-4	3	119,17	112,00	133,00	11,98	10,06
7,5	1-4	3	58,00	43,00	67,50	13,14	22,66

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 21. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, трасе 4

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	3	6,17	3,00	10,50	3,88	**62,98**
1	1-4	3	24,50	23,50	25,50	1,00	4,08
2	1-4	3	42,33	40,00	45,00	2,52	5,94
3	1-4	3	68,83	63,50	74,50	5,51	8,00
4	1-4	3	97,00	87,00	108,00	10,54	10,86
5	1-4	3	121,17	106,50	136,50	15,01	12,39
6	1-4	3	127,83	117,50	141,50	12,34	9,66
7	1-4	3	123,50	119,00	127,50	4,27	3,46
7,5	1-4	3	63,83	57,50	68,00	5,58	8,73

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 22. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, трасе 6

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	3	6,00	3,50	10,00	3,50	58,33
1	1-4	3	20,17	4,50	31,50	14,01	**69,48**
2	1-4	3	48,50	44,00	54,50	5,41	11,15
3	1-4	3	80,17	73,00	85,00	6,33	7,90
4	1-4	3	108,33	101,50	116,50	7,59	7,00
5	1-4	3	124,17	120,50	128,50	4,04	3,25
6	1-4	3	127,17	123,00	134,00	5,97	4,69
7	1-4	3	112,00	106,50	119,00	6,38	5,70
7,5	1-4	3	54,17	45,50	71,00	14,58	26,92

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 23. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, трасе 1

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	32,00	16,50	63,50	21,44	66,99
1	1-4	4	64,13	40,50	100,50	25,58	39,89
2	1-4	4	120,63	90,50	136,00	20,92	17,34
3	1-4	3	164,67	142,00	178,50	19,79	12,02
4	1-4	3	188,50	151,00	222,00	35,67	18,92
5	1-4	3	201,17	157,00	233,50	39,60	19,68
6	1-4	4	155,38	108,00	227,00	51,54	33,17
7	1-4	4	104,25	51,00	157,50	45,96	44,09
7,5	1-4	4	59,25	12,00	111,50	47,00	**79,33**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 24. Вариационен анализ на дълбочинана на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, трасе 2

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	25,50	7,00	45,00	15,95	62,56
1	1-4	4	69,75	49,50	88,00	16,83	24,14
2	1-4	4	118,63	113,50	132,00	8,94	7,54
3	1-4	4	146,13	120,50	157,50	17,35	11,87
4	1-4	4	165,25	119,50	197,50	35,00	21,18
5	1-4	4	168,00	121,50	206,00	36,49	21,72
6	1-4	4	146,75	104,00	193,00	41,33	28,16
7	1-4	4	92,38	73,00	110,00	19,09	20,67
7,5	1-4	4	41,75	11,50	71,00	28,29	**67,76**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 25. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, трасе 3

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	33,13	7,50	65,50	24,10	**72,76**
1	1-4	4	70,38	48,50	84,50	15,84	22,52
2	1-4	4	121,75	112,50	135,00	9,65	7,92
3	1-4	4	155,25	141,50	166,50	11,24	7,24
4	1-4	4	175,88	148,50	197,50	20,40	11,60
5	1-4	4	187,63	160,50	220,50	31,67	16,88
6	1-4	4	190,88	141,50	237,50	47,47	24,87
7	1-4	4	140,00	102,50	171,50	35,20	25,14
7,5	1-4	4	61,63	11,50	110,00	42,29	68,63

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 26. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, трасе 4

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	29,63	12,50	39,50	12,18	41,12
1	1-4	4	71,88	53,00	88,50	17,77	24,73
2	1-4	4	110,38	103,00	121,50	8,67	7,86
3	1-4	4	136,88	115,50	148,00	14,89	10,88
4	1-4	4	160,38	119,00	183,00	30,14	18,79
5	1-4	4	165,75	133,00	195,00	25,51	15,39
6	1-4	4	145,38	127,00	167,50	20,45	14,07
7	1-4	4	106,00	93,50	120,00	14,49	13,67
7,5	1-4	4	48,75	21,50	73,00	23,90	**49,02**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 27. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, трасе 5

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	22,13	7,00	35,00	11,65	52,66
1	1-4	4	65,38	44,00	84,00	18,42	28,17
2	1-4	4	110,75	104,00	120,50	6,98	6,30
3	1-4	4	140,13	136,50	146,00	4,57	3,26
4	1-4	4	162,13	140,50	187,50	21,21	13,08
5	1-4	4	171,00	146,50	204,50	25,85	15,12
6	1-4	4	154,75	128,00	196,50	29,28	18,92
7	1-4	4	114,75	96,50	129,00	14,71	12,82
7,5	1-4	4	53,00	20,50	94,50	31,62	**59,66**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 28. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, трасе 6

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	33,25	16,50	47,00	12,59	37,85
1	1-4	4	74,88	43,50	95,50	22,33	29,82
2	1-4	4	114,25	102,00	128,00	11,90	10,41
3	1-4	4	129,13	113,50	151,00	18,11	14,03
4	1-4	4	138,63	123,50	162,50	18,01	12,99
5	1-4	4	143,00	131,00	154,50	13,01	9,10
6	1-4	4	137,13	126,50	147,00	9,32	6,80
7	1-4	4	105,38	99,00	113,50	6,49	6,15
7,5	1-4	4	53,38	34,00	82,50	20,84	**39,05**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 29. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, трасе 1

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	3	29,17	18,50	35,50	9,29	31,86
1	1-4	3	63,00	45,00	79,00	17,09	27,12
2	1-4	3	99,17	72,50	124,00	25,80	26,02
3	1-4	3	101,50	77,50	117,50	21,17	20,85
4	1-4	4	79,13	42,00	115,00	30,56	38,63
5	1-4	4	59,25	29,00	84,00	22,86	38,58
6	1-4	4	31,06	18,50	41,50	9,47	30,50
7	1-4	4	18,38	12,00	33,50	10,13	55,11
7,5	1-4	4	7,00	0	21,50	10,04	**143,45**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 30. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, трасе 2

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	69,00	11,00	105,50	41,74	60,50
1	1-4	4	86,50	74,50	98,00	9,60	11,10
2	1-4	4	80,63	72,00	85,50	6,41	7,95
3	1-4	4	74,88	50,50	104,00	22,74	30,37
4	1-4	4	79,88	59,50	112,00	23,10	28,92
5	1-4	4	83,25	55,50	113,00	23,57	28,32
6	1-4	4	86,25	47,50	111,00	29,23	33,89
7	1-4	4	101,25	36,50	184,50	62,65	**61,88**
7,5	1-4	4	77,38	33,50	116,00	34,11	44,09

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 31. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, трасе 3

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	74,00	60,50	80,50	9,19	12,42
1	1-4	4	105,13	79,00	133,00	28,07	26,70
2	1-4	4	115,75	58,50	177,00	58,53	50,57
3	1-4	4	110,63	43,00	167,00	64,72	58,51
4	1-4	4	118,63	36,50	200,00	74,67	62,95
5	1-4	4	118,13	43,00	206,00	76,67	**64,90**
6	1-4	4	108,13	43,50	174,50	63,65	58,87
7	1-4	4	89,63	38,00	132,00	45,95	51,27
7,5	1-4	4	58,38	33,00	87,50	22,54	38,61

Означенията са аналогични на тези в в табл. 11, стр. 79.

Табл. 32. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, трасе 4

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	70,88	24,00	136,00	52,84	74,55
1	1-4	4	126,63	108,00	152,50	18,66	14,74
2	1-4	4	124,63	85,00	146,50	28,44	22,82
3	1-4	4	118,88	71,00	141,50	32,27	27,14
4	1-4	4	115,38	58,50	151,00	41,67	36,12
5	1-4	4	113,00	41,50	168,50	54,79	48,48
6	1-4	4	114,63	51,00	180,50	54,47	47,52
7	1-4	4	108,88	42,50	185,50	60,96	55,99
7,5	1-4	4	89,75	18,50	188,00	74,34	**82,83**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 33. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, трасе 5

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	56,63	26,00	74,50	22,37	**39,50**
1	1-4	4	106,00	89,00	125,50	15,37	14,50
2	1-4	4	175,75	159,00	190,50	12,99	7,39
3	1-4	4	217,50	201,50	238,50	18,92	8,70
4	1-4	4	252,75	213,00	290,50	31,69	12,54
5	1-4	4	281,63	264,00	301,50	18,45	6,55
6	1-4	4	264,13	248,50	300,50	24,38	9,23
7	1-4	4	180,75	152,50	236,00	38,01	21,03
7,5	1-4	4	84,25	57,50	126,50	33,19	39,40

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 34. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, трасе 6

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	45,00	23,00	55,50	15,01	33,35
1	1-4	4	96,25	78,00	103,50	12,20	12,67
2	1-4	4	148,63	142,50	157,00	6,06	4,08
3	1-4	4	186,38	178,50	195,00	8,11	4,35
4	1-4	4	210,25	203,00	221,00	8,65	4,11
5	1-4	4	233,25	213,50	284,00	34,03	14,59
6	1-4	4	232,13	180,00	292,00	49,40	21,28
7	1-4	4	135,88	99,00	170,00	29,34	21,60
7,5	1-4	4	65,38	36,50	123,50	40,58	**62,07**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 35. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, трасе 1

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	19,50	8,50	27,50	9,34	47,88
1	1-4	4	27,50	15,00	36,00	8,89	32,32
2	1-4	4	31,88	30,00	34,00	1,93	6,06
3	1-4	4	36,13	33,00	40,50	3,25	9,00
4	1-4	4	47,63	44,00	52,00	4,23	8,88
5	1-4	4	56,88	53,00	62,50	4,09	7,19
6	1-4	4	56,50	46,50	66,00	7,97	14,10
7	1-4	4	28,00	25,50	31,00	2,92	10,41
7,5	1-4	4	3,75	0	11,50	5,24	**139,63**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 36. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, трасе 2

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	16,00	4,50	23,50	9,06	**56,65**
1	1-4	4	24,50	16,00	35,50	8,09	33,03
2	1-4	4	33,38	27,50	42,00	6,18	18,53
3	1-4	4	40,25	33,00	50,00	8,62	21,41
4	1-4	4	56,75	48,00	66,50	9,37	16,51
5	1-4	4	55,75	31,00	71,50	17,85	32,02
6	1-4	3	50,17	29,50	62,50	18,01	35,90
7	1-4	3	21,67	11,50	33,00	10,80	49,83
7,5	1-4	3	1,33	1,00	2,00	0,58	43,30

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 37. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, трасе 3

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	10,63	5,50	14,50	4,01	37,72
1	1-4	4	19,13	13,50	25,50	5,41	28,27
2	1-4	4	29,00	24,00	34,00	4,40	15,16
3	1-4	4	39,00	29,00	46,50	7,52	19,27
4	1-4	4	50,13	39,00	55,00	7,53	15,03
5	1-4	4	50,88	41,00	61,00	8,59	16,88
6	1-4	3	36,83	22,00	45,00	12,87	34,94
7	1-4	3	18,33	17,50	19,00	0,76	4,17
7,5	1-4	3	0,33	0	1,00	0,58	**173,21**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 38. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, трасе 4

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	12,88	9,00	18,00	4,37	33,91
1	1-4	4	22,75	19,00	25,50	2,90	12,75
2	1-4	4	35,38	31,50	39,00	3,68	10,41
3	1-4	4	53,63	40,00	62,00	10,40	19,40
4	1-4	4	66,38	53,00	77,00	10,66	16,06
5	1-4	4	68,38	59,50	78,50	9,31	13,62
6	1-4	4	55,50	31,00	65,00	16,44	29,62
7	1-4	4	26,13	14,50	41,00	11,17	42,75
7,5	1-4	4	2,13	0	7,00	3,33	**156,52**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 39. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, трасе 5

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	12,50	1,50	21,00	8,80	70,43
1	1-4	4	26,63	14,50	35,50	9,17	34,44
2	1-4	4	40,75	31,50	49,50	8,62	21,15
3	1-4	4	56,75	34,50	75,00	18,67	32,91
4	1-4	4	72,13	50,00	87,00	17,40	24,12
5	1-4	4	78,75	59,00	94,00	15,33	19,46
6	1-4	4	67,13	53,00	79,50	12,68	18,89
7	1-4	4	36,38	18,50	44,50	12,30	33,83
7,5	1-4	4	7,13	0,50	26,00	12,59	**176,73**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 40. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, трасе 6

Y	Образец	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-4	4	14,25	6,00	21,00	6,40	44,89
1	1-4	4	25,13	20,00	29,00	4,37	17,38
2	1-4	4	37,75	27,50	49,50	9,17	24,29
3	1-4	4	57,63	42,50	77,00	14,99	26,01
4	1-4	4	75,88	62,00	94,50	14,15	18,65
5	1-4	4	76,75	60,00	97,00	15,29	19,92
6	1-4	4	65,00	55,50	78,00	10,02	15,42
7	1-4	4	32,88	16,50	53,50	16,72	50,86
7,5	1-4	4	2,88	0,50	8,00	3,47	**120,80**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 41. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 1

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	22,00	17,00	27,00	4,14	18,81
1	1-6	5	41,50	33,50	55,50	8,97	21,62
2	1-6	5	63,10	56,50	68,50	4,93	7,81
3	1-6	5	61,00	1,00	79,00	33,61	**55,10**
4	1-6	5	81,40	71,00	88,00	6,51	8,00
5	1-6	5	83,60	71,00	92,50	8,80	10,53
6	1-6	5	78,60	62,00	93,00	11,88	15,12
7	1-6	5	56,70	49,00	74,00	10,06	17,74
7,5	1-6	5	11,00	3,50	15,50	5,10	46,35

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 42. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 2

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	14,60	1,00	24,50	10,38	**71,07**
1	1-6	4	39,88	26,00	54,50	11,90	29,84
2	1-6	4	56,75	31,50	75,00	21,40	37,70
3	1-6	4	70,75	62,50	79,50	8,27	11,69
4	1-6	5	83,00	76,50	87,50	4,60	5,54
5	1-6	5	80,00	66,50	92,00	9,78	12,22
6	1-6	5	79,40	71,00	84,00	5,16	6,50
7	1-6	5	63,90	54,50	70,00	6,20	9,70
7,5	1-6	5	44,20	25,50	54,00	10,96	24,79

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 5. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 3

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	18,60	13,00	30,50	6,89	**37,02**
1	1-6	5	40,50	31,50	50,00	8,12	20,06
2	1-6	5	65,30	50,50	78,00	13,19	20,20
3	1-6	5	69,10	64,50	73,00	4,32	6,25
4	1-6	5	82,50	79,00	88,00	3,67	4,45
5	1-6	5	83,30	78,50	94,00	6,25	7,50
6	1-6	5	78,70	67,00	91,50	9,67	12,28
7	1-6	4	55,25	43,00	65,50	9,28	16,79
7,5	1-6	5	26,40	24,00	30,50	2,58	9,79

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 44. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 4

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	37,20	25,00	52,00	12,56	33,77
1	1-6	5	61,20	45,50	77,50	13,07	21,36
2	1-6	5	68,30	56,00	76,50	7,69	11,27
3	1-6	5	77,80	68,50	85,50	6,23	8,01
4	1-6	5	80,40	61,00	92,00	11,87	14,76
5	1-6	5	75,60	46,50	95,00	19,59	25,91
6	1-6	4	62,88	34,50	79,00	20,10	31,97
7	1-6	4	34,13	5,00	47,50	19,86	58,20
7,5	1-6	4	3,75	0	9,50	4,05	**108,05**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 45. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 5

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	7	41,79	30,50	66,00	11,85	28,36
1	1-6	7	67,64	54,50	86,50	10,90	16,12
2	1-6	7	82,29	62,00	94,50	11,71	14,24
3	1-6	7	85,86	53,00	103,50	19,59	22,82
4	1-6	7	89,07	66,50	112,50	17,57	19,73
5	1-6	7	83,57	54,50	112,50	23,10	27,64
6	1-6	7	66,86	37,00	90,50	18,45	27,59
7	1-6	7	40,86	23,50	58,00	11,19	27,40
7,5	1-6	7	1,21	0,50	2,50	0,70	**57,53**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 46. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 6

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	7	34,29	11,50	56,50	14,08	41,06
1	1-6	7	58,86	10,50	80,00	23,01	39,10
2	1-6	7	71,64	9,50	91,50	27,93	38,98
3	1-6	7	71,57	8,50	96,50	30,95	43,25
4	1-6	7	67,29	7,50	100,50	33,86	50,32
5	1-6	7	64,71	7,00	105,00	34,33	53,04
6	1-6	7	55,71	6,50	94,50	31,43	56,41
7	1-6	7	35,93	5,50	64,00	19,34	53,82
7,5	1-6	7	1,36	0	5,50	1,86	**137,38**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 47. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 7

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	7	33,00	12,50	50,00	12,90	39,09
1	1-6	7	56,36	10,50	77,50	21,85	38,78
2	1-6	7	70,86	6,50	94,50	29,63	41,81
3	1-6	7	78,50	3,00	101,00	33,80	43,05
4	1-6	7	81,71	0	101,00	36,65	44,85
5	1-6	7	82,36	2,50	101,50	35,40	42,98
6	1-6	7	73,36	4,50	92,50	30,78	41,96
7	1-6	7	50,29	5,50	68,00	20,92	41,60
7,5	1-6	6	0,67	0	1,50	0,61	**90,83**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 48. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 8

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	7	35,21	2,50	60,00	17,87	50,74
1	1-6	7	59,21	3,00	84,00	26,27	44,36
2	1-6	7	77,93	6,00	102,50	32,29	41,44
3	1-6	7	83,71	7,50	109,00	34,89	41,67
4	1-6	7	77,00	9,50	98,50	31,74	41,23
5	1-6	7	65,14	11,00	98,00	28,94	44,42
6	1-6	7	52,00	11,50	85,00	24,53	47,17
7	1-6	7	29,50	14,00	43,50	13,31	45,13
7,5	1-6	7	2,36	0	14,00	5,15	**218,64**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 49. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 3-body, образец 9

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	7	43,79	29,50	68,50	13,58	31,02
1	1-6	7	67,14	31,00	89,00	18,15	27,03
2	1-6	7	72,79	31,50	86,00	18,65	25,62
3	1-6	7	75,21	31,00	92,50	20,48	27,23
4	1-6	7	77,43	29,50	98,00	22,45	29,00
5	1-6	7	75,43	28,00	94,00	22,24	29,49
6	1-6	7	67,50	24,50	85,50	20,56	30,45
7	1-6	7	49,00	20,50	63,50	14,70	30,00
7,5	1-6	7	3,71	0	17,50	6,14	**165,39**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 50. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, образец 1

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	73,75	59,00	86,00	10,48	14,21
1	1-6	6	88,92	77,00	109,00	13,49	15,17
2	1-6	6	102,25	86,00	125,00	17,06	16,69
3	1-6	6	116,92	99,50	140,25	15,59	13,33
4	1-6	6	134,42	113,00	158,50	17,04	12,67
5	1-6	6	139,67	117,50	163,50	18,72	13,41
6	1-6	6	144,13	121,00	168,50	20,25	14,05
7	1-6	6	122,71	102,00	157,50	25,05	20,41
7,5	1-6	6	24,58	5,50	51,50	21,00	**85,42**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 51. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, образец 2

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	28,75	22,50	33,50	4,17	14,50
1	1-6	6	82,58	64,00	94,00	10,20	12,35
2	1-6	6	92,08	78,00	103,00	8,03	8,72
3	1-6	6	105,83	92,00	117,00	8,05	7,61
4	1-6	6	117,75	112,50	121,00	3,27	2,77
5	1-6	6	126,75	122,50	131,50	3,49	2,75
6	1-6	6	129,42	121,50	140,00	6,80	5,25
7	1-6	6	126,00	116,00	145,50	10,65	8,46
7,5	1-6	6	42,17	28,00	62,50	12,61	**29,91**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 52. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, образец 3

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	32,33	25,00	44,00	8,53	**26,38**
1	1-6	6	85,75	80,00	93,00	4,33	5,05
2	1-6	6	89,42	82,50	96,00	4,55	5,09
3	1-6	6	99,75	92,00	107,50	5,16	5,18
4	1-6	6	112,92	107,00	121,00	4,80	4,25
5	1-6	6	117,25	110,50	124,00	4,61	3,93
6	1-6	6	117,83	112,00	124,50	4,59	3,90
7	1-6	6	114,67	107,00	124,50	6,06	5,29
7,5	1-6	6	56,92	50,50	68,00	7,55	13,26

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 53. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Herculite 2-body, образец 4

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	59,83	29,50	77,00	17,34	**28,98**
1	1-6	6	85,92	81,00	90,50	3,97	4,62
2	1-6	6	94,75	89,50	98,50	4,26	4,50
3	1-6	6	108,92	101,00	120,00	6,68	6,13
4	1-6	6	121,08	114,00	134,00	7,28	6,01
5	1-6	6	125,17	116,50	141,50	9,83	7,85
6	1-6	6	125,67	115,00	145,50	11,92	9,48
7	1-6	6	113,42	103,50	136,00	12,16	10,72
7,5	1-6	6	31,00	21,50	42,50	7,91	25,50

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 54. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, образец 1

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	7,20	3,50	10,50	3,38	47,00
1	1-6	5	22,00	4,50	32,50	10,50	47,73
2	1-6	5	43,30	38,00	48,00	4,32	9,99
3	1-6	5	71,30	60,50	82,50	8,85	12,41
4	1-6	5	95,20	86,50	107,00	8,50	8,93
5	1-6	5	117,50	108,00	123,50	5,84	4,97
6	1-6	5	123,20	115,50	129,00	4,88	3,96
7	1-6	5	111,10	102,00	127,50	9,90	8,91
7,5	1-6	5	45,40	39,00	57,50	7,22	15,91
8	1-6	5	3,80	0,50	7,50	2,54	**66,83**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 55.Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, образец 2

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	4,30	2,00	5,50	1,35	31,42
1	1-6	5	21,40	9,00	25,00	6,94	32,43
2	1-6	5	43,60	35,50	48,00	4,76	10,92
3	1-6	5	71,60	60,00	76,50	6,61	9,23
4	1-6	5	99,00	81,00	108,00	10,43	10,54
5	1-6	5	123,40	100,00	136,50	14,29	11,58
6	1-6	5	131,60	109,50	142,00	14,35	10,91
7	1-6	5	118,70	110,50	124,50	6,86	5,78
7,5	1-6	5	65,90	59,50	71,00	4,17	6,33
8	1-6	5	4,50	1,50	10,50	3,69	**82,03**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 56. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Heliomolar, образец 3

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	4,50	3,00	10,00	3,08	68,49
1	1-6	5	26,70	23,50	31,50	3,63	13,61
2	1-6	5	47,70	42,00	54,50	5,48	11,50
3	1-6	5	76,40	63,50	85,00	8,44	11,04
4	1-6	5	104,20	87,00	116,50	13,12	12,59
5	1-6	5	126,00	106,50	145,00	15,10	11,98
6	1-6	5	135,20	117,50	155,50	15,75	11,65
7	1-6	5	123,50	113,00	133,50	9,23	7,48
7,5	1-6	5	57,10	45,50	68,00	8,90	15,58
8	1-6	5	0,80	0	2,00	0,76	**94,79**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 57. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, образец 1

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	41,17	29,50	63,50	12,53	30,43
1	1-6	6	87,58	78,00	100,50	9,04	10,32
2	1-6	6	116,58	103,00	133,50	11,74	10,07
3	1-6	6	132,17	115,50	142,00	11,31	8,56
4	1-6	6	136,83	119,00	151,00	14,15	10,34
5	1-6	6	145,42	121,50	160,50	15,25	10,49
6	1-6	6	137,17	104,00	159,50	20,89	15,23
7	1-6	6	100,42	73,00	122,50	16,58	16,52
7,5	1-6	6	22,92	11,50	44,50	12,33	**53,81**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 58. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, образец 2

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	11,17	7,00	16,50	4,62	**41,39**
1	1-6	6	49,33	43,50	57,50	5,35	10,85
2	1-6	6	116,83	104,00	136,00	10,96	9,38
3	1-6	6	154,50	146,00	173,50	10,09	6,53
4	1-6	6	184,00	162,50	197,50	12,14	6,60
5	1-6	6	191,92	154,50	213,00	25,47	13,27
6	1-6	6	169,17	127,00	225,00	40,93	24,20
7	1-6	6	115,42	86,00	171,50	30,52	26,44
7,5	1-6	6	90,42	71,00	111,50	17,82	19,71

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 59. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, образец 3

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	25,75	20,50	35,50	6,06	23,52
1	1-6	6	64,08	56,50	76,50	7,63	11,91
2	1-6	6	116,08	104,00	135,00	11,30	9,73
3	1-6	6	148,58	113,50	178,50	22,82	15,36
4	1-6	6	181,08	126,00	222,00	31,99	17,67
5	1-6	6	190,50	131,00	233,50	36,07	18,93
6	1-6	6	180,25	132,50	237,50	42,60	**23,63**
7	1-6	6	132,17	107,50	168,50	25,13	19,02
7,5	1-6	6	66,42	52,50	85,50	12,82	19,30

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Таблица 11 на стр. 790. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, образец 4

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	39,00	25,50	65,50	14,79	**37,92**
1	1-6	6	76,58	40,50	88,00	18,05	23,57
2	1-6	6	114,75	90,50	132,00	15,36	13,38
3	1-6	5	142,50	115,00	162,00	18,30	12,84
4	1-6	5	152,60	123,50	176,00	18,99	12,45
5	1-6	5	155,60	132,50	170,50	14,06	9,04
6	1-6	6	133,58	108,00	158,00	18,38	13,76
7	1-6	6	93,83	51,00	120,00	25,82	27,52
7,5	1-6	6	32,08	12,00	46,50	12,16	37,91

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 61. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Charisma, образец 5

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	7	50,07	39,00	63,50	9,85	19,66
1	1-6	7	87,14	84,00	91,50	2,66	**3,05**
2	1-6	7	115,93	94,50	132,50	14,29	12,33
3	1-6	7	136,36	97,50	170,50	25,27	18,53
4	1-6	7	155,64	116,50	186,50	25,96	16,68
5	1-6	7	159,50	114,50	195,50	25,95	16,27
6	1-6	7	160,71	108,50	203,00	30,29	18,84
7	1-6	7	122,36	76,00	160,00	25,52	20,86
7,5	1-6	7	20,79	12,50	36,50	9,25	**44,53**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 62. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, образец 1

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	74,00	53,50	92,00	19,21	25,95
1	1-6	5	97,80	83,00	109,00	12,07	12,34
2	1-6	5	111,30	72,00	178,50	48,71	43,77
3	1-6	5	121,20	50,50	238,50	82,83	68,34
4	1-6	6	123,33	42,00	290,50	100,36	81,37
5	1-6	6	124,00	29,00	301,50	111,15	**89,63**
6	1-6	6	115,92	18,50	248,50	91,74	79,14
7	1-6	6	98,25	14,00	184,50	67,68	68,88
7,5	1-6	6	49,50	6,00	116,00	38,93	78,65

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 63. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, образец 2

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	49,67	23,00	105,50	33,45	67,35
1	1-6	6	91,17	78,00	124,00	17,88	19,61
2	1-6	6	119,75	58,50	159,00	39,60	33,07
3	1-6	6	123,58	43,00	201,50	62,76	50,79
4	1-6	6	132,42	36,50	255,50	87,52	66,09
5	1-6	6	135,08	43,00	293,00	100,84	74,65
6	1-6	6	142,42	41,50	300,50	123,70	**86,86**
7	1-6	6	106,33	33,50	236,00	84,89	79,83
7,5	1-6	6	73,58	21,50	126,50	49,30	67,00

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 64. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, образец 3

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	73,33	33,50	136,00	35,33	48,18
1	1-6	6	103,58	65,00	152,50	32,30	31,18
2	1-6	6	140,33	85,50	177,00	38,51	27,44
3	1-6	6	156,58	104,00	228,50	47,85	30,56
4	1-6	6	158,75	110,50	252,00	58,45	36,82
5	1-6	6	155,75	84,00	264,00	70,52	45,28
6	1-6	6	137,25	32,50	253,00	75,65	55,12
7	1-6	6	98,92	12,00	159,50	50,26	50,81
7,5	1-6	6	46,92	0	85,50	28,11	**59,92**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 65. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, образец 4

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	40,25	11,00	72,00	25,47	63,28
1	1-6	6	102,25	45,00	133,00	32,87	32,15
2	1-6	6	127,00	72,50	190,50	45,26	35,64
3	1-6	6	141,75	77,50	201,50	54,85	38,70
4	1-6	6	156,17	71,50	221,00	66,75	42,74
5	1-6	6	177,50	58,50	284,00	93,91	52,91
6	1-6	6	161,96	31,75	254,50	90,08	55,62
7	1-6	6	119,67	14,00	185,50	64,76	54,12
7,5	1-6	6	84,75	0,50	188,00	60,74	**71,67**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 66. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Silorane, образец 5

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	5	7,40	1,00	18,00	7,21	**97,38**
1	1-6	5	64,30	51,50	77,50	9,49	14,76
2	1-6	5	106,90	100,50	123,00	9,20	8,61
3	1-6	5	155,40	144,00	170,50	10,93	7,03
4	1-6	5	195,20	171,50	216,50	19,75	10,12
5	1-6	5	234,80	197,00	283,50	31,99	13,62
6	1-6	5	223,90	189,50	256,50	26,54	11,85
7	1-6	5	199,20	142,50	272,00	53,60	26,91
7,5	1-6	5	118,00	76,50	189,00	47,56	40,30

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 67. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, образец 1

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	5,83	1,50	9,00	2,75	47,16
1	1-6	6	17,67	14,50	24,50	3,87	21,90
2	1-6	6	31,42	27,50	34,00	2,22	7,08
3	1-6	6	36,83	33,00	42,50	3,96	10,75
4	1-6	6	52,58	44,00	68,50	8,43	16,03
5	1-6	6	61,00	53,00	76,50	8,30	13,61
6	1-6	4	57,38	53,00	61,00	3,45	6,01
7	1-6	4	42,50	31,00	53,50	9,30	21,88
7,5	1-6	4	13,13	7,00	26,00	8,80	**67,03**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 68. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, образец 2

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	14,33	9,50	21,00	4,62	32,25
1	1-6	6	24,42	13,50	30,00	5,89	24,14
2	1-6	6	32,92	27,00	39,00	4,36	13,26
3	1-6	6	47,08	34,50	62,00	9,13	19,39
4	1-6	6	61,00	44,00	72,50	10,25	16,80
5	1-6	6	65,00	54,00	78,50	9,92	15,27
6	1-6	6	56,58	43,50	65,00	7,19	12,71
7	1-6	6	28,58	19,00	44,50	9,10	31,82
7,5	1-6	6	1,42	0,50	2,00	0,58	**41,26**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 69. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, образец 3

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	18,33	9,50	27,50	6,41	34,95
1	1-6	6	29,33	19,00	36,00	6,47	22,06
2	1-6	6	40,58	30,50	49,50	7,91	19,49
3	1-6	6	58,42	40,50	77,00	15,26	26,12
4	1-6	6	71,17	50,50	94,50	17,80	25,01
5	1-6	6	73,17	47,50	97,00	19,97	27,30
6	1-6	6	66,00	45,00	79,50	12,49	18,93
7	1-6	6	21,00	16,50	30,00	4,80	22,84
7,5	1-6	6	0,42	0	1,00	0,49	**117,98**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 70. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, образец 4

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	6	18,67	13,00	27,00	5,85	31,36
1	1-6	6	25,67	21,50	35,50	5,53	**21,54**
2	1-6	6	33,83	24,00	46,50	8,07	23,84
3	1-6	6	46,58	29,00	69,00	16,28	34,95
4	1-6	6	61,17	39,00	85,00	17,80	29,09
5	1-6	6	59,08	31,00	87,00	20,57	34,81
6	1-6	6	45,42	22,00	76,00	22,06	48,58
7	1-6	6	24,33	11,50	39,00	11,93	49,02
7,5	1-6	6	0,83	0	2,00	0,82	**97,98**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 71. Вариационен анализ на дълбочината на изтриването за различните точки на трасето за Filtek Ultimate, образец 5

Y	Трасе	n	$\overline{X}$	Min	Max	SD	V
0,5	1-6	7	18,07	12,00	24,50	4,76	26,32
1	1-6	7	28,86	24,50	33,50	3,53	12,24
2	1-6	7	42,21	31,50	52,00	6,99	16,57
3	1-6	7	63,43	43,50	79,50	12,31	19,40
4	1-6	7	80,07	57,00	93,50	13,54	16,92
5	1-6	7	78,43	56,50	91,00	11,87	15,13
6	1-6	7	66,14	56,00	76,00	8,83	13,34
7	1-6	7	16,29	11,50	21,50	3,15	19,32
7,5	1-6	6	1,25	0,50	2,00	0,69	**55,14**

Означенията са аналогични на тези в табл. 11, стр. 79.

Табл. 72. Гнезда на максимално изтриване при материал Herculite 3-body

Y	Трасе №	Гнездо №	Изтриване (µm)
0.5	1	4	30.50
	2	4	49.50
	3	4	29.00
	4	4	25.00
	5	4	52.00
1	1	4	60.50
	2	4	77.50
	3	4	52.00
	4	4	45.50
	5	4	70.50
2	1	2	74.00
	2	4	76.50
	3	3	78.00
	4	3	78.00
	5	4	72.00
3	1	4	80.00
	2	4	85.50
	3	4	79.00
	4	4	76.00
	5	1	79.00
4	1	2	85.00
	2	2	87.50
	3	1	88.00
	4	4	92.00
	5	1	85.50
5	1	3	83.50
	2	2	92.00
	3	4	95.00
	4	4	92.50
	5	1	91.50
6	1	3	49.00
	2	3	84.00
	3	3	91.50
	4	1	80.50
	5	1	93.00
7	1	2	61.50
	2	2	65.00
	3	2	68.50
	4	3	55.50
	5	1	74.00
7.5	1	2	46.00
	2	2	49.50
	3	2	46.00
	4	3	27.00
	5	2	54.00

* Y – позиция по оста Y (разстояние от измерената точка до началото на трасето); Трасе № – показва номер на трасето в рамките на един образец, при което се наблюдава най-високата стойност на изтриване; Гнездо № – показва гнездото на дъвкателния симулатор, при което се наблюдава най-високата стойност на изтриване.

Табл. 73. Гнезда на максимално изтриване при материал Herculite 2-body

Y	Трасе №	Гнездо №	Изтриване
0.5	1	1	83.50
	2	1	86.00
	3	1	67.00
	4	1	69.00
	5	4	75.50
	6	1	78.00
1	1	1	102.50
	2	1	109.00
	3	1	94.00
	4	3	86.50
	5	4	89.00
	6	3	93.00
2	1	1	122.00
	2	1	125.00
	3	2	103.00
	4	1	96.00
	5	2	93.00
	6	4	98.50
3	1	1	130.50
	2	1	140.25
	3	2	117.00
	4	1	109.00
	5	2	108.00
		4	120.00
4	1	1	148.50
	2	1	158.50
	3	1	137.50
	4	1	126.50
	5	2	119.00
	6	4	126.50
5	1	1	159.00
	2	1	163.50
	3	1	143.00
	4	1	125.00
	5	2	122.50
	6	4	141.50
6	1	1	165.50
	2	1	168.50
	3	1	150.50
	4	1	128.50
	5	2	122.50
	6	4	145.50
7	1	1	157.50
	2	1	151.50
	3	2	123.50
	4	2	119.00
	5	2	116.00
	6	4	136.00
7.5	1	2	62.50
	2	3	68.00
	3	3	65.00
	4	3	52.00
	5	3	50.50
	6	3	53.50

Означенията са аналогични на тези в табл. 77.

Табл. 74. Гнезда на максимално изтриване при материал Heliomolar

Y	Трасе №	Гнездо №	Изтриване
0.5	1	1	10.50
	2	2	5.50
	3	1	7.50
	4	1	10.50
	6	3	10.00
1	1	1	32.50
	2	3	25.50
	3	3	29.50
	4	1	25.50
	6	3	31.50
2	1	1, 2	48.00
	2	2	45.50
	3	3	52.50
	4	2	45.00
	6	3	54.50
3	1	1	78.00
	2	3	79.00
	3	3	81.50
	4	2	74.50
	6	3	85.00
4	1	2	101.00
	2	3	107.00
	3	3	116.00
	4	2	108.00
	6	3	116.50
5	1	2	129.00
	2	3	134.00
	3	3	145.00
	4	2	136.50
	6	3	128.50
6	1	2	140.50
	2	3	146.00
	3	3	155.50
	4	2	141.50
	6	3	134.00
7	1	2	124.50
	2	3	133.50
	3	3	133.00
	4	2	127.50
	6	3	119.00
7.5	1	2	65.50
	2	2	59.50
	3	2	67.50
	4	3	68.00
	6	2	71.00
8	1	2	5.50
	2	1	3.50
	3	1	7.50
	4	1	4.50
	6	2	10.50

Означенията са аналогични на тези в табл. 77.

Табл. 75. Гнезда на максимално изтриване при материал Charisma

Y	Трасе №	Гнездо №	Изтриване
0.5	1 2 3 4 5 6	1 4 4 1 1 1	63.50 45.00 65.50 39.50 35.00 47.00
1	1 2 3 4 5 6	1 4 4 1 1 1	100.50 88.00 84.50 88.50 84.00 95.50
2	1 2 3 4 5 6	2 4 3 4 4 1	136.00 132.00 135.00 121.50 120.50 132.00
3	1 2 3 4 5	3 2 3 2 2 2	178.50 157.50 166.50 148.00 146.00 151.00
4	1 2 3 4 5 6	3 2 3 3 2 2	222.00 197.50 197.50 183.00 187.50 162.50
5	1 2 3 4 5 6	3 2 3 3 2 2	233.50 206.00 220.50 195.00 204.50 154.50
6	1 2 3 4 5 6	3 2 3 3 2 1	227.00 193.00 237.50 167.50 196.50 147.00
7	1 2 3 4 5 6	3 2 2 4 3 3	157.50 110.00 171.50 120.00 129.00 113.50
7.5	1 2 3 4 5 6	2 2 2 2 2 2	111.50 71.00 110.00 73.00 94.50 84.50

Означенията са аналогични на тези в табл. 77.

Табл. 76. Гнезда на максимално изтриване при материал Filtek Silorane

Y	Трасе №	Гнездо №	Изтриване
0.5	1 2 3 4 5 6	2 2 3 3 3 4	35.50 105.50 80.50 136.00 74.50 55.50
1	1 2 3 4 5 6	2 2 4 3 4 3	79.00 98.00 133.00 152.50 125.50 103.50
2	1 2 3 4 5 6	2 2 3 3 4 3	124.00 85.50 177.00 146.50 190.50 157.00
3	1 2 3 4 5	3 3 3 2 1 4	117.50 104.00 167.00 141.50 228.50 195.00
4	1 2 3 4 5 6	3 3 4 4 1 4	115.00 112.00 200.00 151.00 290.50 221.00
5	1 2 3 4 5 6	3 3 4 4 1 4	84.00 113.00 206.00 168.50 301.50 284.00
6	1 2 3 4 5 6	2 3 4 4 2 2	41.50 111.00 174.50 180.50 300.50 292.00
7	1 2 3 4 5 6	2 1 3 4 3 2	33.50 184.50 132.00 185.50 236.00 170.00
7.5	1 2 3 4 5 6	2 1 4 4 2 2	21.50 116.00 87.50 188.00 126.50 123.50

Означенията са аналогични на тези в табл. 77.

Табл. 77. Гнезда на максимално изтриване при материал Filtek Ultimate

Y	Трасе №	Гнездо №	Изтриване
0.5	1 2 3 4 5 6	3 3 3 2 4 2	27.50 23.50 14.50 18.00 21.00 21.00
1	1 2 3 4 5 6	3 3 3 2 4 2	36.00 35.50 25.50 25.50 35.50 29.00
2	1 2 3 4 5 6	1 3 3 2 3 4	34.00 42.00 34.00 39.00 49.50 49.50
3	1 2 3 4 5	3 3 3 2 3 3	40.50 50.00 46.50 62.00 75.00 77.00
4	1 2 3 4 5 6	4 2 3 3 3 4	52.00 66.50 55.00 77.00 87.00 78.50
5	1 2 3 4 5 6	4 3 1 1 3 3	62.50 71.50 61.00 78.50 94.00 97.00
6	1 2 3 4 5 6	3 3 3 2, 3 3 3	66.00 62.50 45.00 65.00 79.50 78.00
7	1 2 3 4 5 6	1 2 2 1 1, 2 1	31.00 33.00 19.00 41.00 44.50 53.50
7.5	1 2 3 4 5 6	1 2 2 1 1 1	11.50 2.00 1.00 7.00 26.00 8.00

Възможности на ин витро дъвкателен симулатор. Гъвкавост на устройството

Един от основните принципи, заложени в устройството на ин витро дъвкателния симулатор, е гъвкавостта – възможността с минимални изменения да се видоизменят ключови за изтриването параметри. В тази глава са систематизирани част от вариантите, които устройството предоставя, както и приложенията им за различни видове изследвания с цел да бъде илюстрирано огромното многообразие от научни изследвания, които могат да бъдат провеждани с помощта на създадения от изследователския екип дъвкателен симулатор. Разбира се, не е възможно всички тези изследвания да бъдат включени в настоящата дисертация. Разработването на пълния потенциал от изследвания, които симулаторът позволява, може да бъде плод на бъдеща научна работа.

- **Промяна на максималната сила**

Максималната сила, която устройството може да прилага върху образците, е важен показател, оказващ силно влияние върху тяхното изтриване. Тук възможностите са многобройни.

Изследване на изтриването на 5-ти клас обтурации и СКОЗ-изтриване с постоянна сила от 20 N и изкуствена хранителна среда. Такава сила е заложена в немалко дъвкателни симулатори – Бордо (UVB2), първата част от работното трасе на симулатора на Орегон (OHSU), (46, 125). Изследванията при тази сила и наличието на изкуствена хранителна среда биха симулирали изтриване, близко до това за свободната от контакт зона на оклузалната повърхност (46). Според Heintze (112) изтриването в СКОЗ е идентично на това на обтурациите 5-ти клас, т.е. резултатите от изследване при тези условия (хранителна среда, постоянно натоварване от 20 N) биха симулирали изтриване на обтурации 5-ти клас. С настоящото устройство такова изследване може да се проведе, ако се свалят магнитните механизми (носача на магнитния блок (25) (вж. фиг. 20) и котвата на гърбичния блок (37) (вж. фиг. 19). Натоварването от 20 N ще се осигурява от масата (26) (вж. фиг. 20). От това дали ще се премахне или не повдигащата гърбица (35) (вж. фиг. 19) ще зависи дали образецът ще се разделя от антагониста в края на цикъла, позволявайки по този начин между тях да навлезе изкуствената храна или не.

- **Промяна на силовия профил**

Динамиката на силовото натоварване зависи от големината на постоянната тежест (26) (вж. фиг. 20), от характеристиките на магнитния блок (28) (вж. фиг. 20), от настройките на носача (25) (вж. фиг. 20), отбиващата ролка (29) и от профила на магнитната гърбица. При монтирането на гърбица с различна форма, се променя съответно и силовият профил. Това оригинално конструкционно решение, използвано при симулатора, както и използването на постоянните магнити (което също, доколкото ни е известно, не е било правено при конструиране на подобна машина) позволяват прилагането на различни динамични натоварвания (които могат да се изменят по дължината на трасето). От съществуващите в света дъвкателни симулатори само много малка част са способни да пресъздават увеличаването на силата на натоварване с приближаването на ЦО (112). Такива са например, симулаторът BIOMAT на университета в Сингапур и частично OHSU на университета в Орегон. Устройството на последния, макар да позволява прилагането на по-голяма сила в позиция на ЦО, не предлага възможност за преминаване към различен силов профил. Симулаторът от Сингапур, от друга страна, е от малкото създадени да имитира дъвкателен цикъл и в това отношение може да се каже, че е близък до този от настоящото изследване. При BIOMAT движението в двете равнини се осигурява от електрически мотори и от две ексцентрични гърбици. От гледна точка на оклузалната концепция при BIOMAT има разделяне на образците веднага след достигането на максималната сила от 225 N в позиция на централна оклузия. Вероятно е при такова устройство да е възможно с промяна на профила на ексцентричните гърбици да се измени силовата крива, а също и да се променя стойността на силата, но подобни експерименти, както и изобщо подобна възможност, не са били коментирани.

- **Промяна на антагониста** – стеатит 6 мм, дегузит (Мюнхен), стандартизиран емайл (OHSU), нестандартизиран емайл (Zurich), стомана (референция), стилус от полиацетал (Алабама).

- **Промяна на дължината на трасето на плъзгане**

Дължината на трасето на плъзгане на антагониста върху опитния образец е важен фактор, влияещ в много голяма степен върху изтриването (148). По-голямата дължина увеличава в пъти обемното изтриване, води по-бързо до нагрупавяване на антагониста, което пък, от своя страна, отнема по-агресивно от повърхността на образеца на изпитвания материал. При едно изследване, проведено със симулатора

Willitec (цит. по Heintze (112) се сравнява изтриването, причинено от удар на образеца с две различни скорости на спускане на антагониста без плъзгане, и изтриването, предизвикано, ако към това движение се добави и плъзгане 0,7 мм. Установява се, че промяната на скоростта на спускане с 50% увеличава изтриването само с 6 μm (от 262,2 на 268,5), докато добавянето към движението на 0,7 мм плъзгане увеличава изтриването близо 8 пъти (112).

Този важен параметър може лесно да се промени при дъвкателния симулатор от настоящото изследване. По-голямата част от съществуващите ин витро симулатори имат фиксирана дължина на плъзгане, заложена в конструкцията на устройствата. Промяна на този параметър при тях не е възможна, освен с много сериозни изменения в конструкцията – на практика при някои симулатори това е невъзможно. В устройството на настоящата машина дължината на участъка на плъзгане на антагониста върху образеца се определя от удвоената дължина на ексцентриковата втулка (19) (вж. фиг. 18).

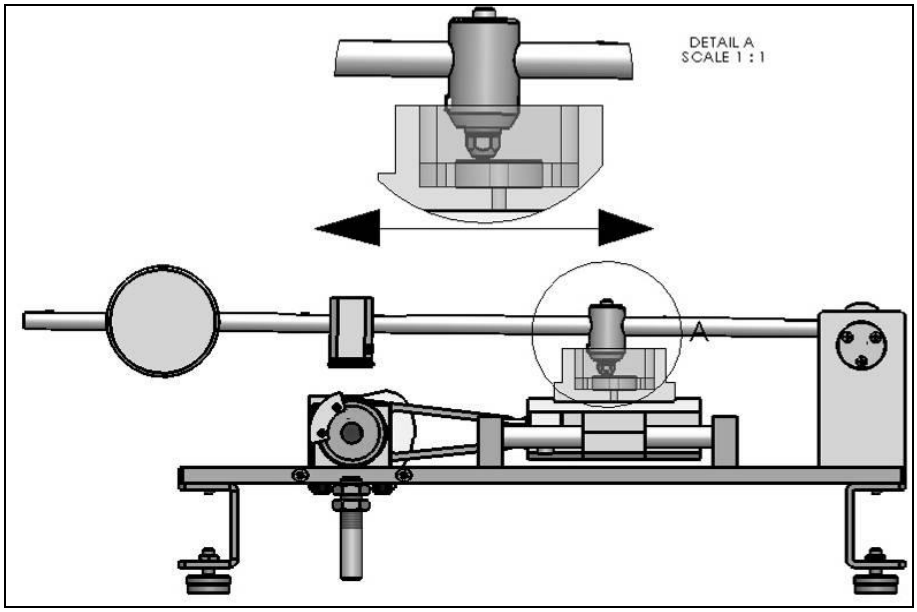
- **Промяна на средата**

Изследвания за **връзката на изтриването и изкуствената хранителна среда** са правени от изследователите при други устройства (125), (46). Ваната на симулатора (10) (вж. фиг. 17) е така изработена, че да задържа водна или изкуствена хранителна среда (според конкретната постановка на експеримента). Това дава възможност да се сравни влиянието на различни видове изкуствена среда върху резултатите от изтриването. От друга страна, експериментите, целящи да симулират условия, възникващи в устата при пациенти с бруксизъм, би следвало да се провеждат в среда на дестилирана/дейонизирана вода, на физиологичен разтвор, на изкуствена или на естествена слюнка.

Бордовете на ваната се издигат над повърхността на образците дотолкова, че това да им позволява въпросната повърхност да бъде изцяло потопена в течността, без при движение да се докосват до държача или до капсулата на антагониста (24) и (27) (вж. фиг. 20). Подобен контакт би причинил промяна в силовите параметри на експеримента. Височината на бордовете също така позволява създаване на достатъчно хидростатично налягане от страна на хранителната среда, за да се залее изпитваната повърхност, след като оттам е преминал антагонистът. Така по един прост начин се гарантира заставането на нова „храна” между триещите се повърхности.

- **<u>Промяна на механизма на изтриване</u>**

Сравнение на изтриването, причинено от механизмите две и три тела. Такова сравнение може да се изследва при промяна от водна на изкуствена хранителна среда, както беше описано по-горе. За симулиране на параметрите на работа на някои по-прости устройства от типа „щифт върху плочка" ("pin-on-plate"), описания на каквито изобилстват в литературата (референции), трябва да се демонтира магнитната гърбица, с цел премахване на динамичните натоварвания на системата, и по желание да се свали отбиващата ролка от носача на магнитния пакет (в случаите, когато желаем тестът да се проведе с двупосочно движение). Различните дължини на плъзгане при описаните устройства могат да се коригират посредством ексцентриковата втулка – както беше пояснено по-горе в текста. Силата на натоварване може да се регулира посредством поставяне на различни тежести (26) (вж. фиг. 20), както и с промяна на позицията на поставянето им – различна дължина на лостовото рамо и съответно различна сила.

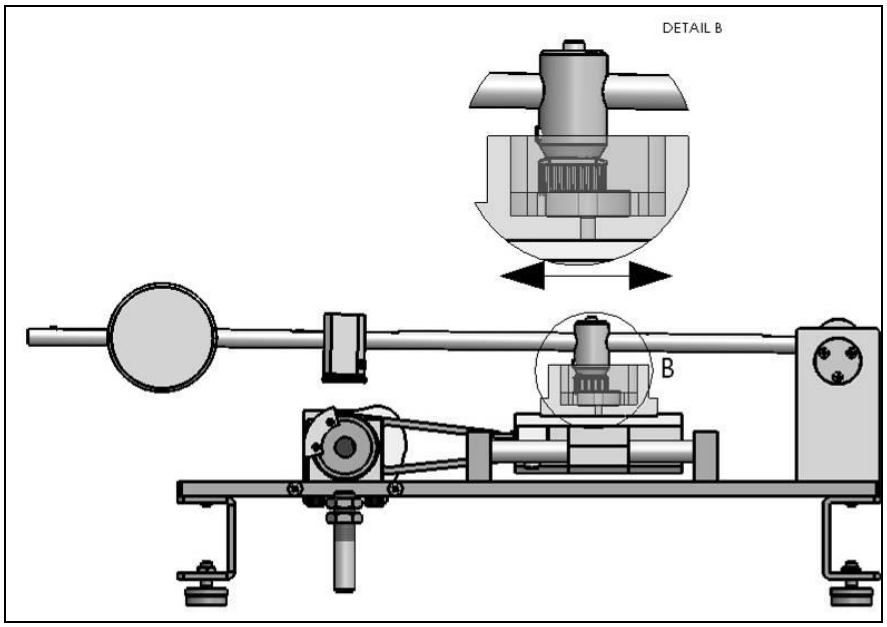


Фиг. 1. Схематично представяне на дъвкателния симулатор при режим на работа тип pin-on-plate симулаторите

- **<u>Симулиране на изтриване, предизвикано от четки и пасти за зъби</u>**

Наред с многото и различни видове дъвкателни симулатори съществува и друго голямо семейство подобни устройства – симулатори на изтриването от четки или пасти за зъби, известни като (Toothbrush/dentifrice wear machines). Изследванията с такива устройства помагат при разработване и изследване на

абразивност на различни четки и пасти за зъби, видове влакна, подреждането им в четките, както и изследвания за запазване на полираната повърхност на различни материали след определен брой цикли на четкане. (58, 121, 159, 215, 217). Конструираният в настоящото изследване симулатор може да служи и за такова устройство. Обикновено подобни тестове се провеждат при малки сили 50–300 gr и затова трябва значително да се намали тежестта. Системата на магнитната гърбица се демонтира, а повдигащата гърбица и отбиващата ролка могат или да се демонтират, или да останат да функционират според предпочитания вид движение при експеримента – еднопосочно или двупосочно. Главата на избрания вид четка за зъби се отрязва от дръжката и се закрепя с пластмаса за пластмасови втулки, които се фиксират в държача на капсулата на антагониста (вж. фиг. 21). На фигурата отдолу е показан видът на дъвкателния симулатор при такъв вид тест.

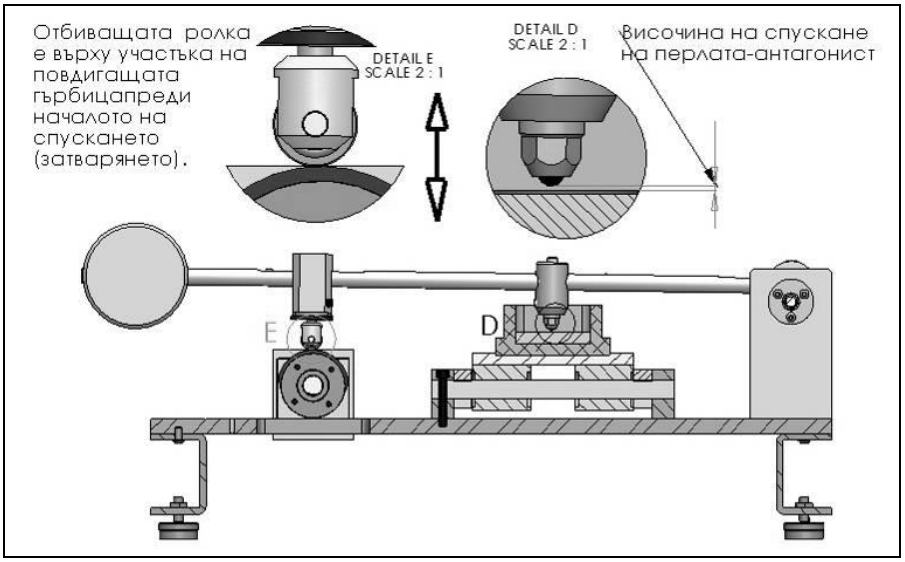


Фиг. 2. Схематично представяне на дъвкателния симулатор при режим за изследване изтриване от четки или пасти за зъби

- **<u>Изследвания посредством циклични натоварвания</u>**

Изследвания посредством циклични натоварвания на феномена умора на материала на денталните материали също могат да бъдат провеждани от конструирания в изследването симулатор. Този тип тестове обикновено се провеждат в различни по вид, специално създадени за целта устройства. Този тип изпитания за денталните натоварвания набират все повече и повече популярност поради схващането, че статичните методи за изследване на умората са много по-малко показателни за денталните материали в сравнение с цикличното натоварване

(55). Устройството може да бъде настроено, за да предизвиква повтарящи се удари с различна сила, честота и предварително зададен брой, т.е да предизвиква умора на материала. Подобни изследвания могат да се провеждат както за изследване устойчивост на умора на различните материали, така и при тестове за здравина на адхезивната връзка и микропросмукване. Най-напред хоризонталното движение на каретката (2) (вж. фиг. 16) трябва да се преустанови посредством разкачването на мотовилковия механизъм (13) (вж. фиг. 17) и тя да се блокира в позиция на начален контакт на образеца и антагониста посредством две ограничителни втулки, монтирани върху цилиндричните направляващи в пространството между буксите на линейните лагери и конзолите, на които са закрепени направляващите. Магнитната гърбица може да бъде демонтирана. Повдигащата гърбица и настройката на отбиващата ролка са тези, които ще осигурят издигането на антагониста, както и регулацията на височината, от която да се спуска при следващия цикъл. Тежестта и лостовото рамо трябва да се съобразят съобразно с изискванията при конкретния експеримент за сила на ударите. Скоростта на спускане се контролира чрез изменение на честотата на въртене на задвижващия вал.



Фиг. 3. Схематично представяне на дъвкателния симулатор при режим на работа за изследване на циклични натоварвания

- **<u>Промяна във вида на движението – еднопосочно/двупосочно</u>**

В определени случаи изследователски интерес може да представлява сравнението на различни видове движение – еднопосочно и двупосочно (238). При сравняване на резултатите от двата вида движение Bill (цит. по Sajewicz (188**)**

установява, че двупосочното движение при еднакви други параметри може да произведе до 10 пъти по-голямо изтриване в сравнение с еднопосочното движение. Други автори поддържат мнението, че "с цел по-доброто симулиране на дъвкателния процес тестовете на дентален порцелан трябва да бъдат провеждани с възвратно-постъпателен плъзгащ контакт вместо с еднопосочно плъзгане в система от типа „pin-on-disk" или от по-прецизен дъвкателен симулатор. Според същия автор: двупосочното движение може да бъде бърз и полезен метод за оценка на триенето и за поведението към износването на денталните материали (323).

Създаденият от нас дъвкателен симулатор предоставя възможност за бърза пренастройка на вида движение – от еднопосочно в двупосочно, на антагониста. Ролята на повдигащата гърбица (35) (вж. фиг. 19) е да осигури разделянето на образеца и антагониста в края на цикъла на машината. Това дава възможност между триещите се повърхности да навлезе нова „порция" от хранителната среда, както това става при дъвченето в устата. Монтирането или демонтирането на повдигащата гърбица дава възможност да се определи дали контактът между образец и антагонист да бъде само при постъпателното движение, а при обратния ход на устройството да са разделени (еднопосочно движение), или контактът да се запази както при постъпателно, така и при възвратно движение (двупосочно), което се постига с демонтиране на повдигащата гърбица.

- **<u>Промяна в режима на работа: с/без разделяне на образците в края на цикъла</u>**

Повдигащата гърбица, както вече беше изтъкнато по-горе, дава възможност за разделяне на образците в края на цикъла, което гарантира попадането на нова „порция храна" между триещите се повърхности, а също така определя и дали движението на антагониста спрямо образеца от изпитвания материал ще бъде еднопосочно или двупосочно. При различна форма на тази гърбица са възможни различни комбинации между тези характеристики. Например при формата на повдигащата гърбица по начина, показан на фиг. 19, движението е еднопосочно и има повдигане на края, като по време на обратния ход на симулатора антагонистът и образецът са разделени. Възможен е обаче, и дизайн на повдигащата гърбица, при който движението е двупосочно, с кратко повдигане в края (или и в края, и в началото) на всеки цикъл. От съществуващите дъвкателни симулатори една част не осигуряват възможност за разделяне на образците (125), докато друга част – значително по-малко на брой, но по-прецизни симулатори, дават такава

възможност. Рискът, който съществува при първата група, е липсата на раздалечаване да не позволи изкуствената хранителна среда да попадне между триещите се повърхности, превръщайки по този начин експеримента от тип две тела в тип три тела (и съответно силно повлияните от това резултати). Оригинално висококачествено хитроумно устройство, позволяващо относително по-прости симулатори с двупосочен плъзгателен контакт да осъществят повдигане в края на цикъла (като също така изменят движението в еднопосочно), е описано от Koczorowski и е внедрено в устройството на дъвкателния симулатор на университета в Познан, Полша (105). Изследователския екип на настоящия труд обаче счита, че използването на повдигащата гърбица и на настройките на отбиващата ролка в новоразработения симулатор дава възможност за много повече и по-фини настройки в сравнение със симулатора на университета в Познан.

- **<u>Промяна на височината на повдигане/спускане на антагониста</u>**

Конструкцията на настоящия дъвкателен симулатор дава допълнителна възможност за настройка на височината на повдигане на антагониста. Интересното тук е това, че в литературата няма коментари за ролята на този фактор върху резултатите на изтриването. В условията на устната кухина съществуват прецизни механизми за контролиране на силата на затваряне, която варира според вида на храната (107). При ин витро изследванията обаче, явно има голямо значение от каква височина антагонистът ще бъде засилен към повърхността на образеца. Предварителни изследвания върху настоящия симулатора показаха, че промяната на тази височина от 0,5 мм на 0,015 мм намалява изтриването над 2 пъти. Доколкото е известно на авторския екип, подобна зависимост не е била описвана в литературата до този момент, нито пък въпросният параметър се съобщава или коментира при ин витро изследвания.

Извод: Голямото многообразие от възможни приложения и постановки за изследване на дъвкателния симулатор го прави едно от най-универсалните устройства по рода си в света. На практика могат да бъдат симулирани опитните постановки на много от съществуващите симулатори, както и да бъдат заложени оригинални такива, неописвани в литературата, и то с минимални пренастройки в машината.