

---

**МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ  
ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА  
КАТЕДРА ДЕТСКА ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА**

**Ръководител: проф. д-р М. Пенева, дмн**

---

---

**Д-р Наталия Христова Гатева-Грънчарова**

**АДХЕЗИЯ НА НЯКОИ КОМПОЗИЦИОННИ СИСТЕМИ КЪМ  
ДЕНТИНА НА ЗЪБИТЕ ОТ ПЪРВА ДЕНТИЦИЯ – ЛАБОРАТОРНИ  
И КЛИНИЧНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ**

**научна специалност: 03.03.02**

**ДИСЕРТАЦИЯ**

**За присъждане на образователна и научна степен „Доктор”**

**Научен ръководител:**

**Доц. д-р Росица Кабакчиева, дм**

---

---

**София, 2011 год**

## СЪДЪРЖАНИЕ

<b>ВЪВЕДЕНИЕ</b> .....	5
<b>I.ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР</b> .....	6
<b>1.СТРУКТУРНИ ОСОБЕНОСТИ НА ДЕНТИНА</b> .....	6
1.1. <i>Особености на дентина на временните зъби</i> .....	10
<b>2. КОНЦЕПЦИЯ ЗА АДХЕЗИЯТА КЪМ ДЕНТИНА</b> .....	12
<b>3.ХАРАКТЕРИСТИКА НА ДЕНТИНОВИЯ СУБСТРАТ ВЪВ ВРЪЗКА С АДХЕЗИЯТА</b> .....	13
3.1. <i>Пермеабилитет на дентина и пулно налягане</i> .....	14
3.2. <i>Дълбочина на препарацията в дентина</i> .....	16
3.3. <i>Ъгъл на прерязване на дентиновите каналчета</i> .....	16
3.4. <i>Дентин засегнат от кариозен процес (caries affected dentin)</i> .....	17
3.5. <i>Замърсяващ слой</i> .....	17
3.6. <i>Алтернативни техники за отстраняване на кариозно увредените твърди зъбни структури</i> .....	18
<b>4. ЗАМЪРСЯВАЩ СЛОЙ И АДХЕЗИВНО СВЪРЗВАНЕ</b> .....	19
<b>5. АДХЕЗИВНИ СИСТЕМИ</b> .....	20
5.1.Адхезивни системи с ецване и измиване.....	20
5.1.1. <i>Ецване на дентиновия субстрат</i> .....	21
5.1.2. <i>Особености при ецване на дентина на временните зъби</i> .....	22
5.1.3. <i>Аплициране на праймер и бонд</i> .....	23
5.1.3.1. <i>Праймер</i> .....	24
5.1.3.2. <i>Адхезив</i> .....	27
5.1.3.3. <i>Инициатори и ускорители</i> .....	32
5.1.3.4. <i>Пълнители</i> .....	32
5.1.3.5. <i>Други съставки</i> .....	32
5.2. Самоецващи адхезивни системи.....	33
5.2.1. <i>слаби самоецващи адхезиви</i> .....	34
5.2.2. <i>средни самоецващи адхезиви</i> .....	35
5.2.3. <i>силни самоецващи адхезиви</i> .....	35
5.2.4. <i>мономери</i> .....	36
5.2.5. <i>инициатори</i> .....	38
5.2.6. <i>разтворители</i> .....	39

5.2.7. други съставки.....	39
5.3. Адхезия при гласйономерите.....	41
6. ХИБРИДЕН СЛОЙ.....	41
6.1.Адхезивни крачета и техните разклонения.....	43
6.2.Дебелина на хибридни слои при временни и постоянни зъби.....	43
7. ТРАЙНОСТ НА СВЪРЗВАНЕТО С ДЕНТИНА.....	45
7.1. Клинични изследвания.....	45
7.2. Лабораторни изследвания.....	46
7.2.1.„Макро” тестове.....	48
7.2.2.„Микро” тестове.....	50
7.2.3.„Състаряване” на образците.....	53
7.2.4. Влияние на химичния състав на адхезивните системи върху здравината на връзката.....	56
7.2.5. Вид на разрушаване/провал на връзката.....	56
7.2.6. Сравнение между „макро” и „микро” тестовете за здравина на връзката.....	57
7.2.7. Здравина на връзката при временни зъби.....	58
7.2.8. Анализ на полезността на резултати от приложение на тестовете за здравина на връзката (Дават ли тестовете за здравина на връзката полезни резултати).....	60
7.3.МИКРОПРОПУСКЛИВОСТ И НАНОПРОПУСКЛИВОСТ.....	62
7.3.1.Микропропускливост.....	62
7.3.1.1. Корелация (връзка) между микропропускане и наличие на маргинални пролуки (gap).....	65
7.3.2.Нанопропускливост.....	66
8. ОБОБЩЕНИЕ НА ПРОБЛЕМИТЕ НА АДХЕЗИЯТА ПРИ ВРЕМЕННИТЕ ЗЪБИ...67	
9. ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	70
<b>СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ.....</b>	<b>72</b>
I.ЦЕЛ И ЗАДАЧИ НА ИЗСЛЕДВАНЕТО.....	72
II.МАТЕРИАЛ И МЕТОДИКА НА ИЗСЛЕДВАНЕТО.....	74
1.Материал за изследване и единици на наблюдение.....	74
1.1.Материал за експерименталното изследване.....	74
1.2.Материал за клиничното изследване.....	75
2.Методики.....	75

<b>2.1. Експериментални изследвания</b> .....	76
2.1.1. Методика за установяване на влиянието на вида на зъба, концентрацията на ецващия агент и времето за ецване.....	76
2.1.2. Методика за оценка на влиянието на техниката на препарацията и вида на ецване.....	78
2.1.3. Методика за оценка на характеристиките на адхезивната връзка между дентина на зъбите от двете дентиции и различни генерации адхезивни системи.....	80
2.1.4. Методика за изследване здравината на връзката в границите на дентина чрез тест на макроопън и определяне вида на разрушението.....	85
2.1.5. Подготовка на образци за провеждане на сканиращо електронно микроскопско (СЕМ) наблюдение.....	89
<b>2.2. Клинично изследване</b> .....	89
2.2.1. Методика за клинично изследване на качеството на втори клас обтурации при временни зъби.....	89
<b>2.3. Методика на статистическия анализ</b> .....	95
<b>III. РЕЗУЛТАТИ И ОБСЪЖДАНЕ</b> .....	97
1. ПЪРВА ЗАДАЧА.....	97
1.1. РЕЗУЛТАТИ.....	97
1.2. ОБСЪЖДАНЕ.....	109
2. ВТОРА ЗАДАЧА.....	112
2.1. РЕЗУЛТАТИ.....	112
2.2. ОБСЪЖДАНЕ.....	116
3. ТРЕТА ЗАДАЧА.....	118
3.1. РЕЗУЛТАТИ адхезивни системи с тотално ецване.....	119
3.2. ОБСЪЖДАНЕ адхезивни системи с тотално ецване.....	130
3.3. РЕЗУЛТАТИ самоецващи адхезивни системи.....	132
3.4. ОБСЪЖДАНЕ самоецващи адхезивни системи.....	146
4. ЧЕТВЪРТА ЗАДАЧА.....	151
4.1. РЕЗУЛТАТИ.....	151
4.2. ОБСЪЖДАНЕ.....	172
5. ПЕТА ЗАДАЧА.....	177

5.1.РЕЗУЛТАТИ.....	177
5.2.ОБСЪЖДАНЕ.....	181
5.3.ПРИЛОЖЕНИЕ НА КЛИНИЧНИ СЛУЧАИ.....	185
<b>IV. ОБОЩЕНИЕ И ИЗВОДИ.....</b>	<b>190</b>
<b>V. БИБЛИОГРАФИЯ.....</b>	<b>196</b>

## ВЪВЕДЕНИЕ

Нарастващите изисквания на пациентите за естетично възстановяване на зъбните структури промениха ежедневната практика и в областта на детската дентална медицина. Все по-често и родители и деца поставят изискване за възможно естетично възстановяване на дефекти от различно естество (25, 32, 92, 269, 323).

Възстановяването на кариозно увредени зъбни структури е основна лечебна нужда при децата (34, 247). До преди 10-15 години амалгамата беше стандартното obtурационно средство за възстановяване на временните зъби (34, 81, 92). Повишените естетични изисквания и обществената загриженост за вредния ефект на живака върху здравето и околната среда, наложиха търсенето на приемливи алтернативи на амалгамата (16, 34, 81, 92, 267, 269, 316).

Основите на съвременната адхезивна дентална медицина са поставени още през 1955 год., когато Вюпосоге съобщава, че киселините могат да се използват за промяна на емайловата повърхност като “я правят по-възприемчива за свързване” (6, 118, 334, 378, 428). Той открива, че акриловата пластмаса може да се свърже по-здраво и по-трайно с емайла на човешките зъби, след като е предварително ецван с 85% фосфорна киселина за 30 sec (6, 334, 378, 387, 428).

Развитието на денталната наука доведе до създаването и въвеждането на съвременните адхезивни възстановителни системи, които промениха стандартите в лечението на зъбния кариес. Тези адхезивни системи еволюираха като преминаха през различни поколения вследствие на промени в химичния състав, механизма за свързване със зъбните структури, брой на основните елементи – от един до три и съответно брой на бутилките за съхранение, една до три стъпки на апликационния протокол и клинична ефективност (6, 118, 279, 334, 372, 377, 378, 428, 461). Напредъкът в адхезията към дентина (при естетичните obtурационни материали) позволи лечението на кариеса да стане минимално инвазивно, без излишното отстраняване на здрави зъбни структури, особено важно за временните зъби, които са с малки размери. Промени се подхода при лечение на зъбния кариес, както в зоната на фисурите, така и по гладките повърхности (25, 34, 92, 148, 279, 372, 375, 417). Екстензивното развитие и усъвършенстване на адхезивните възстановителни материали и системи доведе до разширяване на индикациите им за приложение и ежедневната им клинична употребата освен при постоянното съзъбие, и при obtурирането на фронтални и дистални временни зъби (34, 148, 204, 267, 316, 353, 461). Напредъкът разкри и редица

недостатъци на адхезивните системи, отчасти свързани с морфологията на структурите, върху които се аплицират (228, 231, 267, 268, 279, 284, 353, 420, 423, 461). Това показва необходимостта от едно комплексно проучване на взаимозависимостта морфология-съвременни адхезивни системи-клиничен протокол.

Адхезивните техники за възстановяване на временните зъби поставят редица неизяснени въпроси, сред които възможното влияние на особеностите в структурата на зъбите от първата дентиция (91, 173, 204, 211, 267, 268, 279, 347, 353, 378, 417).

Трябва да се подчертае, че различните групи от естетични obturationни материали и начинът на тяхната употреба при временните зъби се пренася механично от постоянното съзъбие, без да се вземе под внимание липсата на препоръки от страна на производителя за прилагането на съответен лечебен протокол при временните зъби (71, 173, 195, 231, 279, 372, 417). Между зъбите от двете дентиции съществуват определени различия по отношение на изграждащите ги структури (92, 193, 211, 279, 335, 378, 417, 461, 463). Тези различия дават отражение върху качеството на адхезията и свързването им с естетичните obturationни материали, а оттам и върху трайността на тези obturationи (46, 211, 267, 268, 278, 353, 375, 378, 417, 420, 463). Временните зъби приличат на техните постоянни заместници, но те не представляват техни умалени копия.

Специализираната литература изобилства от изследвания за качеството на свързване и здравината на връзката при приложението на съвременните естетични obturationни материали и адхезивни системи при постоянните зъби (25, 92, 335, 372, 375, 378, 387, 423, 461). По отношение на временните зъби тази информация е съществено ограничена (92, 135, 179, 335, 387). Поради тази причина отделни автори си поставят за цел да проведат изследвания за приложението на тези системи и материали върху временното съзъбие, изхождайки от установените им присъщи структурни и морфологични особености на тези зъби (92, 231, 278, 279, 335, 372, 378, 417).

## **I. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР**

### **1. СТРУКТУРНИ ОСОБЕНОСТИ НА ДЕНТИНА**

Дентинът е минерализирана тъкан, за която са характерни определени структурни особености (118, 174, 233, 246, 301, 452). Структурата и качествата на дентина варират според неговото топографско разположение (2, 3, 118, 174, 233, 301,

314, 355, 390, 452). Дентинът се променя от физиологични, възрастови и болестни процеси, които довеждат до образуване на различни видове дентин (40, 233, 246, 388). Приети вариации включват първичен, вторичен, репаративен или терциерен дентин, склеротичен, транспарентен, кариозен, деминерализиран, реминерализиран и хиперминерализиран дентин (2, 3, 40, 233, 246). Тези процеси водят до промяна на основните компоненти на структурата, дефинирани като промени във вътрешните взаимоотношения или химичните отнасяния. Различните видове дентин, особеностите в топографските му характеристики и излива на течност от пулпата, директно повлияват качеството и трайността на адхезивната връзка с дентина и имат важно значение за възможността за усъвършенстване на дълготрайна адхезия с дентина (61, 174, 177, 216, 218, 233, 246, 301, 314, 355, 390, 408, 452).

Поради специфичния характер на структурата на дентина, адхезията към него е много по-трудна и по-малко предсказуема отколкото свързването с емайла (108, 110, 118, 223, 233, 288, 301, 314, 355, 388).

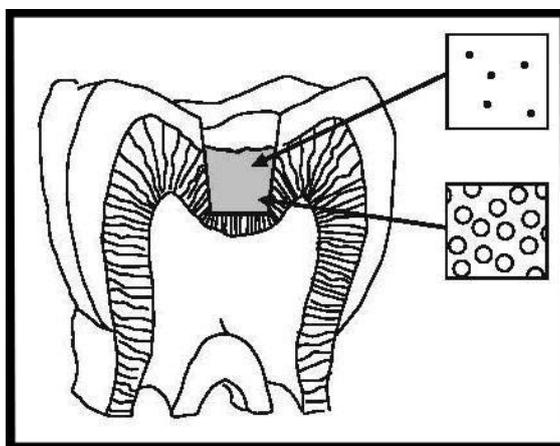
Първичният дентин се образува по време на развитието на зъба (1, 2, 9, 40, 233, 246, 288, 301). Дентинът е съставен от около 50% минерално съдържание под формата на апатити. Те са богати на карбонати, но дефицитни на калций и са по-малки по размер от тези на емайла, предполагащо по-голяма и активна повърхност; 30% органична материя, предимно от колаген тип I; и около 20% течност, която е подобна на плазмата, но е слабо изучена (40, 233, 246). Други неколагенови протеини и органични компоненти се намират също в малки количества, но техните функции също не са добре проучени (40, 233).

Тубулите са типична и важна особеност на дентина, с диаметър от 1 до 2  $\mu\text{m}$  и представят пътя, който отвежда одонтобластната клетка от емайлодентиновата граница или циментодентиновата граница до пулпната камера (2, 3, 8, 9, 40, 91, 233, 239, 246, 288, 301). Към пулпната камера тубулите се доближават. Тяхната гъстота на емайлодентиновата граница е най-малка –  $1.9 \times 10^6$  тубули/ $\text{cm}^2$  (110, 142) и най-голяма в предентина, на границата с пулпната камера – между  $4.5 \times 10^6$  тубули/ $\text{cm}^2$  (142) и  $6.5 \times 10^6$  тубули/ $\text{cm}^2$  (246), където одонтобластните клетки лежат плътно подредени една до друга (91, 107, 383). Гъстотата на дентиновите каналчета е по-малка в областта на кореновия дентин. Луменът на дентиновото каналче се увеличава в посока към пулподентиновата граница (110, 223, 268, 288, 293, 367, 383).

Броят на тубулите в дадена зона зависи от локализацията и дълбочината в дентина (табл.1) (246).

Табл.1. Среден брой на дентиновите тубули на  $\text{mm}^2$  в коронковата част на човешки зъб (246).

Дълбочина	ЛОКАЛИЗАЦИЯ			
	Оклузално	Туберкули	Средна част на короната	ЕЦ граница
Периферия	8 000	20 000	10 000	10 000
Среда	32 000	36 000	32 000	29 000
Вътрешност	58 000	58 000	48 000	48 000



Фиг. 1. Схематично представяне на гъстота на дентиновите каналчета на различна дълбочина

В коронковия дентин техният брой варира от около 8000 до  $58\,000/\text{mm}^2$  (246). Тези различия са важни и влияят на биологичната реакция спрямо възстановителните процедури. Най-малък брой тубули са установени периферно, в зоните под оклузалните фисури. Най-голям брой тубули се намират при пулпните рогчета на пулпната повърхност, която се проектира под оклузалната повърхност (фиг.1) (246).

Степента на влажност на откритата дентинова повърхност зависи също от съотношението тубули-междутубулно пространство. Колкото по-голям е броят на откритите дентинови каналчета на  $\text{mm}^2$ , толкова по-влажен ще е дентина. Това съотношение е важно за адхезията на пластмасите към дентина (237, 246, 288).

Установените вариации в броя на тубулите на  $\text{mm}^2$  имат клинично значение за пермеабилитета на дентина, за неговата влажност след механична обработка и за ранимостта на зъбната пулпа. Съотношението тубули към интертубуларен дентин на

пулпната стена на препарацията ще е осезаемо различно при плитки и дълбоки кавитети и като последица ранимостта на пулпата ще се различава (223, 246, 248). Съотношението тубули-интертубуларен дентин се повлиява и от възрастта на зъба, като obtурирането на дентиновото каналче с увеличаването на перитубуларния дентин ще намали или дори елиминира лумена на тубулите. Оттук ще се повлияе пермеабилитета на дентина (223, 246, 248). Разклоненията на дентиновите каналчета се различават също в зависимост от локализацията в зъба (246, 248), като значение по отношение на адхезията към дентина имат тези с типична Y-образна терминална форма, разположени в периферните 250  $\mu\text{m}$  от коронковия дентин. Тези разклонения са с относително голям диаметър от 0.5 до 1  $\mu\text{m}$  (248). Те също допринасят за по-голяма влажност на дентина и дават отражение върху процедурите при нанасянето на адхезивите в съответните зони (237, 246, 288, 449, 450).

Съдържанието на каналчето включва целия или част от одонтобластния израстък и течност (1, 2, 3, 8, 9, 40, 233, 246, 288). Дължината на одонтобластния израстък не е изяснена (40, 233, 246). Съществуват предположения, че той достига до емайлодентиновата граница (233), а според други автори до една трета от дебелината на дентина (246).

По продължението си луменът на тубула е обграден от високо минерализиран маншет от перитубуларен дентин (интратубуларен дентин), съдържащ в по-голямата си част апатитни кристали и е относително беден на колаген (110, 233). Дебелината на перитубуларния дентин намалява с приближаване към пулпата (110, 383). Тубулите са разделени помежду си от интертубуларен дентин, състоящ се от матрикс от тип I колаген, подсилен от апатит (40, 47, 110, 233, 239, 246, 288). Площта на интертубуларния дентин намалява с приближаване към пулпата (110, 223, 390). Гъстота на тубулите, диаметърът на дентиновото каналче, площта на интер- и перитубуларния дентин могат да варират за един и същи зъб в зависимост от локализацията, като при по-плитките кавитети морфологичната среда е по-благоприятна към процесите на адхезия, в сравнения с кавитети, достигащи в близост до зъбната пулпа (108, 110, 383).

Цервикалните зони на зъбите също са от особено важно клинично значение, защото ръбовете на кавитетните препарации често се разполагат под емайлоциментовата граница (40, 246). Структурата на дентина под тази граница може да доведе до образуването на по-ниско качество на хибридният слой след киселинно ецване, поради липсата или малкия брой тубули и тубулни разклонения (246). Ограниченият брой терминални разклонения и тубули в най-периферните зони дентин

в цервикалната част на зъбите и наличието на ацелуларен цимент ще доведе до образуването на относително тънък хибриден слой, който може да не осигури доброто микромеханично свързване на композитния obturационен материал с дентина (246, 248).

### ***1.1. Особенности на дентина на временните зъби***

Дълго време морфологията и състава на дентина на временните и постоянните зъби се смятаха за сходни, като знанията за постоянните зъби представляваха знания и за временните зъби (1, 2, 92, 173, 193, 195, 231, 383). Редица изследвания установяват значителни различия в състава и микроморфологичните характеристики между дентина на зъбите от първата и втората дентиция (13, 46, 71, 92, 193, 211, 268, 279, 335, 367, 378, 383, 388, 417, 461, 463).

При изследване твърдостта на централните зони от коронковия дентин се установява, че този на постоянните зъби е значително по-твърд от този от съответстващите зони при временните зъби (71, 173, 177, 193, 268, 279, 367). Това се отдава на факта, че дентинът на постоянните зъби е по-високо минерализиран (40), тъй като твърдостта и степента на минерализация са пропорционални (71, 193, 367). При временните зъби се установява по-ниска калциево и фосфорна концентрация в пери- и интертубуларния дентин, както и по-ниски микромеханични показатели (твърдост и модул на еластичност) (18, 71, 119, 177, 193, 213, 267, 268, 279, 367, 378). Твърдостта на дентина на зъбите от двете дентиции намалява в дълбочина. Срещат се две твърдения в тази връзка. Според първото намаляването на твърдостта се отдава на по-голямата гъстота на дентиновите каналчета, т.е. има обратно пропорционална зависимост между гъстота на дентиновите каналчета и твърдост (71, 177, 180). Според второто (207) промяната в твърдостта с напредване в дълбочина зависи от промените в интертубуларния дентин, а не от гъстотата на дентиновите каналчета (110, 233, 288). Дебелината на перитубуларния дентин е 2-5 пъти по-голям при временните зъби, което означава по-малко количество интертубуларен дентин за осъществяване на процедурите за свързване с дентина (71, 91, 211, 323, 337, 367, 378, 383, 462). Това предполага една необходимост от изясняване на въпроса за гъстотата на дентиновите каналчета на различно отстояние от зъбната пулпа при временни зъби.

Структурните различия между дентина на временните и постоянните зъби и влиянието им върху качеството и здравината на свързване при различните адхезивни системи са обект на изследвания, насочени към установяване на разликата в броя на

дентиновите каналчета и диаметъра на техния лумен на различна дълбочина в дентина (211, 246, 337, 383). Счита се, че тези характеристики имат отношение към действието на адхезивните системи, нанесени върху дентиновата повърхност (65, 210, 211, 246, 337).

Според резултатите от достъпните изследвания в специализираната литература се оформят две коренно противоположни становища.

Съгласно резултатите на изследователите от едната група, дентинът на временните зъби е с по-малко на брой и по-тесни дентинови каналчета в сравнение с постоянните зъби. Това обуславя и по-ниския пермеабилитет на дентина на временните зъби в сравнение с този, на постоянните (211, 267, 268, 337, 383).

Според изследвания на други автори микроструктурата на дентина на временните зъби показва повече и по-широки дентинови каналчета (108, 383). Размерът на техния лумен и гъстотата им нарастват с отдалечаване от емайлодентиновата граница. Дебелината на перитубуларния дентин намалява в същата посока (383).

Във връзка с тези противоречиви данни е необходимо изследване на тубулната гъстота на дентина на временните зъби в сравнение с тази, на постоянните.

В близост до пулпата диаметърът на тубулите на дентина на временните зъби се доближава до този, на постоянните зъби (383). Диаметърът на тубулите на дисталните временни зъби е по-малък от този на фронталните временни зъби. Нарастването на диаметъра на тубулите и намаляването на дебелината на перитубуларния дентин с напредване към пулпната камера е свързано с перитубуларното отлагане на дентин, което води до редукция на тубулния диаметър. В посока към пулпата тубулният диаметър нараства, а дебелината на перитубуларния дентин намалява пропорционално в същата степен. Това е в подкрепа на съществуващата теория, че дентиновите каналчета са с еднакъв размер по цялото си протежение, само техният лумен се променя в зависимост от отлагането на перитубуларен дентин вътре в самото каналче (383).

При микроскопски изследвания на дентина на временните зъби е установено наличието на микроканални, определяни още като гигантски дентинови тубули, които изключително рядко се наблюдават при постоянните зъби (13, 91, 106, 107, 157, 243, 383). Това са много големи тубули (5 до 10 пъти по-големи от нормалните дентинови каналчета), локализиращи в интертубуларния матрикс, заобиколени от маншет от хиперминерализиран матрикс наподобяващ на перитубуларния дентин (383). Предполага се, че те са резултат от струпване на одонтобласти и загиването им (106,

383) или на смущение в дентиногенезата, водещо до образуване на дефект (91, 383). Чрез оптично микроскопско наблюдение на надлъжен срез на зъби е установено, че тези гигантски тубули се простират от режещия ръб, близо до емайлодентиновата граница до вторичния дентин или до пулпната камера, успоредно на дентиновите каналчета. Тези каналчета се наблюдават по-често при временните фронтални зъби (13, 91, 383).

Сравнително по-големият лумен на гигантските тубули, както и доказаният маншет от хиперминерализиран матрикс могат да имат отношение към едно по-резултатно киселинно третиране на дентина и към една по-здрава връзка между него и адхезива. По-минерализираните структури се въздействат по-ефикасно от киселинните фактори. По-големият лумен предполага възможност за образуване на по-мощни адхезивни крачета сред хибридният слой.

## **2. КОНЦЕПЦИЯ ЗА АДХЕЗИЯТА КЪМ ДЕНТИНА**

Понятието „адхезия” произлиза от латинското „adhaerere” и означава „залепвам се към” (332).

Адхезията към зъбните структури се основава на процес, при който неорганичен зъбен материал се заменя със синтетична пластмаса (428, 436). Този процес включва две фази. Едната фаза се състои в отстраняване на калциеви фосфати, при което се създава микропорьозност на повърхността на емайла и дентина. Другата, т.нар. фаза на хибридизация, включва инфилтрация и последваща полимеризация на пластмасата в създадената повърхностна микропорьозност (110, 118, 436). По същество двете фази спомагат за „залепване” на адхезива към зъбните структури.

Съвременните естетични obturationни дентални материали се състоят от адхезив, предназначен да осъществи връзката със зъбната структура и композиционен материал, предназначен да възстанови дефекта след свързване с адхезива. След или едновременно с химическо третиране (кондициониране) на дентина, в него прониква адхезив. Този адхезив образува междинен вътрешен (интермедиерен) слой наречен хибриден слой (110, 332). Хибридният слой е покрит от фин слой адхезив. С него се свързва композитът. Адхезивът и композитът образуват химически еднородна структура що се отнася до органичната им компонента, тъй като тя има еднакъв състав (110, 332).

Теоретично свързването на адхезива към дентина може да бъде осъществено чрез свързване към неговите органични компоненти (колагена), неговите минерални компоненти (хидроксилапатита) или и двете (23, 288).

При киселинното кондициониране на дентина до определена дълбочина се извлича част от минералната компонента, която покрива колагенните влакна. Отварят се междуфбрилерни пространства. В тях проникват адхезивите, които са тип мономери (110, 301). Осъществява се непосредствен контакт на адхезива с кондиционирания тъканен субстрат, при който колагенови влакна остават включени и обгърнати от мономер. При последващата полимеризация на мономера при поставянето на obtурационния материал се създава адхезивна връзка между зъбната структура и този материал. При денталните материали, по същество, тази връзка е микромеханична (110, 301).

Това механично оплитане между пластмасовите мономери и компонентите на дентина е наречено хибриден слой или зона на взаимно проникване между дентина и пластмасата (255, 301, 431). Хибридизацията е процес на микромеханично заключване гарантиращо деминерализация, инфилтрация и процес на полимеризация, и е описано за първи път от Nakabayashi et al (255, 288, 428).

Ключовият елемент за адхезията е интимната връзка между адхезивите и субстрата. Някои автори подчертават, че овлажняващата способност и дълбочината, до която адхезивите пенетрират дентина, играят важна роля при определянето на качеството на свързване (233). От друга страна определящ фактор са и характеристиките на дентиновия субстрат, които варират според локализацията (повърхностен дентин, дентин в близост до пулпната камера) (110, 118, 233, 246, 279, 355, 424, 464), възраст на зъба (млад, стар, склеротичен дентин), наличие на кариозен процес (216, 217, 218, 301, 408, 424), както и дали е дентин на временен или постоянен зъб (279).

### **3.ХАРАКТЕРИСТИКА НА ДЕНТИНОВИЯ СУБСТРАТ ВЪВ ВРЪЗКА С АДХЕЗИЯТА**

Здравината на връзката с адхезива зависи от дълбочината на препарация, твърдостта и минералното съдържание на дентина (177, 211, 246, 288). Понастоящем се приема, че връзката с дентина се дължи на импрегнирането на повърхностно деминерализирания дентин от адхезива, където перитубуларният дентин е премахнат в

голяма степен (118, 195, 267). Стига се до заключението, че интертубуларният дентин представлява най-големият и най-съществен компонент от дентина по отношение на процедурите по свързване (177, 223, 246).

### ***3.1. Пермеабилитет на дентина и пулно налягане***

Пермеабилитетът на дентина и пулпното налягане имат отношение спрямо адхезията към дентина (110, 233, 288, 290, 296).

Във връзка с проблемите на адхезията към дентина, дентинът трябва да се разгледа като двупосочно пропусклива мембрана. На това основание пермеабилитетът на дентина може да се раздели на:

- трансдентинов пермеабилитет;
- интратубуларен дентинов пермеабилитет;
- интертубуларен дентинов пермеабилитет (110, 233, 288, 292).

Трансдентиновият пермеабилитет по своята същност представлява движение на течности/пулпен трансудат в дентиновите канали (110, 118, 233, 286). Той е отговорен за провокирането на болка в зъбната пулпа на хидродинамичен принцип (53, 118, 246, 286, 288) и за постоянното овлажняване на повърхността на прясно разкрита дентинова повърхност (53, 110, 233, 246, 288, 301). Трансдентиновият пермеабилитет зависи от броя на дентиновите канали и тяхната гъстота (142, 223, 301, 390), а според твърдения – в по-голяма степен от лумена на дентиновите канали (211, 288). Не по-малко е и значението на наличното вътрепулно налягане (301). Постоянното овлажняване на повърхността на разкрития дентин го прави трудна за адхезия структура (288, 292, 301). Смятаме, че клиничният протокол може да бъде средството, чрез което една морфологична даденост да се окаже по-податлива за адхезия.

Интратубуларният пермеабилитет не се проявява по цялото протежение на дентиновите каналчета (233, 292). Той се свързва с проникването на адхезив в дентиновите каналчета (288, 292). Достатъчно е навлизането на адхезив само на 6 - 7  $\mu\text{m}$  и образуване на адхезивни крачета, за да се осъществи връзка с достатъчна здравина (295, 301). Всеки фактор, който възпрепятства проникването на адхезив в дентиновите каналчета е пречка за интратубуларния пермеабилитет (294, 295, 301). Такива фактори са замърсяващият слой като пелена, запушалките от замърсяващ слой, минерални отлагания в дентиновите канали, вътрепулното налягане и налягането, с което изтича дентиновата течност, количеството на тази течност и навлажнеността на

дентиновата повърхност (233, 235, 290, 301). В тази връзка е необходимо изясняване на онзи способ на ецване на дентина, който би отворил най-много и на достатъчна дълбочина дентинови канали.

Интертубуларният пермеабилитет се отнася до възможността за проникване на адхезив в междуфибрилерните пространства на интертубуларния дентин. За целта е необходимо освобождаване на тези пространства от минерални компоненти на дентина и съвременното им изпълване с адхезив, преди да колабират влакната (49, 110, 160, 223, 301).

Ецването на дентина води до повишаване на интратубуларния дентинов пермеабилитет чрез отстраняването на замърсяващите запушалки и същевременно до повишаване на пермеабилитета на интертубуларния дентин, чрез отстраняване на неговото минерално съдържание на дълбочина средно 2 - 7  $\mu\text{m}$  (49, 160, 223, 301). По този начин се създава нов път за пенетрирането на адхезива в дентина (110, 233, 288, 292).

Трансдентиновият и интертубуларният пермеабилитет са в пряка зависимост от броя и гъстота на дентиновите канали (47, 110, 142, 211, 233, 288, 390). По-големият брой канали засилва влиянието на трансдентиновия пермеабилитет, но намалява значението на интертубуларния (110, 233, 290, 292, 294).

Клиницистът разполага с една морфологична даденост - дентина. Той не може да я промени, но може да използва способности и подходи, които да повишат ефективността от приложението на адхезивните системи.

Трансдентиновият пермеабилитет довежда до повърхностна влажност на дентина, която повлиява качеството на граничната зона адхезив-дентин и може да намали здравината на връзката между пластмасите и дентина (288, 301). Пулпното налягане е в състояние също да промени здравината на връзката с дентина (301). Изследвания са показали, че симулираното пулпно налягане намалява здравината на връзката с дентина и модифицираните с пластмаса ГЙЦ, и адхезивите с ецване и измиване (250, 309). Установена е по-повърхностна пенетрация на адхезиви с ецване и измиване в дентиновите тубули в сравнение с дентин, третиран без вътрепулпно налягане (301, 318). Други *in vitro* изследвания са показали, че симулирано пулпно налягане по време на аплицирането на бонда, не повлиява значително характеристиките на самоецващите адхезивни системи (35, 308). All in one адхезивите са по-податливи на влиянието на пулпното налягане, отколкото двустъпковите самоецващи адхезиви.

Причина за това е, че при последните като втора стъпка се аплицира хидрофобен пластмасов слой (301, 356).

Следователно необходимо е клиничният протокол да се насочи и към намалена стимулация на пулното налягане.

Влияние върху пермеабилитета оказва и поставянето на анестезия, което се случва при повечето от възстановителните дентални процедури (301). Анестетиците водят до понижаване на пулното налягане. Това означава, че в основната си част възстановителните адхезивни процедури се извършват при ниско пулпно налягане (205, 274, 301). Това е благоприятен фактор, предполагащ оптимална пенетрация на адхезивните системи и постигане на добра адхезия с дентина.

### ***3.2. Дълбочина на препарацията в дентина***

Установено е, че здравината на свързване е значително по-голяма в зоната на повърхностния дентин (211, 223, 233, 244, 256, 379, 386, 390). Това се дължи на факта, че на повърхността количеството от твърд дентин достъпен за свързване е по-голямо (интертубуларния дентин намалява в посока към пулпата), а влажността по-малка (177, 211, 223, 244, 379, 386). Влажността често е бариера за доброто свързване с дентина (110, 233, 244, 301, 379, 386). Ако свързването със стените на перитубуларния дентин е важно, микромеханичната здравина на връзката би трябвало да нарасне в дълбочина, ако дентина е сух (233). С нарастване на дълбочината, влажността се увеличава и дентиновата течност може да компрометира някои бондиращи методи, ако агентът е хидрофобен (233). Обратно, ако от значение за здравината на връзката е взаимодействието с компонентите на интертубуларния дентин, по-голяма здравина трябва да се очаква във външните слоеве дентин, където интертубуларния дентин е доминиращ структурен компонент (223, 233).

### ***3.3. Ъгъл на прерязване на дентиновите каналчета***

Ориентацията на дентиновите каналчета е също фактор, който може да повлияе качеството на здравината на свързване с дентина (66, 81, 301, 452). Установено е, че когато тубулите са открити перпендикулярно на тяхната дълга ос, половината от стойността на здравината на свързването се дължи на инфилтрирането на адхезива в тубулите, а останалата половина от хибридизацията – на инфилтрирането на

интертубуларния дентинов матрикс (11, 81). Теоретично формирането на адхезивни крачета не е възможно в дентинова повърхност, в която тубулите са успоредни на тази повърхност (11, 66, 81, 362). Някои автори предполагат, че тубулната ориентация може да повлияе върху приноса на интертубуларния дентин за хибридизацията (81). Хибридният слой е бил по-тънък при перпендикулярен ход на каналчетата, в сравнение с латералните страни на препарацията, където дентиновите каналчета преминават паралелно на повърхността за адхезивно свързване (81, 362).

### ***3.4. Дентин, засегнат от кариес***

От значение за адхезията към дентина са и промените, настъпили в него вследствие на кариозни, некариозни и травматични увреждания на зъбите, водещи до образуването на секундерен, терциерен, склеротичен, транспарентен дентин, тъй като често са субстрата за провеждане на адхезивните процедури (233, 246, 301).

Клинично най-често срещаният субстрат върху който се осъществява свързването, това е кариозно повлияния дентин (caries affected dentin). Това е дентинът, който се съхранява след отстраняването на кариозно-инфектирания дентин (137, 215, 272, 301). Кариозно повлияния дентин има по-ниска твърдост в сравнение със здравия дентин (271, 286, 301). Изследвания чрез Micro Raman спектроскопия посочват определени структурни и химични промени в повлияния от кариозния процес дентин. Съдържанието на минерални фосфати и карбонати намалява в зоната на кариозно повлияния дентин при сравнение със здрав дентин (301, 451).

Сравнителни изследвания с трите типа на адхезивна стратегия посочват по-ниска здравина на връзката към кариозно повлиян дентин в сравнение с нормален дентин (79, 301, 357, 455, 473).

Поради по-малкия размер на временните зъби и по-малката дебелина на дентина отстраняването на кариозно увредения дентин трябва да е изключително щадящо – минимално инвазивно, което означава че при всички случаи част от адхезивните процедури ще са в границите на кариозно повлиян дентин.

### ***3.5. Замърсяващ слой***

В процеса на отстраняване на кариозно увредените структури в етапа на кавитетната препарация, се образува т.нар. замърсяващ слой (118, 223, 246, 301, 375).

Този слой е с грануларна субструктура и съдържа основни компоненти от емайла, интер- и перитубуларния дентин, съдържание от дентиновите тубули, смесено с вода, микроорганизми, токсини, ензими, слюнка. Той е с дебелина от 0.5 до 2 - 5µm и може да варира в състава, дебелината, плътността и степента на свързване с подлежащата зъбна структура в зависимост от локализацията на препарацията (32, 118, 146, 223, 240, 246, 277, 298, 391, 439, 457). Изследването на замърсяващия слой е доста затруднено поради малките му и променливи размери, неправилна и крехка структура. Съставът му все още не е добре дефиниран, но той се влияе от състава на подлежащия дентин, от който се образува. При прерязването на дентина, топлината и силите на прерязване, породени от въртящото движение на борера, преобразуват дентиновите остатъци в компактни и плътно съединени образувания (109, 301). Замърсяващият слой съдържа раздробени и смлени хидроксилапатити, както и фрагментиран и денатуриран колаген (118, 294, 298, 301). При препариране на дентинова повърхност дентиновите каналчета се прерязват, откриват се и се obturират от малки запушалки от този слой – замърсяващи запушалки (294, 301). Те представляват непрекъснато продължение на замърсяващия слой и могат да навлязат на дълбочина от 1 до 10 µm в тубулите, което води до редуция на дентиновия пермеабилитет почти до 86% (81, 118, 223, 288, 294, 295, 298, 301). Различните инструменти за кавитетна препарация образуват различни количества замърсяващ слой (118, 235, 246, 268, 375). Дебелината на замърсяващия слой нараства с увеличаване на грапавината на диамантените борери. Установено е, че борер ISO 806314141504014 – един от най-често ползваните за кавитетна препарация, създава замърсяващ слой с дебелина от 2.2±0.5 µm (118, 395).

Предвид значението на замърсяващия слой и неговите запушалки в дентиновите канали е необходимо проучаване на средствата за тяхното премахване и способите за приложението им с оглед безвредното им отстраняване.

### ***3.6. Алтернативни техники за отстраняване на кариозно увредените зъбни структури***

Подходът за минимално инвазивно лечение на зъбния кариес (254, 317, 421) и отчетените недостатъци при класическото препариране на кавитети чрез въртящи се инструменти – борери (118, 225, 317), доведе до въвеждането на нови инструменти или възвръщането на вече съществуващи техники, като соно-абразиво (ултразвуково почистване), еър-абразиво и използване на лазери за отстраняване на кариозно

увредените зъбни структури (59, 118, 310, 317). Някои от тези инструменти също създават замърсяващ слой, който покрива повърхността за адхезивно свързване, но той се различава от този, генериран от въртящите се борери (118). При третиране на дентиновата повърхност с еър абразиво се създава много неравна повърхност и дискретен замърсяващ слой със замърсяващи запушалки, а интертубуларния дентин е набразден и сбит, и компресиран над дентиновите тубули (118, 429). При лазерна аблация не се създава замърсяващ слой (199, 429). СЕМ наблюдение на дентинова повърхност, третирана с Er:YAG лазер показва типична люспеста, грапава и неравна повърхност (80, 199, 429).

Производителите на лазери съобщават, че лазерната аблация на зъбните структури повишава способността за адхезивно свързване на субстрата и че „лазерното ецване” е способно да замести допълнителната стъпка на ецване (с фосфорна киселина) (4, 118). Предимство при използването на лазерите при кавитетна препарация е най-вече безболезнено отстраняване на увредените зъбни структури (4, 5, 30, 310, 429). Изследвания са установили някои недостатъци като намаляване на постигната здравина на свързване след лазерна аблация при кавитетна препарация (41, 80, 102) – наличие на значителни пукнатини в дентина (199), както и кохезивни фрактури в него (102, 144, 199, 429).

Ограничената информация по отношение възможностите за заместване на киселинното ецване с „лазерно” е основанието ни за сравняване на такива резултати при условията на наш експеримент.

#### **4. ЗАМЪРСЯВАЩ СЛОЙ И АДХЕЗИВНО СВЪРЗВАНЕ**

Недостатък на замърсяващия слой, покриващ повърхността за свързване, независимо от неговия произход, е неговата присъща слаба връзка с подлежащия дентин (118, 287, 301) и неговата нестабилна природа (81, 118, 286, 304).

Съществуват две възможности за преодоляване на ниската здравина на свързване, продиктувана от ограничената здравина на свързване на самия замърсяващ слой с подлежащия дентин. Тези две възможности са: отстраняване на замърсяващия слой преди нанасянето на адхезива – чрез ецване и измиване и втората възможност използване на свързващи агенти, които могат да пенетрират отвъд замърсяващия слой като едновременно с това го инкорпорират (118, 223, 238, 279, 288, 301, 428).

Реализирането на тези две възможности става чрез употребата на различни адхезивни системи с комплексен химичен състав (47, 97). Съществуват редица опити за класифициране на тези адхезивни системи по различни показатели, но все още не е постигнат консенсус по отношение на терминологията (118, 435). Според едни автори те се класифицират по генерации (последователност на създаване), според други е добре това да става според броя на клиничните стъпки и повлияването на замърсяващия слой (120, 238, 377). Van Meerbeek et al предлагат научно базирана класификация с три основни групи от адхезивни системи: адхезивни системи с ецване и измиване, самоецващи адхезивни системи и гласйномерен адхезивен подход (428, 435, 436). Всичките тези три категории адхезивни системи показват общ механизъм на адхезия – на хибридизация (118, 428).

## **5. АДХЕЗИВНИ СИСТЕМИ**

### **5.1. Адхезивни системи с ецване и измиване**

Тези адхезивни системи могат веднага да бъдат разпознати чрез начална им фаза на ецване, така наречената стъпка на кондициониране, последвана от стъпката на промиване (97, 118, 223, 428, 433, 435). Друго често използвано име за тази категория адхезивни системи е адхезиви с тотално ецване, което е по-малко съответващо, защото и самоецващите адхезиви са способни също да ецват и деминерализират зъбните структури (377, 409, 432, 435).

При тяхното създаване и въвеждане, тези адхезивни системи се състоят от три отделни стъпки на аплициране: а) кондициониране (ецване) – нанасяне на киселина; б) аплициране на праймер, съдържащ реактивен хидрофилен мономер в етанол, ацетон или вода; в) нанасяне на бонд (адхезив), съдържащ хидрофобен мономер – Bis-GMA, често комбиниран с хидрофилни молекули – НЕМА. Адхезивна система, която следва такъв клиничен протокол се нарича тристъпкова (ецване и измиване) адхезивна система (6, 108, 110, 118, 223, 304, 332, 422, 428). В стремеж към намаляване на броя на клиничните стъпки и опростяване на процедурата по свързване са създадени двустъпковите адхезивни системи с ецване и измиване, които комбинират стъпката на нанасяне на праймера и бонда в една. Наречени са още еднобутылкови адхезиви „one-bottle adhesive“ или „single bottle“. Те съдържат смес от хидрофилна и хидрофобна пластмаса, разтворени в ацетон, етанол или (по-рядко) вода (6, 118, 218, 304, 332, 422, 428).

Изпробвани са различни агенти като ецващо средство с променлива концентрация при тази генерация адхезиви – като лимонена, малейнова, азотна, оксалова и фосфорна киселина. Приложението на слаби (нестабилни) киселини или ниски концентрации се оказват недостатъчно ефикасни при ецването на емайла (6, 118, 223, 246, 267, 332, 424, 432). Днес при системите с ецване и измиване обикновено се използва 30 - 37% фосфорна киселина, поради доказано добрия ефект на ецване в границите на емайла – неговото побеляване, и поради добре дефинираните особености на ецване в границите на дентина (при постоянни зъби) (110, 118, 301, 332, 424, 428, 435). Ецващите агенти по-често са под формата на гелове, получени чрез добавяне на малки количества микропълнители или уплътняващи вещества – целулоза. Така те се разстилат под леко налягане, но не и под действието на тяхното собствено тегло. В състава на ецващите средства се добавят и оцветители за по-лесния контрол при аплицирането и последващото им отмиване (93).

Двата вида – дву- и трисъпковите адхезиви с ецване и измиване следват един и същ механизъм на адхезия.

### ***5.1.1. Ецване на дентиновия субстрат***

В резултат на ецването, дентиновата повърхност се трансформира в бедна на минерално съдържание и богата на протеини тъкан, с открита като скеле колагенова мрежа, почти напълно изчерпана от хидроксиларатит, а дентинът е с повишен пермеабилитет (118, 235, 427, 428, 431, 435, 446). Цел на ецването е да се отстрани неустойчивия замърсяващ слой в стремеж да се постигне свързване с подлежащия дентинов матрикс (223, 233, 235, 246, 446).

Ецването на дентиновата повърхност дори за кратък период може да доведе до значителни промени в структурата на дентина. То трябва да бъде ефективно, а не екстензивно (268). Едновременно с отстраняването на замърсяващия слой се осъществява и деминерализация на дентина на дълбочина 0.5 до 7.5  $\mu\text{m}$ . Преференциално се отстранява перитубуларния дентин, което води до разширение на дентиновите каналчета и техните орифициуми придобиват фуниевидна форма (118, 279, 427, 431, 435). Настъпва деминерализация на интертубуларния дентин и разкриване на мрежа от колагенови влакна с цел образуване на хибриден слой (223, 233, 267, 268, 431, 446). Допуска се, че първоначално става разтваряне на екстрафибриларния минерал, докато интрафибриларния е защитен от колагеновите

молекули и се разтваря много по-бавно (155, 279). Пространствата между деминерализираните колагенови фибрили образуват многобройни свързани групи от каналчета широки около 20 nm и дълбоки около 2-5  $\mu\text{m}$ , които са запълнени с течност (110, 430, 453). Откритите колагенови влакна служат като микроретентивна мрежа за микромеханично свързване с пластмасовите полимери. При подсушаване на киселинно ецвания дентин тази колагенова мрежа колабира и се свива - колагеновите пептиди могат да образуват междумолекулни водородни връзки с най-близките съседни колагенови пептиди. Това довежда до намаляване на колагеновото междуфибрилерно пространство и загуба или намаляване на инфилтрацията на мономера (114, 227, 458). Степента на инфилтрацията на адхезивите в деминерализирания дентин намалява постепенно в посока към основата на хибридният слой (353, 383, 387, 430, 439). В този случай отстраненият минерален матрикс не се замества напълно от праймера, като остава една по-неустойчива зона в основата на хибридният слой, която става потенциален път за микро- и нанопропускливост, ензимен и хидролитичен разпад и по съвкупност - място за провал на свързването (161, 267, 268, 345, 353). Ецването на дентина е от фундаментално значение за ефективността на адхезивното свързване (267, 268, 279, 367, 375). Ефективността му зависи от вида и концентрацията на ецващото средство, продължителността на апликацията му и буферния капацитет на дентина (223, 268, 332, 367, 431). Значение има дентиновия субстрат – временни или постоянни зъби (267, 268, 279, 293, 367, 383).

След ецване тоталната повърхностна площ нараства, което повлиява здравината на свързване с адхезивните агенти чрез увеличаване на адхезивната контактна площ между дентина и пластмасата (277, 279).

### ***5.1.2. Особености при ецване на дентина на временните зъби***

Киселините, използвани за ецване на дентиновата повърхност отстраняват много по-бързо замърсяващия слой при временните отколкото при постоянните зъби (211, 267, 268, 279, 353, 367, 423, 461). Литературата не дава обяснения на този факт, но могат да се направят известни предположения на базата на проведени изследвания. Съставът на замърсяващия слой е директно свързан с този на подлежащия дентин (32, 246, 268, 277, 298, 423, 461). На основата на този факт е резонно обяснението, че причината за наблюдаваната разлика е разликата в химичния състав и реактивност на дентина на временните зъби спрямо този на постоянните (231, 267, 268, 279, 317, 423,

461). Минерализираният дентин е здрава основа поради присъствието на основни оксиди, налични в хидроксилапатита (28, 353). Когато неорганични кондиционери, каквато е фосфорната киселина, се аплицират за кратък период, наблюдаваният по-слаб дифузионен поток от водородни йони се дължи на неутрализиращото действие на минералната фаза на дентина (67, 181, 279, 353). Този буферен капацитет на дентина ограничава задълбочаването на деминерализацията (67, 181, 279, 353). Само 12 – 14% от фосфорната киселина, аплицирана за 15 sec върху дентина се усвоява, докато останалото количество се буферира от минералната фаза на дентина (67, 181, 353). Предполага се, че дентина на временните зъби има намален буферен капацитет спрямо действието на киселините, защото е по-слабо минерализиран отколкото този на постоянните (178, 228, 353). Концентрацията на калций и фосфат в пери- и интертубуларният дентин е по-ниска при временните зъби в сравнение с постоянните, което прави този субстрат по-реактивен спрямо киселите кондиционери (231, 267, 279). Друга възможна причина е разликата в броя на дентиновите каналчета (268). Според авторите, застъпващи мнението за по-малкия брой и диаметър на дентиновите каналчета – дентинът на временните зъби проявява и по-слаб пермеабилитет (211, 268). Това води и до предположението, че дентинът на временните зъби има по-малка повърхностна влажност, което води да промяна на ефективността на действие на кондиционерите при отстраняването на замърсяващия слой (14, 92, 268). Киселите кондиционери не се разтварят лесно на повърхността на дентина на временните зъби – тяхната концентрация се променя незначително, с което се обяснява и по-агресивното им действие (14, 92, 268, 279).

Намаленият буферен капацитет на дентина и неговото производно – замърсяващия слой при временни зъби ни дава основание да потърсим една практически приложима зависимост между концентрация и продължителност на приложение на ецващия агент при зъбите от първата дентиция.

### ***5.1.3. Нанасяне на праймер и адхезив***

Нанасянето на праймер и адхезив е ключова стъпка в процедурата на свързване с дентина. Тя е предназначена да промени химическата същност на дентиновата повърхност, за да се преодолее естествената несъвместимост между хидрофилния дентин и хидрофобната пластмаса (238, 432).

След стъпката на ецване мономерите, спомагащи адхезията се аплицират в една или две стъпки, за да навлязат между откритите колагенови влакна (47, 118, 223). Нанасянето на праймера подготвя дентина за инфилтрирането на адхезива (47, 118, 299, 432). При тристъпковите адхезиви праймерът повишава напрежението по повърхността на оголените от минерали колагенови влакна и улеснява тяхното допълнително намокряне от адхезива (47, 118, 299, 432).

Процесът на деминерализация променя повърхностно свободната енергия на дентина (93, 118, 332, 384, 458). Високото съдържание на протеини, открити след кондициониране с ецващи агенти, е отговорно за ниската свободна енергия на повърхността на ецвания дентин. Овлажняването на такава повърхност с ниска енергия е затруднено. Постигането на адхезия става трудно, ако тази повърхностната енергия на дентина не се повиши. Това става чрез използването на повърхностно активни спомагащи агенти, или праймери (238, 384).

**Праймерът** представлява смес от специфични хидрофилни мономерни (най-малко един), разтворени в органични разтворители - ацетон, етанол и или вода (6, 47, 110, 118, 223, 424, 428, 431). Те са бифилни (хидрофилни и хидрофобни) и съдържат бифункционално/и съединение/я. При някои праймери количеството на разтворителя може да е повече от 90%. Малко от адхезивните системи от четвърта и пета генерация са без разтворител. Поради това праймерите имат различна скорост на изпаряване, тенденция за изсушаване и характеристики на пенетрация, като всеки един от тези показатели може да повлияе здравината на връзката (93). Предимствата и недостатъците на праймерите с различни разтворители са представени на таблица 2 (93).

Табл.2 Предимства и недостатъци на праймерите с различни разтворители.

Разтворител	Предимства	Недостатъци
Ацетон	Изсъхва бързо	Изпарява се бързо след като се разстеле, може да се изпари от контейнера, чувствителен към влажността на дентина, изисква нанасяне на няколко слоя, неприятна миризма
Етанол/вода	Изпарява се по-бавно, по-малко чувствителен спрямо влажността на дентина	Много бавно съхне
Вода	Изпарява се бавно, не е чувствителен към влажността на дентина	Дълго време на съхнене; водата може да възпрепятства адхезива, ако не е премахната
Без разтворител	Не изсъхва, единично нанасяне	По-голяма дебелина на слоя

Хидрофилната функционална група има силен афинитет към дентиновата повърхност, докато хидрофобната функционална група има силен афинитет към адхезива (110, 238, 332, 432). На табл.3 е представен подбран списък на използваните в момента или потенциалните такива хидрофилни мономери, които могат да бъдат използвани като праймери (424).

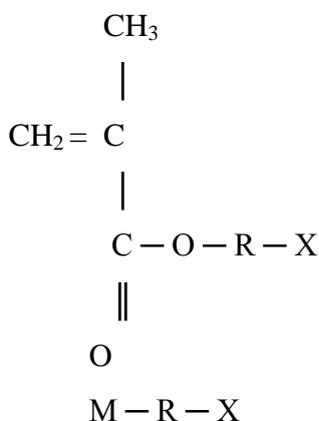
Табл.3 Списък на използвани в момента като праймери хидрофилни мономери (424).

№	Съкратено име	Химична структура
1.	HEMA	2-Hydroxyethyl methacrylate
2.	GLUMA	Glutaraldehyde и HEMA
3.	NPG-GMA	N-Phenyl glycine/glycidylmethacrylate
4.	NTG-GMA	N-(p-Tolyl)glycine и glycidyl methacrylate
5.	GDMA	Glyceryl dimethacrylate
6.	GPDM	Glycerophosphoric acid dimethacrylate
7.	NMBu	N-Methacryloyl butyric acid
8.	NMGlu	N-Methacryloyl glutamic acid
9.	NAAsp	N-Acryloyl aspartic acid
10.	NMHyp	N-Methacryloyl hydroxyproline
11.	NMGly	N-Methacryloyl glycine
12.	DIPENTA	Pentaacryloyldipentaerythritol phosphoric acid
13.	PMDM	Pyromellitic anhydride c 2-hydroxyethyl methacrylate
14.	MEM	2-Methacryloyloxyethyl hydrogen maleate
15.	MMEM	Mono-2-(methacryloyloxy)ethylmaleate
16.	MMPM	Mono-2-(methacryloyloxy)propylmaleate
17.	MDPM	3-Methacryloyloxypropyl phosphate
18.	MBP	4-Methacryloyloxybutyl phosphoric acid
19.	MOP	8-Methacryoyloxyoctyl phosphoric acid
20.	ACE	Acryloyloxyethyl citraconate
21.	BMEP	Bis[2-(methacryloyloxy)-ethyl] phosphate
22.	EGMP	Ethylene glycol methacrylate phosphate
23.	MDP	10-Methacryloyldeacamethylene phosphoric acid
24.	PhenylIP	2-Methacryloyloxy phenyl phosphate
25.	4-META	4-Methacryloxyethyl trimellitate anhydride
26.	PA	2-Acryloyloxyethyl phosphate
27.	PM	2-Methacryloyloxy ethyl phosphate
28.	SBMA	3-Sulfo-2-butyl methacrylate
29.	SEMA	2-Sulfoethyl methacrylate
30.	MSPMA	3-Methoxy-1-sulfo-2-propyl methacrylate

Поради важността на стъпката на нанасяне на праймера при свързването с дентина, морфологичните и аналитичните страни на взаимодействието са изследвани

подробно. Същността на тези взаимодействия обаче продължава да бъде неустановена и не напълно разбрана. Понастоящем съществува консенсус, че тези взаимоотношения са по-скоро микромеханични отколкото физикохимични (288, 424). Природата на това микромеханично свързване е използвана от Nakabayashi et al, за да може да се обясни просмукването на адхезивния мономер 4-МЕТА в порьозното колагеново скеле в ецваната повърхност на дентина и капсулирането и обхващането на колагеновата мрежа от полимерна мрежа, образувана при полимеризацията на навлезлия мономер. Въпреки че пенетрирането на мономера в колагеновото скеле трябва да се разглежда като микромеханичен феномен, експериментално е показано, че взаимодействия на атомно ниво играят потенциално критична роля в цялостния процес на адхезия. Добре е известно, че тройният спирален елемент в колагеновата структура има морфологичните и съставни повърхностни характеристики, подходящи за легирано свързване (връзка между лиганд, който може да е йон или молекула и киселина), допринасящо за разнообразни биологични функции (424).

HEMA (2-Hydroxyethyl methacrylate) е важен бифункционален мономер, който много често е прибавян към състава на праймерите. Той съдържа две функционални групи – хидрофилна ( $\text{Ca}_2\text{H}_4\text{OH}$  – хидроксидна група) и хидрофобна. Хидрофилната хидроксилна група (която е R и X от схема 1) проявява афинитет към дентиновата повърхност, а хидрофобната (метакрилата - M) към пластмасата (схема 1) (238). Поради неговото ниско молекулно тегло и хидрофилна природа, той допринася за инфилтрирането на пластмасата и възстановяването и разширяването на мрежата от колагенови влакна, като повишава здравината на връзката на адхезива (74, 118, 256).



*Схема 1. Обща структурна формула на агентите, свързващи пластмасата към зъба. X – химичната група, която взаимодейства с емайла или дентина. R – група, която свързва X с метакрилата (M)*

**Адхезивът** (адхезивната смола) може да бъде напълнен (съдържа частици пълнител) или ненапълнен разтвор, без разтворител. Адхезивът е съставен основно от хидрофобни, диметакрилатни олигомери. Тези олигомери са съвместими с мономерите, използвани при праймерите и композитите. Те представляват разредени мономерни с ниско молекулно тегло (93). Адхезивът пенетрира в навлажнения с праймер дентин. Обикновено бондиращият агент (адхезивът) съдържа хидрофобна пластмаса – Bis-GMA, но може да съдържа и хидрофилна пластмаса като НЕМА за подобряване на мокренето (6, 47, 332). Главната функция на адхезивната смола е да запълни интерфибрилерните пространства, създадени между колагеновите влакна. Този адхезив кополимеризира (1) с мономера на праймера и вследствие на полимеризацията на тези мономерни се образуват хибриден слой и адхезивни крачета, които осигуряват микромеханичната ретенция от една страна, а от друга страна (2) той се свързва с мономерите на композиционния обтурационен материал (110, 118, 223, 255, 424, 430). Този хибриден слой е описан за първи път от Nakabayashi през 1982 год. и се приема като най-важният фактор за обезпечаване на здрава връзка между дентина и адхезива (47, 223, 255, 267, 332, 424).

Ако дентинова повърхност, овлажнена с НЕМА съдържащ праймер, се контаминира със слюнка, вода или дентинова течност, вероятно е мономерът да бъде частично разтворен и повлияните по този начин зони от дентиновата повърхност ще проявяват по-ниска повърхностна енергия, което може да смути разстилането на аплицирания в последствие адхезив. Очевидно клинично изискване е дентиновата повърхност след нанасяне на праймера да се запази неконтаминира, за да се избегне загубата на ефективността на праймера (110, 223).

Способността на смолите от праймера да армират или укрепят деминерализирания дентин зависи от тяхната концентрация и еднаква равномерна пенетрация, тяхната степен на полимеризация и кръстосано свързване и количеството остатъчна вода, изостанала в хибридният слой (110, 111, 188, 347).

Основен недостатък на адхезивите с ецване и измиване е голямата им чувствителност към точното изпълнение на протокола по тяхното аплициране (6, 110, 118, 332, 377, 422, 428). Повечето затруднения произтичат от стъпката на ецване и измиване. Това може да се свърже с предразположеността на колагеновата мрежа да колабира, което ще възпрепятства правилната инфилтрация на колагена от мономерите (110, 118, 153, 227, 345, 428, 432). С ецването на дентина се премахва напълно

минералната фаза, а колагеновите влакна остават провиснали във вода (110, 118, 197, 198). Докато в границите на емайла добрата здравина на връзката изисква добро подсушаване, то в границите на дентина е нужно определено количество вода, за да се предпазят от свиване колагеновите влакна. За да се преодолее този проблем и да се запази структурната цялост на междуфибрилерните пространства в колагеновата мрежа, се следват два различни подхода, зависещи от праймера на адхезивната система (118, 189, 424, 436).

Първият подход, известен като техника на сухо бондиране „dry-bonding“, включва подсушаване на дентина с въздух след ецването и аплицирането на праймер на водна основа, способен да възстанови и разшири колабираната колагенова мрежа (47, 118, 128, 132).

Алтернатива на горния подход е техниката на влажно свързване „wet bonding“, при който дентина се оставя влажен, като по този начин колагеновата мрежа се предпазва от колабиране. Тази техника е въведена от Kanca през 1990 година (110, 118, 152, 197, 198, 399, 424, 428). При аплицирането на праймера мономерите и разтворителите трябва да дифундират през дълги и тесни пространства между фибрилите, за да достигнат дъното на деминерализираната зона (110, 111, 112). Този подход налага използването на разтворители, които трябва да са или вода или податливи на смесване с вода. Т.е. мономерите на праймера трябва да са хидрофилни и амфибилни/бибилни, тъй като те трябва да се конкурират с водата и в действителност те дифундират през вода, особено в дълбочина на деминерализираната зона (110).

От съществен интерес е къде отива водата от интерфибрилерните пространства при аплицирането на дентиновия праймер. По-голяма част от нея може би се изпарява с разтворителя на праймера преди нанасянето на бонда. Част от нея може да остане в интерфибрилерните пространства и да обвие полимера на праймера (188). Колагеновите влакна съдържат също свързана и несвързана вода (57, 424). Ако колагеновите влакна са обгърнати от пластмаса, несвързаната вода трябва да се измести от мономерите на пластмасата по време на аплициране на бонда, така че слой от хидрофилна смола може да покрива всяка колагенова фибрила. Използвани са отделни подходи в стремеж да се постигне това. Някои производители използват податливи на смесване с вода разтворители, като ацетон, за химично дехидратиране на изпълнените с вода пространства и за „изсушаване“ на колагеновите влакна, оставяйки по-малко количество вода, която да се конкурира с хидрофилните мономерни праймери, разтворени в разтворителя (110, 424). При химическото дехидратиране на влажния

деминерализиран дентинов матрикс съотношението на мономерите спрямо водата нараства и колагеновата мрежа се укрепва (227, 424). Краткото време за аплициране на праймера (30-60 сек. с подсушаването), което се препоръчва от производителите, едва ли е достатъчно за постигане на идеалните условия за свързване с дентина. Навярно удължаването на времето за нанасяне на праймера на ацетонова основа, или по-честата му апликация (в няколко слоя) може да повиши дехидратацията и да подобри инфилтрирането на смолата при свързването с дентина (110).

Друг подход за покриване на колагеновите влакна с хидрофилни мономерни е използването на праймери на водна основа, съдържащи хидрофилни мономерни като НЕМА или полиалкенова киселина, като се прави опит за дехидратиране по физичен начин – чрез слаба въздушна струя на инфилтрирания със смолата колаген. Недостатък на тази техника е това, че скоростта на изпарение на водата при тези условия зависи от влажността на средата и интензитета на въздушната струя (63, 110). Количеството на загубената вода може да причини свиване на хибридният слой независимо от това, че водата е заместена от НЕМА. Всъщност частичното свиване на вече инфилтрирания хибриден слой не е толкова проблемно, колкото голямото свиване на деминерализираната колагенова мрежа преди аплицирането на праймера (153). Това свиване ограничава инфилтрирането на смолата чрез намаляване на размера на пространствата, в които тя трябва да дифундира (76, 110, 112).

Поради много причини дифузията на мономерите на праймера в деминерализирания дентин може да бъде ограничена, което създава градиент в пенетрацията на смолата с най-висока концентрация на повърхността и най-ниска концентрация в средата на хибридният слой, определена като „хибридоидна зона“ от Тау и една междинна концентрация на смолата в дъното на хибридният слой (110, 257, 400).

Недостатък на употребата на хидрофилните мономерни, особено при праймери на водна основа, е че водата трябва да се отстрани чрез изпаряване. Това зависи от нейната степен на изпарение, която се понижава при наличието на разтворено вещество като НЕМА (110, 118). Теоретично когато водата се изпари чрез въздушна струя, концентрацията на НЕМА нараства, намалявайки още повече степента на изпарение на остатъчната вода, което прави още по-трудно нейното отстраняване. Праймерите на основата на алкохол или ацетон са по-малко повлияни при този процес. Макар че такива системи на основата на алкохол или ацетон могат изцяло да инфилтрират деминерализирания дентин при оптимални условия, тяхната последваща

полимеризация със сходни мономерни или кополимеризацията им с други адхезивни мономерни обаче е все още зависима от остатъчната водна концентрация (188). Ако тези хидрофилни мономерни или малки олигомери не полимеризират напълно, те ще привличат водата и ще бъдат или бавно извлечени с течение на времето, или хидролизирани, което ще доведе до отслабване на механичните качества на хибридният слой. Ако инфилтрирането на пластмасата е непълно, могат да останат празни пространства или шупли между колагеновите фибрили. Ако тези субмикронни по размер шупли в хибридният слой са в контакт с дентиновата течност, нейните хидролитични ензими могат да хидролизират или пластмасата или колагена (37, 110, 424). Като алтернатива теоретично е възможно тези порьозни пространства да бъдат запълнени с минерал с течение на времето (110).

Проведени са изследвания върху експериментален макромодел на хибриден слой за установяване на промените в модула на еластичност и издръжливостта на опън на дентина след приложение на адхезивни системи на различна основа (347). Пределните стойности на издръжливостта на опън и модула на еластичност на деминерализиран дентин са съответно 29.6 МПа и 0.21 GPa. Стойностите на същите показатели за образци от минерализиран дентин от същите топографски зони са съответно 105.6 МПа и 13.7 GPa. След специфична подготовка на образците изследователите са дехидратирали деминерализирания дентинов матрикс във възходящи концентрации на ацетон, алкохол или НЕМА за период от 24 часа, последвано от инфилтрирането на дехидратирания матрикс с различни търговски марки адхезивни системи (347). Качествата на опън на инфилтрираните от пластмасата образци са измерени и сравнени с тези, на първоначалния деминерализиран и минерализиран дентинов матрикс. Четири от петте използвани адхезивни системи са възстановили издръжливостта на опън на деминерализирания дентинов матрикс до тази, на минерализирания дентинов матрикс (102.6 до 121.6 МПа), въпреки че модулет на еластичност за тези образци е останал много по-нисък – 3 GPa в сравнение с този, на първоначалния минерализиран дентин 14 GPa (347). Освен това изследователите са измерили и качествата на опън на сходни по размер образци само от пластмаса и са сравнили с този, на инфилтрирания с пластмаса дентин. Инфилтрираните с пластмаса дентинови образци са винаги много по-здрави и яки в сравнение с образците от чиста пластмаса. Теоретично пластмасата може да изпълни само 70% от обема на деминерализирания тъканен матрикс, тъй като останалите 30% от обема е колаген (110, 347). Обстоятелството че инфилтрираната с пластмаса тъкан е по-здрава отколкото чистата пластмаса, отразява здравината на

колагеновите влакна. Все пак дори и след отчитането на здравината на колагеновия матрикс инфилтрираният с пластмаса дентин е по-здрав, отколкото е било теоретично предположено (от 63.8 до 82.0 МПа) (347). Това наблюдение е дало основание авторите да изкажат предположението, че дехидратирането на деминерализирания дентинов матрикс чрез ацетон, алкохол или НЕМА може да доведе до увеличаване на здравината на колагена повече от тази, измерена във вода (110, 347).

Автори (227) съобщават че модулът на еластичност на деминерализиран дентин във вода е 0.004 - 0.007 GPa. По-високата стойност от 0.21 GPa според Sano et al (347) за деминерализирания дентинов матрикс може да се дължи на частично изсушаване. Доказано е 100 пъти нарастване на кохезивната здравина на колагена, когато той е бил дехидратиран (110). При поставяне на дентинови образци в 100% етанол, ацетон или НЕМА за 30 min е установено, че твърдостта на образците нараства от 0.005 GPa до 0.78, 0.142 и 0.103 GPa съответно. Това нарастване в твърдостта става бързо (1-2 мин) и е обратимо при поставяне на образците отново във вода (227). При поставяне на влажни образци за изсушаване на въздух за 30 min, твърдостта им нараства до 0.362 GPa, което е бързо обратимо при връщането им във вода (110). Следователно дехидратирането на деминерализиран дентин – дали по химичен път или чрез използването на сухи, смесими с вода разтворители, или по физичен начин – чрез изпаряване, втвърдява матрикса. Този факт има значително приложение при свързването с пластмаси. **Ако киселинно** ецваният дентин е подсушен с въздух, водата, която поддържа колагеновия матрикс се загубва и мрежата на матрикса се свива. Това намалява пермеабилитета на интертубуларния матрикс (110, 153, 290). Въздушното подсушаване води не само до колабиране на мрежата от колагенови влакна, но и я прави по-твърда в това колабирало състояние (288, 290). Аплицирането на праймер на ацетонова основа ще доведе до запазване на твърдостта на колабиралата колагенова мрежа. Ако преди това подсушения с въздух деминерализиран дентин се овлажни отново с вода, тази колабирала колагенова мрежа ще се разшири и възстанови (76, 154). Промените на величините и качествата на опън, наблюдавани в експерименталните деминерализирани дентинови образци отразяват сходните промени в микроскопичните деминерализирани дентинови зони в киселинно ецвания дентин (110, 347).

Определянето на това колко влажен трябва да бъде дентина, за да се осигури отстраняването на водата при аплицирането на праймери на ацетонова основа е доста трудно. Проблемите, произтичащи от прекаленото количество вода са описани от Tay и са наречени феномен на прекалено навлажняване „overwetting phenomena“ (118, 400,

401, 402). Техниката на сухото свързване „dry bonding“ от друга страна е значително по-малко чувствителна спрямо отклонения в протокола по нанасяне на адхезивната система и не компрометира ефективността на свързване (118, 128, 427, 439). Тя е подобрият избор при аплициране на адхезивна система на основата на вода етанол и гарантира ефективно свързване с дентина (427, 428, 439).

Принципно способността на разтворителите, включени в състава на хидрофилните агенти (ацетон и етанол) създава по-голяма взаимна дифузия в дентина след отстраняването на водата (223). Видът и количеството на разтворителя обаче не съответства на способността му за маргинално запечатване (220, 221, 223, 224, 352). Адхезивите на ацетонова основа са много по-чувствителни и изискват много точен контрол на влажността (223). Друг недостатък на тези адхезивни системи е тяхната силна летливост, която може да доведе до намаляване на здравината на връзката с дентина при неправилното им съхранение (223). Адхезивите на водна основа имат способността да изправят колабираните колагенови влакна, при което концентрацията на вода в праймера трябва да е между 9% и 50% (76, 223, 401, 439).

Поради особеностите в поведението на децата пациенти, както и по-честата локализация на препарацията на голяма дълбочина в дентина близо до пулпата, се предполага, че адхезивните процедури се провеждат в условията на повишена влажност. Това насочва нуждите към търсене на клиничен протокол – като времетраене на ецване, влажност и избор на подходяща адхезивна система, който да гарантира постигането на оптимална като качество и клинична трайност адхезия с дентина на временните зъби.

**Инициатори и ускорители.** Повечето от адхезивните системи са светлинно полимеризиращи и съдържат като активатори камфорокинон и органични амини. Двойнополимеризиращите системи включват и катализатор за осигуряване на самовтвърдяването (93, 424, 432).

**Пълнители.** Макар че повечето от бондовете не съдържат пълнители, някои продукти съдържат неорганични пълнители от 0.5% до 40% от теглото си. Те са микропълнители, наречени още нанофилтри и субмикронни стъклени частици. Адхезивните системи с пълнители показват тенденция за по-голяма здравина на връзката при ин витро изследвания (93, 358, 424).

**Други съставки.** Адхезивите могат да съдържат още и флуоридни или антимикробни съставки. Един бонд съдържа глутаралдехид като десензитайзер -

средство за повлияване на чувствителността на дентина. Ефективността на освобождаването от адхезивите флуориди не е доказана (93, 424).

Традиционните три стъпкови адхезивни системи с ецване и измиване днес все още се приемат като „златен стандарт“ при постигане на оптимална адхезия със зъбните структури (97, 118, 168, 334, 433, 435).

## **5.2. Самоецващи адхезивни системи**

Самоецващите адхезивни системи не изискват отделна стъпка на „ецване и измиване“, тъй като съдържат кисели мономери, които:

- едновременно ецват и въвеждат праймер в емайла и дентина;
- позволяват разтваряне на минералните кристали около колагеновите влакна и инфилтриране на праймера/адхезива отвъд покритата със замърсяващ слой повърхност в подлежащия дентинов матрикс;
- образуват хибриден слой, в който са инкорпорирани разтвори на замърсяващ слой и продуктите от деминерализацията (118, 195, 202, 365, 398, 405, 413, 418, 435, 436).

Самоецващите адхезиви елиминират технически чувствителната стъпка на измиване за отстраняване на фосфорната киселина от емайла и дентина. Клиничните изисквания към тези адхезиви са същите, каквито са за адхезивите с ецване и измиване - отстраняване на нестабилния замърсяващ слой от повърхността на зъбните структури, създаване на подходящи характеристики на ецване в емайла и дентина за клинично подходящ период от време – 15-30 sec, дифузия на комономерите навътре в ецвания емайл и дентин с образуване на адхезивни крачета в ецваните зони и дентиновите тубули и интертубуларна пенетрация в дентина с формиране на хибриден слой (252).

Самоецващите адхезиви се разделят на подгрупи според клиничния протокол на нанасяне, както и според тяхната киселинност и агресивност (97, 118, 428, 433, 435, 436). Подобно на адхезивите с „ецване и измиване“ и тук има двустъпкови и едностъпкови варианти (435). При двустъпковите стъпката на ецване и нанасяне на праймер са комбинирани в една. В тази си форма те се състоят от кисел праймер и адхезив. Едностъпковите варианти са въведени напоследък. Това са тъй наречените еднобутилкови или all in one адхезиви, при които ецващият агент, праймерът и адхезивът са обединени в един разтвор (6, 84, 118, 133, 202, 252, 365, 405, 428, 435).

Самоецващите адхезиви са замислени като метакрилатни органични кисели мономери, които да ецват и праймират дентина, както и да кополимеризират с метакрилатната адхезивна пластмаса. Те трябва да имат подходящо рН, за да могат ефективно да ецват повърхността на зъбните структури и да отделят хидроксилапатитната фаза от дентиновия матрикс. В допълнение тези кисели мономери (и продуктите им от взаимодействието с хидроксилапатитната фаза) могат да взаимодействат с тази фаза и фазата на колагеновия матрикс. Метакрилатната функционална група подпомага полимеризацията с адхезивната пластмаса. Следователно и хидроксилапатитната фаза и колагеновата фаза на дентина могат да имат важна роля при взаимодействието дентин-адхезив (424). Чрез изследвания (ТЕМ, фотоемисионна спектроскопия) за проучване на взаимодействието между самоецващи адхезиви и хидроксилапатитната фаза и дентина е установено, че настъпва частична деминерализация, която оставя остатъчни хидроксилапатитни фази вътре в хибридният слой (182, 424, 465). Спектрално изследване е установило, че мономерите на самоецващите праймери взаимодействат с хидроксилапатитната фаза в дентина чрез химична реакция, която води до образуването на  $\text{CaHPO}_4$  структура и органична фосфатна структура  $[\text{Ca}(\text{RHPO}_3)_2]$  както следва (36, 424):



$\text{CaHPO}_4$  структура евентуално може да се стабилизира като брушитна кристалинна фаза ( $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ). Това показва нуждата от по-нататъшни изследвания за пълното изясняване на точните последици от това взаимодействие (424).

Самоецващият ефект на тази група адхезивни системи се дължи на техните мономери, към които са добавени една или повече карбоксилни или фосфатни кисели групи (428, 436). На основата на тяхната киселинност, самоецващите адхезиви могат да се разделят на три категории - слаби ( $\text{pH} \geq 2$ ), средни ( $\text{pH} \approx 1.5$ ) и силни ( $\text{pH} \leq 1$ ) (118, 202, 428, 433, 453).

„Слабите” самоецващи адхезиви деминерализират дентина само повърхностно – на дълбочина около 1  $\mu\text{m}$ . Повърхностната деминерализация е частична, като се запазват остатъчни хидроксилапатитни кристали около колагеновите фибрили. Замърсяващите запушалки не са напълно отстранени от входа на дентиновите каналчета. Независимо от това, създава се достатъчна поръзност на повърхността, за да се постигне микромеханично взаимно проникване и свързване чрез хибридизация (118, 405, 428). Запазените хидроксилапатитни кристали могат да послужат като рецептори за допълнително химично взаимодействие (118, 428, 437, 465). Мономерите

на карбоксилно кисела основа като 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitic acid) и мономерите на фосфатна основа, като phenyl-P (2-methacryloxyethyl phenyl hydrogen phosphate) и 10-MDP (10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate) притежават потенциал за химично свързване с калция от остатъчния хидроксилапатит (428, 465). Запазването на хидроксилапатита около колагеновите фибрили може би осигурява по-добро предпазване на колагена от хидролизиране и по този начин от ранно разлагане (деградиране) на връзката (162, 165, 348, 428). Най-уязвимото качество на слабите самоецващи адхезиви е техният недостатъчен потенциал на свързване с емайла (428).

„Средните” самоецващи адхезиви създават дву-пластово образуван хибриден слой в дентина с пълна деминерализация на повърхността и частична деминерализация към основата на хибридният слой. Преходът от откритата колагенова мрежа към подлежащия незасегнат дентин е с резки очертания. При тези средно силни по агресивност адхезиви, най-дълбокият участък от хибридният слой от около 1  $\mu\text{m}$  все още съдържа хидроксилапатити (428). Тези остатъчни хидроксилапатити също са рецептори за допълнително химично взаимодействие, подобно на това при слабите по агресивност самоецващи адхезиви (97, 118, 428, 437, 465). С тази подгрупа средно силни самоецващи адхезиви, поради по-голямата им киселинност се постига по-добро микромеханично взаимно свързване в границите на емайла и дентина в сравнение с това при слабите самоецващи адхезиви (428).

„Силните” самоецващи адхезиви имат рН около 1 или по-малко. Тази висока киселинност води до дълбока деминерализация. След приложение на тези адхезиви и СЕМ наблюдения, в границите на емайла се откриват морфологични характеристики, сходни с тези при ецване с фосфорна киселина при употребата на адхезиви с ецване и измиване (406, 428). В границите на дентин те водят до откриване на колагеновата мрежа, а почти всички хидроксилапатитни кристали са разтворени. Образува се дебел хибриден слой, лишен от хидроксилапатитни кристали и с налични адхезивни крачета (24, 118, 405, 428).

Независимо от рН на праймера, други фактори, като разбъркване по време на аплицирането, дебелина на замърсяващия слой, вискозитет и способност за навлажняване, са от съществено значение за постигане на деминерализация и дълбочина на инфилтриране при самоецващите адхезиви (118, 202, 209, 276, 358). Добрият ефект на самоецващите адхезиви вероятно се дължи на химическото взаимодействие между мономерите и хидроксилапатита (118, 428, 465).

Повечето от намиращите се на пазара самоецващи праймери и адхезиви са на метакрилатна основа с рН от 1.5 до 2.5 (252). Един от първите създадени кисели мономери е 4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride (4-МЕТА), който все още често се включва в техния състав (85, 252). Съставът на самоецващите адхезиви е доста уникален, тъй като съдържат големи концентрации от вода и кисели мономери (118, 453). Водата е задължителна в състава на самоецващите системи, тъй като тя създава йонизирана среда за функционалните мономери (404). Двустъпковите самоецващи адхезиви се състоят от праймер, представляващ хидрофилен воден разтвор и отделен хидрофобен адхезив. Едностъпковите самоецващи адхезиви са комплексна смес от два компонента – хидрофилен и хидрофобен (118, 435). Високата концентрация на вода повдига въпроса около потенциално вредния ефект върху полимеризацията, тъй като е възможно водата да не се отстрани напълно. Това е валидно също и за високите концентрации на разтворителя, водещи до непълна полимеризация на пластмасата в случаите на непълното му изпаряване (118, 188, 425).

**Мономерите** в самоецващите адхезиви, според функцията си се разделят на три групи – (1) самоецващи адхезивни мономери, (2) кръстосано свързващи се мономери и (3) допълнителни монофункционални ко-мономери (252).

*Самоецващите адхезивни мономери* са бифункционални молекули, които съдържат най-малкото три от следните компоненти (схема 2):

- способна да полимеризира Р група, която може да реагира с другите мономери на адхезива и с obturationния материал чрез кополимеризация;
- кисела адхезивна група AD, способна да ецва твърдите зъбни структури и да взаимодейства с тях;
- пространствена (междинна) група, създадена да въздейства – т.е. определя качествата на разтворимост, приспособимост и овлажняване на адхезивния мономер (252).

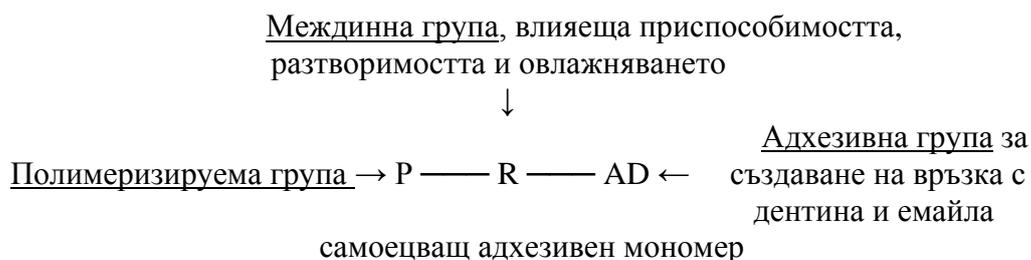


Схема 2. Обща структура на самоецващ адхезивен мономер (252)

Подходящи като адхезивни (AD) са киселите групи и особено фосфорната киселина и моно- или дихидрогенфосфатните групи, които образуват по-силни киселини, съответстващи на карбоксилните киселини (252). Потенциалът на киселите мономери за ецване зависи в голяма степен от киселинността на мономерите, която нараства в следната последователност: карбоксилни киселини < фосфорни киселини < кисели фосфати < сулфонови (серни) киселини (252).

Химичната адхезия на мономерите с твърдите зъбни структури може да се осъществи чрез образуването на първични химични връзки – ковалентни или йонни, създадени при реакцията на подходящите адхезивни групи с компонентите на твърдите зъбни структури. Йонните връзки се образуват като резултат от реакцията на киселите групи с основните неорганични компоненти на твърдите зъбни структури – хидроксилапатита (252, 424). Допълнителните реактивни групи от мономерните киселини могат да създадат ковалентни връзки между колагеновите влакна на дентина и самоецващите адхезивни мономери. Тъй като колагенът на дентина съдържа реактивни групи, които са предимно amino или хидроксилни групи, реакцията между дентина и алдехидните или анхидридните групи може да създаде ковалентни връзки с колагеновите фибрили (252, 424). Установява се и физична адхезия чрез вторични валентни сили – Van der Waals сили и London dispersion сили или чрез сили на привличане, породени при образуването на водородните мостове или при взаимодействие чрез обмен на заряди (252).

За кисели адхезивни мономери се използват съдържащи фосфор мономери, като например фосфорна киселина или кисели фосфати, способни да ецват емайла и дентина. Тези мономери допринасят за дифузията на мономера в киселинно подготвения и подлежащия интактен дентин. Най-често се използват полимеризиращи кисели фосфати. Едно от първите предложени химични съединения за подобряване на връзката с дентина е глицерол диметакрилатния естер на фосфорната киселина (GDMP) (56, 252).

*Монофункционални и кръстосано свързващи се мономери.* Самоецващите адхезиви съдържат допълнително и моно- и дифункционални некисели метакрилати, които служат като средство за повлияване на качествата на течните адхезиви, като възможност за смесване, вискозитет, навлажняване и способност за образуване на филм, пенетрация на мономера и реактивност на полимеризацията. Те повлияват и качествата на полимеризирания втвърден адхезивен слой, като механична здравина, поглъщане на вода или стабилност срещу хидролитична или ензимна деградация (252).

От монометакрилатите най-често използваният мономер е НЕМА. Той е разтворим във вода ниско вискозен мономер, който повишава възможността за смесване и разтворимостта на едно- и двуполусните адхезивни компоненти и способността за овлажняване на твърдите зъбни структури от течните адхезиви. Знае се, че НЕМА може да стабилизира мрежата от колагенови влакна и повишава дентиновия пермеабилитет и дифузията на мономера (252). В същото време НЕМА не е хидролитично устойчив и образува съединения в концентрирани разтвори, което допринася за неговата хидролиза (201, 252). Установено е, че високото съдържание на монофункционални мономерни в адхезива повишава неговата степен на полимеризация. Това може значително да намали кръстосаното свързване в полимеризирания адхезивен слой, което да причини нестабилни адхезивни връзки и особено след съхранение и разширение във вода (252).

Кръстосано свързващите се диметакрилати се използват, за да генерират образуването на полимерна мрежа. Това допринася за повишаване на нивото на полимеризация благодарение на гел-ефекта. Механичните качества на полимерната мрежа са подобрени в сравнение с линейната полимеризация, а образуваният кръстосано-свързан слой е неразтворим във вода и степента на разширение намалява с увеличаване на гъстотата на полимерната мрежа (252). Най-често използваните в състава на самоецващите адхезиви кръстосано свързващи се диметакрилати са 2,2-bis [4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxypropyl)phenyl] propane (Bis-GMA), 1,6-bis-[2-methacryloyloxyethoxycarbonylamino]-2,4,4-trimethylhexane (UDMA), glycerol dimethacrylate (GDMA), и TEGDMA. Bis-GMA има висока реактивност, но показва висок вискозитет и ниска разтворимост във вода. GDMA и TEGDMA имат нисък вискозитет и по-добра разтворимост във вода. Всичките тези диметакрилати не са хидролитично устойчиви в кисели водни разтвори и деградират като образуват съответни диоли (diols) и метакрилови киселини (252).

**Инициатори.** Съществен проблем при самоецващите адхезиви е киселинно основаната реакция между киселите мономерни и амините – каквито са системата от камфорокинон/амини, използвани като инициатори на светлинната полимеризация или амин/пероксидната система при химически полимеризиращите адхезиви (88, 252, 338, 341, 411). И в двата случая концентрацията на амините и на образуваните аминови радикали, отговорни за иницирането на полимеризацията, намалява (252). Настъпва забавена реакция на полимеризация в адхезивния слой и в кислородно инхибираната повърхностна зона, която свързва композита към адхезива (192, 252, 338, 475). Киселинно основаната реакция довежда до равновесие между протонни и непротонни

форми на амините и киселините. Следователно концентрацията на амините трябва да бъде точно дозирана спрямо концентрацията на киселините в самоецващите системи. В случаите на светлинна полимеризация са нужни Norrish тип I системи, които не изискват активатори (катализатори) за амините и абсорбират светлина с дължина на вълната от 400-500 nm (252).

**Разтворители.** За да се постигне цялостно навлажняване на дентина се налага употребата на хидрофилни адхезивни компоненти. Деминерализацията на емайла и дентина и отстраняването на замърсяващия слой са йонни процеси. Калциевите йони се хелират от киселите мономери и част от колагеновите влакна стават разтворими или се хибридизират (209, 252). За тези йонни процеси се изисква вода, поради което самоецващите адхезиви или праймери са на водна основа (118, 404). Това е причината те да не се влияят от влажността на дентиновата повърхност (252, 361). Към състава на самоецващите адхезиви се добавят и съ-разтворители като етанол. Той образува с водата азеотропна смес и така ускорява повърхностната дехидратация чрез прилагането на въздушна струя при изсушаването. Прекаленото изсушаване на дентина обаче повлиява негативно механичните качества на субстрата (260). Може да настъпи фазово разделяне и преципитация на компонентите на адхезива, когато като съ-разтворител се добави ацетон. По време на изпаряването на разтворителя съотношението вода-ацетон се променя (252).

**Други съставки.** Към състава на тези адхезиви могат да се добавят *пълнители*. Особено при едностъпковите често се добавят силициеви пълнители като втвърдител за повишаване на вискозитета, като по този начин се образува надежден филм, гарантиращ и адекватната му дебелина. Така могат да бъдат предотвратени ефекти, като прекомерно изтъняване и непълна полимеризация, поради кислородно инхибиране (133, 141, 252, 393). Други добавяни пълнители са освобождаващите флуорни йони или осигуряващи рентгеноконтрастност (252).

Някои производители добавят различни *оцветители*, особено при двустъпковите за визуален контрол за правилно смесване и хомогенно покриване на зъба, и предпазване от прекомерно нанасяне. При светлинната полимеризация оцветяването изчезва (252).

Самоецващите адхезиви притежават редица предимства, в сравнение с адхезивите с ецване и измиване. Такова е премахването на задължителната стъпка на измиване, което намалява разхода на време, особено важно в детската дентална медицина. Отпадат кондиционирането, измиването и подсушаването, които са

критични и трудни за стандартизиране в клинични условия (118, 151, 194, 202, 365, 405, 418). Премахва се техническата чувствителност, свързана с осигуряване на свързване с дехидратирания деминерализиран дентин, тъй като не се налага измиване и изсушаване (118, 156). Предотвратено е колабирането на колагеновата мрежа, тъй като мономерите едновременно деминерализират и инфилтрират дентина (12, 118, 413, 428). Друго предимство на едновременната деминерализация и инфилтрация на пластмасата, е че теоретично е избегнато непълното ѝ инфилтриране (118, 413, 453). В действителност последните наблюдения върху нанопросмукването в хибридният слой и особено под него, хвърлиха съмнение върху схващането, че самоецващите адхезиви осигуряват пълно инфилтриране на пластмасата (73).

Тъй като замърсяващият слой и замърсяващите запушалки не се отстраняват преди нанасянето на бонда, предотвратява се повторното навлажняване на дентина от дентиновата течност от тубулите, като се съобщава за намалена постоперативна чувствителност (118, 187, 223, 404). Някои автори обаче не намират разлика в постоперативната чувствителност между тристъпковите адхезиви с ецване и измиване и самоецващите системи (303).

Едностъпковите адхезиви са най-лесните за приложение адхезивни системи. Те обаче притежават значителни недостатъци. Главният им недостък е относително ниската здравина на свързване, в сравнение с двустъпковите самоецващи системи и адхезивите с ецване и измиване (50, 184, 185). Установено е, че поради тяхната голяма хидрофилност, едностъпковите самоецващи адхезиви действат като пермеабилни мембрани, позволяващи движението на водата през адхезивния слой (410, 435). Типичните образци на нанопросмукване, т.нар водно дърво, могат да се наблюдават вътре в адхезивния слой, получен при употребата на едностъпковите самоецващи адхезиви и се считат за зони с непълно отстранена вода и последваща недостатъчна полимеризация на пластмасата (412). Присъствието на тези водни дървета остава все още неизяснено, но тъй като те могат да изпълняват ролята на канали за вода, могат да допринесат за ускоряване разрушаването на възката зъб-пластмаса (101, 118, 166, 407, 412). Към момента сериозни проблеми на силните по киселинност еднобутилкови самоецващи адхезиви на водна основа произлизат от хидролитичната нестабилност на използваните метакрилатни мономерни и страничните ефекти от приложените като инициатори компоненти (252).

Съкратеният клиничен апликационен протокол, липсата на отделна стъпка на ецване, както и фактът, че тези адхезивни системи не се влияят особено от влажността

на дентиновата повърхност са все предимства, които ги правят особено подходящи за естетично възстановяване на временни зъби.

Противоречивите данни относно постигнатата здравина на свързване с дентина на временните зъби насочи вниманието ни към провеждане на СЕМ изследване на граничната зона – дентин-адхезив при аплицирането на различни по агресивност адхезиви, както и провеждането на клинично изследване за дълготрайността и качеството на естетичните obturации във временното съзъбие, изработени с посредничеството на средни по агресивност дву- и едностъпкови самоецващи адхезиви.

### **5.3. Адхезия при гласйномерите**

Третият подход за постигане на адхезия със зъбните структури се основава на гласйномерите и техния самоадхезивен капацитет. Те са единствените истински самоадхезивни материали, тъй като се залепват към емайла и дентина чрез специфично гласйномерно взаимодействие (97, 118, 428, 433, 435).

Гласйномерите имат специфичен състав. Те съдържат полиакрилова киселина, алкенови кополимери, стъклени частици като пълнители и вода. Когато към този състав се добавят и пластмасови компоненти те вече се наричат пластмасово модифицирани гласйномери (6, 118, 322, 334, 384, 435).

Според механизма на свързване, те могат да се определят като специална група от самоецващите адхезиви, основана на гласйномерната технология. Техният адхезивен капацитет се осъществява на два етапа и зависи в еднаква степен от две условия: 1) от ограничена деминерализация на емайла и дентина с последваща инфилтрация и механично взаимно свързване и от 2) химична адхезия между калция от хидроксилапатита и полиалкеновата киселина – чрез йонно свързване между карбоксилните групи от полиалкеновата киселина и калция от хидроксилапатитните кристали, останали около открития повърхностен колаген (118, 428, 435, 466, 467, 471). Микроморфологичната характеристика на граничната зона показва образуването на незначителен повърхностен хибриден слой с дебелина 0.5 – 1  $\mu\text{m}$  (435).

## **6. ХИБРИДЕН СЛОЙ**

Механизмът, отговорен за адхезията на по-новите генерации дентин свързващи системи се свързва с образуването на хибриден слой (хибридизационна техника) или

така наречената зона на вътрешна дифузия на адхезива в дентина (233, 251, 255, 268, 375). На молекулярно ниво тази зона представлява трайна и киселино устойчива смес от адхезива и компоненти на дентина (251, 255, 268).

Установено е, че по-продължителното ецване (повече от времето, препоръчано от производителя) има за последица образуването на по-дебел хибриден слой (161, 164). Не се установява връзка между продължителността на ецване и дебелината на този слой при кондициониране над 120 sec. Счита се, че причината за това е проявата на буферния капацитет на дентина по време на разтварянето на неорганичния му матрикс в кисели разтвори (161, 164, 256, 430). В същото време по-продължителното ецване по-лесно води до създаването на неустойчива деминерализирана зона в хибридният слой, което има за последица намаляване на здравината на свързване (157, 267, 268, 353). За здравината на връзката с дентина от съществено значение е качеството на образувания хибриден слой, а не неговата дебелина или по-дебелият хибриден слой не се отъждествява с по-голяма здравина на адхезивната връзка (71, 161, 164, 267, 268, 305, 375, 377, 420).

Хибридният слой в кариозно повлиян дентин обикновено е по-дебел, но по-поръозен в сравнение с този, при здрав дентин (301, 357, 473). В нормалния дентин хибридният слой е с дебелина по-малко от 1  $\mu\text{m}$ , но в кариозно повлиян дентин е с дебелина между 6 и 8  $\mu\text{m}$  (301, 474). Пенетрирането на адхезивния мономер обаче е неравномерно и намалява в посока на дълбочината на деминерализация в кариозно повлияния дентин (451). Инфилтрирането на пластмасата вътре в дентиновите тубули на кариозно повлияния дентин е затруднено от отлагане на минерали в лумена на тубулите (357).

Клиничната дълготрайност на хибридният слой зависи от физични и химични фактори (54). Предполага се, че физични фактори като оклузални дъвкателни сили и повтарящи се стресове на разширение и свиване, вследствие на температурните промени в оралната среда повлияват стабилността на тази гранична зона (97, 99, 100, 409). Киселите химически агенти в дентиновата течност, слюнката, храната и напитките, както и бактериалните продукти са допълнително предизвикателство за граничната зона между зъба и биоматериала, имащо за последица деградация на незащитените колагенови влакна (които не са били импрегнирани) (162, 165, 166, 409), утаяване на мономерите на пластмасата (поради недостатъчна полимеризация) (54, 110) и разрушаване на компонентите на пластмасата (97, 127, 163, 190, 349, 409).

Тъй като хибридният слой е създаден от комбинация от органичния матрикс на дентина, остатъчните хидроксилapatитни кристали, мономерите на пластмасата и разтворители, стареенето може да засегне всеки един от тези компоненти или да се дължи на синергични комбинации на феномена на деградация, протичащи вътре в хибридният слой (54).

### ***6.1. Адхезивни крачета и техните разклонения***

При киселинното ецване на дентина се отстранява перитубуларния дентин от първите няколко микрометра от дентиновите тубули 5-10  $\mu\text{m}$  (в зависимост от дълбочината на дентина, възрастта на зъба, наличието или отсъствието на склеротичен дентин и т.н.). Това води до увеличаване на диаметъра на техния лумен от около 1 до 3  $\mu\text{m}$  (110, 118, 427, 431). Според изследователи трикратното увеличение на диаметъра осигурява значително увеличаване на повърхностната площ на стените на тубулите, която е на разположение за радиална дифузия на пластмасата, както и за деветократно увеличение на площта на напречния срез на адхезивните крачета (110, 291). Здравината на адхезивните крачета е продукт от устойчивостта на полимеризиралата пластмаса и увеличената площ (291). Счита се, че образуваните адхезивни крачета също подсиgurяват здравината на връзката с дентина (222, 291). При адхезивите с ецване и измиване образуваните крачета увеличават с около една трета тоталната здравина на прерязване (222, 376).

Друг път за инфилтрирането на смолата на хибридният слой е чрез латералните разклонения на дентиновите тубули (246, 248, 432). Някои автори са показали, че пластмасите запълват тези разклонения по време на свързването (86, 126). Те могат и да не допринасят съществено за ретенцията на смолата, а от тук и за здравината на връзката, поради техните малки размери, но могат да бъдат много важни за улесняване на инфилтрацията ѝ към дъното на деминерализираната зона (248, 291, 376).

### ***6.2. Дебелина на хибридният слой при временни и постоянни зъби***

При изследване на взаимовръзката между продължителността на ецване и дебелина на образувания хибриден слой при използване на едни и същи ецващи агенти са установени съществени различия между временните и постоянните зъби (71, 267, 268, 353, 367, 417). Причината за това са различията в микромеханичните и хистологичните

характеристики между дентина на временните и постоянните зъби (18, 71, 177, 180, 213, 267, 268, 279, 317, 337, 383). За едно и също време на ецване, образуваният хибриден слой във временните зъби е по-дебел от този при постоянните (71, 267, 268, 317, 353, 367, 383). При ецване на дентина на постоянни зъби за 15 sec. средната дебелина на получения хибриден слой е 0.011  $\mu\text{m}$ , докато при ецване на временни зъби за 10 sec. средната му дебелина е 0.012  $\mu\text{m}$  (317, 367). След ецване за 15 sec. на дентина на временни зъби и аплициране на бонд, е установено наличие на деминерализирана зона в основата на хибридният слой (279, 353, 367). Сходни резултати са получени и от други автори (267, 268). Тези резултати показват, че скъсяването на времето за аплициране на ецващия агент върху дентина на временните зъби в сравнение с това, при постоянните допринася за дълготрайността и по-добрата характеристика на естетичните obturации при временните зъби (43, 267, 279, 340). Съкращаване на половината на времето за ецване на дентина на временните зъби е достатъчно, за да се създаде хибриден слой с дебелина и характеристики, сходни с тези при постоянните зъби (267, 279, 367, 417). По-дългото време за ецване се свързва с по-дълбока деминерализация на дентина, но не винаги с образуването на по-дебел хибриден слой (279). Прекомерното ецване на дентина води до създаване на нетрайно свързване, поради възможността мономерите на пластмасата да не са в състояние да пенетрират в отворените дентинови тубули и да дифундират през хидратираната деминерализирана колагенова мрежа толкова дълбоко, колкото е въздействал ецващия агент. Това оставя след неимпрегнираната или лошо импрегнираната зона неподкрепени зони в основата на хибридният слой, които са по-предразположени към микро- и нанопросмукване – поради наличие на порьозност, хидролиза на колагена и деградация на граничната зона с течение на времето (292, 293, 345, 417).

При SEM изследване на адхезивни системи, принадлежащи към самоецващата стратегия е установено наличието на ясно забележима линия в основата на хибридният слой в дентина на временни зъби (62). Авторите предполагат, че тази находка представлява зона на непълна пенетрация на адхезивната пластмаса. Те наблюдават и по-дебел хибриден слой в сравнение с този при постоянните зъби като изказват предположение, че дентинът на временните зъби е по-реактивен дори и при по-слаби кондиционери (62, 73, 231). Намаляването на времето на ецване (за аплициране на самоецващия праймер/адхезив) може да избегне дестабилизирането на колагеновите влакна, което се получава обикновено при приложението на силни самоецващи адхезиви (279). Оголването на колагеновите влакна от дентиновата повърхност довежда

до по-големи промени в дълбочина – ефект наблюдаван при приложение на самоецващи адхезиви върху дентина на временните зъби, който може да бъде намален след съкращаване на времето за ецване (аплициране на самоецващия праймер) при тези адхезивни системи (232, 279, 423).

За качеството на хибридният слой влияние оказват и химичните характеристики на използваните адхезивни системи (83, 258, 267, 268, 279, 301, 305, 367, 465).

## **7. ТРАЙНОСТ НА СВЪРЗВАНЕТО С ДЕНТИНА**

### **7.1. Клинични изследвания**

Клиничните изследвания са основните тестове за оценка на ефективността на адхезивното свързване (312, 432, 433, 434). Те не могат обаче да разграничат истинската причина за провал на връзката, поради едновременното влияние на различни натоварвания върху obturациите вътре в агресивната орална среда (97, 312, 428).

Обикновено клиничното изследване за ефективността на адхезивите включва изработване предимно на пети клас кавитети в некариозни зъби. Причините за това са: такива форми на лезиите не осигуряват никакви макромеханични ретенции – следователно наличието или загубата на obturацията ще е единствения обективен критерий за изследване. Всички други класове кавитети (I, II, III и IV) показват макар и незначителни, но някакви макромеханични ретенции. При отчитането на по-малко обективните критерии, като интегритет на маргиналните ръбове на obturациите и промяна в цвета, тези пети клас кавитети са и удобни за оценяване. Границите на кавитета са както в емайла така и в дентина. Локализирани са по вестибуларните повърхности на фронтални зъби и премолари (което прави лесна визуалната им оценка с огледало и увеличителни очила). Това са кавитети с малки размери и лесни за изработване, което намалява влиянието на фактора умения на оператора (97, 311, 312, 428, 432, 433). Независимо от различните фактори на кавитетната конфигурация на пети клас лезии (75, 97, 125, 312), което довежда до възникването на напрежения на граничната зона зъб-obturация, механичните качества на използваните композитни материали са относително маловажни (55, 97, 98, 312). Недостатък, свързан с използването на тази форма некариозни V клас кавитети при провеждането на клиничните изследвания са съществените различия в състава на субстрата за свързване (97, 312). Некариозните V клас лезии показват по-висока степен на склерозирание и

свързаното с това по-високо минерално съдържание в сравнение с интактен или кариозно повлиян дентин. Образуването на хибриден слой в такъв хиперминерализиран дентин е по-трудно, поради което се допуска и по-малка ефективност на адхезивното свързване (97, 325, 426).

Резултатите от такива клинични изследвания зависят още от свързани с пациента фактори като: възраст, орална хигиена, дъвкателни и хранителни навици, интраорални температурни промени, оклузални натоварвания, от качествата на материалите (97, 139, 432, 433).

Недостатък на клиничните изследвания е и относително краткият период на наблюдение на обтурациите (2 до 3 години), малкият брой на обектите (наблюдаваните обтурации), липсата на контролна група, което намалява статистическата значимост на изследването и валидността на тестваните променливи (168).

Обзор на специализираната литература направен от Reumans M et all (312) за периода от 1998 до 2004 год. върху публикации за клиничната ефективност на съвременните генерации адхезивни системи посочва, че три стъпковите адхезиви с ецване и измиване и двустъпковите самоецващи адхезиви показват надеждни и клинично предсказуими добри резултати. Клиничната ефективност на двустъпковите адхезиви с ецване и измиване е с по-слаби клинични характеристики, докато най-лоша клинична ефективност и най-слабо предсказуеми резултати е установена за едностъпковите самоецващи адхезиви (312). Установена е тенденцията, че опростяването на процедурите по апликация на адхезивните системи води до загуба на тяхната ефективност с изключение при двустъпковите самоецващи адхезивни системи (54, 312, 435).

В клинични условия е трудно да се преценят точните фактори, които водят до провал на свързването със зъбните структури и загуба на обтурацията, поради едновременното действие на много фактори в условията на агресивната орална среда (97, 118, 428). В контраст с *in vivo* изследванията, *in vitro* тестването може да изясни специфичните фактори, които са най-определящи за дълготрайността на адхезивната ефективност (97, 428).

## **7. 2. Лабораторни тестове**

Ефективността на трите съвременни адхезивни стратегии за свързване със зъбните структури се измерва чрез приложение на механични тестове за здравина на

връзката (20, 52, 97, 168, 184, 289, 297, 359, 370, 382, 389, 428, 433). Те се прилагат чрез специфични тестващи устройства (20, 97, 185, 289, 370, 382, 433).

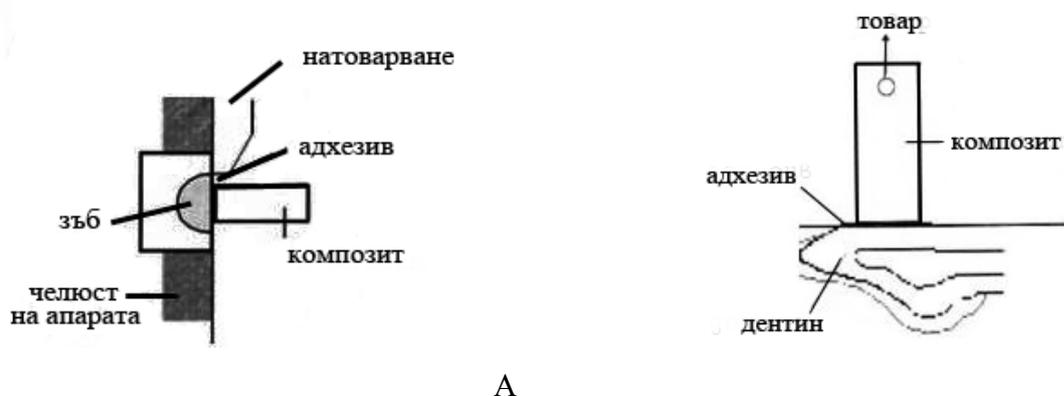
Идеалните тестове за здравина на връзката трябва да са лесни за изпълнение, да се влияят в ниска степен от техниката на изпълнение и относително бързи (97, 428, 433). Други предимства на лабораторните тестове са (1) бързината на събиране на данни за специфични параметри; (2) относително лесната методология; (3) възможността да се измерва един специфичен параметър, докато всички останали променливи се запазват постоянни по време на експеримента; (4) възможност за директно сравняване на характеристиките на нови експериментални материали и техники с тези обявени за „златен стандарт“; (5) възможност за едновременно тестване на много експериментални групи в едно изследване; (6) да използват относително прости и евтини протоколи за тестване и инструменти. Окончателните цели на лабораторните тестове са да съберат данни за предсказване на клиничния резултат (428, 433).

За оценяване на свързващата ефективност на адхезивите спрямо емайла и дентина, днес се използват различни методи (58, 428, 433). Здравината на връзката може да бъде оценена статистически чрез използване на макро- и микро- тестващи устройства, което се определя основно от размера на площта за свързване (20, 52, 168, 289, 297, 370). При изследване на здравина на връзката на площ за свързване, по-голяма от  $3 \text{ mm}^2$ , изследването се определя като макро-тест за здравина на връзка. Такова изследване се провежда чрез прилагане на протокол на „прерязване“, „опън/якост“ или на прилагане на „усилие/изтегляне“ (52, 433). При тестване на площ за свързване около  $1 \text{ mm}^2$  или по-малко се прилагат микро-тестове за определяне на здравината на връзката – тест за микро опън ( $\mu\text{TBS}$ ), създаден през 1994 год. от Sano (344), тест за микро прекършване ( $\mu\text{SBS}$ ), въведен през 2002 година (368, 369, 433). Международната организация за стандартизация (ISO) и техническа спецификация ISO\TS 11405, публикувана през 1994 год. и последно ревизирана през 2003 год. разработи „Указание за тестване на адхезията към зъбните структури“ с цел да стандартизира до колкото е възможно процедурите за тестване на здравината на връзката (52, 186, 382, 416).

### 7.2.1. „Макро” тестове

#### Тест за макро-прерязване и макро-опън (tensile bond strength TBS)

Най-често използваният тест е този за макро-прерязване (shear bond strength - SBS) (52, 58, 370, 433). Причина за това е, че е лесен и бърз метод за оценка на здравината на връзката. Не се налага допълнителна подготовка на образците след провеждане на адхезивните процедури и се използва минимално техническо оборудване (52, 433). И при двата теста се използват екстрахирани човешки или телешки зъби. Обикновено нанасянето на адхезивната система се извършва след отстраняване на емайла, в центъра на гладка коронарна дентинова повърхност и използване на цилиндри или матрици с диаметър от 3 до 5 mm<sup>2</sup>, които се изпълват с композиционен материал (121, 297, 370). След кратък или дълъг период на съхранение във вода и комбинация от механични или термични натоварвания, образците се поставят в универсален тестващ апарат и се прилага сила, паралелна на зъбната повърхност при теста за макро-прерязване (фиг.2А) (382, 428). При теста за макро-опън (tensile bond strength - TBS) приложената сила е перпендикулярна на зъбната повърхност (фиг.2Б) (382, 428). Най-голямото затруднение при приложението на TBS теста е запазването на достатъчно подравняване и хоризонтиране по време на адхезивните процедури и на тестването, за да се избегне концентрирането на стрес, поради неправилна геометрия на граничната зона (382). При теста за здравина на прекъсване тази опасност е преодоляна, но той може много лесно да се трансформира като тест на извиване или разцепване, в който доминира стреса на опън, а не на прерязване (382).



Фиг.2. Постановка на теста за здравина на прекъсване (А) и за здравина на опън (Б)

Различни параметри могат да окажат влияние върху резултатите при провеждането на тези тестове – видът на дентиновия субстрат (видът на зъба), композитът и площта на свързване (модула на еластичност на композита), условията на съхранение на подготвените образци (термично натоварване), опитната постановка (скоростта на плъзгача) (52, 219, 297, 336, 433). Друг източник на променливи е различната конфигурация, употребена за прилагане на силата на прерязване/прекръшване, включваща телена скоба, заострен или притъпен лост (96, 273, 297, 300, 433).

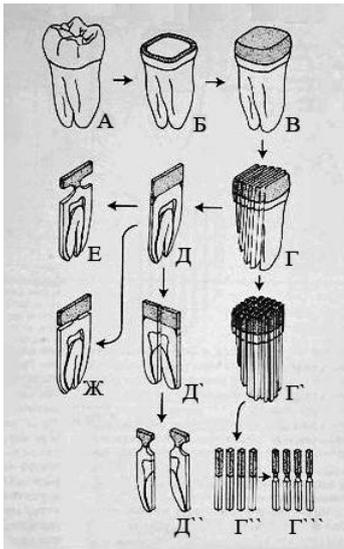
Изследователи са установили, че при прилагането на тестовете за опън и прекръшване се наблюдава нееднородно разпределение на стреса, генериран по протежение на граничната зона (20, 96, 370, 382, 440, 441). Това довежда до образуването на пукнатини в граничната зона пластмаса-дентин, имащи за последица деструкция на връзката (370). Фрактурването на образците вероятно се инициира от няколко точки около периферията на граничната зона, където има дефекти с критичен размер, съвпадащо с концентрация на приложения стрес на опън и в такъв случай той се разпространява по протежение на тази гранична зона (370). Освен това адхезивното свързване не е еднородно на микроскопско ниво. Граничната бондирана повърхност може да съдържа въздушни мехурчета, фазово разлагане, повърхностни неравности и неравномерна дебелина на адхезивния слой, което също да доведе до неравномерно разпределение на стреса (297, 389). Колкото е по-голяма изследваната зона за здравина на връзката, толкова по-голяма е вероятността за наличие на гореспоменатите дефекти (20, 52, 69, 344). Това ще довежда до получаване на по-ниски стойности на здравина на връзка, в сравнение с тези, които биха били измерени при образци с по-малка по размер изследвана повърхност (297, 382). Van Noort et al използват Finite Element Stress Analysis (FEA), за да демонстрират, че се генерира максимален стрес при провеждането на тестовете за здравина на опън и прерязване на периферията на граничната зона, и че този стрес далече надвишава номиналната здравина на връзката (297, 382, 440, 441). Разпределението на стреса на граничната зона и при двата теста зависи в голяма степен от геометрията на тестваната повърхност, природата на приложеното натоварване, наличието или отсъствието на адхезивен слой и от физичните качества на материалите (297, 382, 440, 441). Всички тези показатели оказват влияние върху окончателната изява на стреса и на неговата локализация на концентрация, а от там и върху измерената здравината на връзката (96, 359, 440, 441).

### 7.2.2. „Микро” тестове

#### *Тест за микро-опън ( $\mu$ TBS)*

Този тест е създаден от Sano et all през 1994 година (344). Тестваната зона на свързване е около  $1 \text{ mm}^2$  или по-малко. Образците се подлагат на допълнителна обработка, за да станат микро-образци. Това прави теста по-труден и зависещ от специфична техника (433). Протоколът за провеждане на теста включва създаване на равна дентинова повърхност след отстраняване на емайла. Следва нанасяне на съответната адхезивна система според инструкцията на производителя и последващо възстановяване с композиционен материал. След съхранение във вода образците се нарязват на многобройни серийни срезове във вертикална посока с помощта на микротом. Получените плочки се състоят от горна половина от композит и долна част от дентин. Някои от методиките включват допълнителната обработка на тези плочки – те придобиват определена форма, която да намали напречното сечение на бондираната зона и да осигури максимално разгръщане на стреса в тази зона (фиг.3). В зависимост от използваната апаратура за тестване, оформените образци се фиксират с цианоакрилатен цимент, за да могат да бъдат захванати за челюстите на апарата или се поставят директно в апарата. Образците се подлагат на тестване. Препоръчваната като подходяща скорост на изследване е  $1 \text{ mm/min}$  (20, 320). След това видът на фрактурата на всеки образец се определя чрез изследване под микроскоп (стереомикроскоп или сканиращ електронен микроскоп) (289, 297, 344).

Предимствата на този тест са максимално икономично използване на зъби (от един зъб се получават много образци), възможност за по-добър контрол в регионалните разлики (периферен дентин спрямо централни зони от него), по-добро разпределение на стреса върху същинската гранична зона (289, 344, 433). Тези предимства правят теста по-гъвкав. Многобройните образци, получени от един зъб дават възможност за по-добра организация на изследването и по-добър контрол на промените в субстрата (433).



Фиг.3. Схематично изображение на подготовка на образците за провеждане на теста за микроопън

Фактори, които биха оказали влияние върху резултатите от провеждането на теста са: формата на образците - дали са „дооформяни – дялкани” или „не са оформяни” (20, 262, 263, 433); начинът на захващане на образците в апаратите за тестване – активно, пасивно, с помощта на посредник или директно за челюстите (20, 302, 319); скоростта с която се натоварват образци (20, 320). Автори съобщават, че колкото е по-ниска скоростта приложената при тестването, толкова са по-големи разликите между стреса при максимално натоварване и стреса на чупене. Те препоръчват скорост на плъзгането при този тест 1mm/min (320).

Захващането на образците за тестване към двойката челюсти на механичните тестващи машини за прилагането на товара става посредством активни или пасивни устройства за хващане. Активните устройства могат да са или механични, или както е най-често при тестването за микроопън, чрез неподвижно устройство за залепяне (20). Тези процедури по фиксиране на образците изискват точно манипулиране и специални приспособления за хващане (20, 302, 319, 380). Тези приспособления трябва да гарантират, че върху тестваните образци се прилага само сила на опъване. По време на прилагане на натоварването могат да възникнат сили на извиване, ако образците не са изравнени успоредно, линията на свързването не е перпендикулярно на повърхността на захващане на образците и/или поради променливи сили на захващане (20, 371). При някои от апаратите за провеждането на теста за микро опън, краищата на образца се залепват за челюстите за захващането му (Bencor Multi-T) (343) или по-късно въведеното устройство на Ciucchi (472). Използването на залепващо вещество също

може да повлияе върху резултатите от теста. Поради прилагането на не-статични натоварвания на образците при полимеризацията на веществото, може да настъпи фрактуриране близо или в границите на самото залепване, а не в самата зона на тестване и т.н (20, 262, 373).

Първоначално предложената от Sano et al форма на микро образеца е пясъчен часовник (343). Най-общо формата на образците при този тест може да се категоризира, като пясъчен часовник, плочка (правоъгълник), клечка/пръчка (квадрат) и като гиричка, които имат квадратна, правоъгълна или кръгла напречна форма на сечението (20). Геометрията на образците има значително влияние върху еднородността на стреса и ако неговата концентрация не може да бъде напълно преодоляна, то поне да бъде най-малкото минимизиран (20). Образците с формата на пясъчен часовник се късат при по-нисък стрес, в сравнение с тези с формата на гиричка или клечка, поради по-голямата концентрация на стреса предизвикан в адхезива (143, 150). Стресът се концентрира до или много близо до периферията на адхезива при образците с формата на пясъчен часовник като по този начин се показва къде е най-вероятно да започне прекършването на образците (20, 143). В същото време обаче, подготовката на образците с тази форма включва много по-инвазивни процедури, които при неправилно изпълнение могат да доведат до възникване на дефекти в граничната зона още преди тестването на образците, което ще доведе и до по-ниски стойности на здравината на връзката (42, 320, 339, 433). Първоначално подготовката на образците е ставала ръчно, което е доста трудно и зависещо в голяма степен от уменията на оператора (344). За да се избегне тази зависимост се препоръчва използването на специална апаратура (MicroSpeciment Former) за предварителната подготовка на микро-образците (433). Подготовката на микро-образците трябва да бъде възможно атравматична, да се вземат специални мерки, за да се избегнат провалите още преди тестването на образците, като например използването на алгинат или гипс за фиксиране на образците при рязането им и особено при тяхното второ завъртане на 90° (433).

Поради липсата на съгласие относно геометрията на изследваните образци и относително по-честите случаи на възникване на дефекти в тези образци по време на тяхното оформяне преди тестването (35.4% в емайла и 18.2% за дентина) (339), някои изследователски лаборатории препоръчват образците да не се оформят под някаква специална форма (48, 289). Подготовката на образци с формата на клечка е много проста и при сравняване с образците с формата на гиричка имат сходни стойности за здравината на връзката, за концентрацията на стрес и мястото на провал. Образците с

формата на пясъчен часовник се различават съществено от тези с формата на пръчка и гиричка и са много чувствителни на пукнатини, образувани по време на тяхната предварителна подготовка (42, 143).

Дебелина на образците  $< 1.5$  mm влияе на тяхната възможност да издържат на препаративните процедури, необходими за тестването на микроопън (20). Някои автори препоръчват напречния срез на граничната зона да не се намалява по-малко от  $1.1 \text{ mm}^2$ , поради наблюдаваното високо ниво на възникване на дефекти преди провеждането на самото тестване (20, 313). Липсата на дооформяне на образците довежда до по-малко кумулативни повреди на образците (289). В същото време обаче, този подход не създава определена зона на тестване със състояние на еднакъв стрес (20).

#### *Тест за микро-прерязване ( $\mu$ SBS)*

Този тест е въведен през 2002 год. в стремеж да се използват възможно максимален брой образци от един зъб (368, 369, 433). Прави се композитно възстановяване с цилиндрична форма и диаметър от 0.7 mm. Това може да доведе до значително извиване/огъване и променливи и различни условия на натоварване (433). Това неравномерно разпределение на стреса е дори много по-изразено в сравнение с теста за макро-прерязване. Освен това е невъзможно ограничаване на аплицирането на адхезива само в границите на тестваната зона (186, 433). Поради тези основни негови недостатъци тестът не е добре възприет. Само около 7% от публикувани изследвания за здравина на връзката за последните пет години (2004-2009 год) са го прилагали (433). При сравнение на резултати от двата микро-тест протокола за същия период от време е установено, че стойностите на теста на микро-прерязване са около 1/3 от тези на теста за микро-опън, като не са установени разлики при анализ на вида на провала (433, 463).

#### ***7.2.3. „Състаряване” на образците***

С цел да се имитират в близка степен условията в оралната среда, изследователи предлагат, образците да бъдат подлагани на „състаряване”, преди да бъдат тествани за здравина на връзката. Това се постига чрез съхраняване на образците във вода и чрез термоциклично и механично натоварване (7, 70, 97, 131, 241).

#### *„Състаряване” на образците чрез съхранение във вода*

Най-често прилаганата техника за „състаряване” на образците е съхраняването им във вода за определен период от време от няколко месеца до години (97, 101, 136, 370).

Повечето изследвания са установили значително понижаване на стойностите за здравината на връзката след съхранение на образците във вода, особено след продължителен период (21, 60, 97, 101, 145, 188, 200, 208, 241, 370, 403, 420). Регистрирани са значително по-ниски стойности на тестовете за здравина на микро-опън при образци, съхранявани за три месеца във вода, в сравнение със стойностите след съхранение само за 1 ден (21, 168, 370). За тестовете за здравина на връзката на прерязване, статистически значима по-ниска стойност на резултата от теста се установява още при съхранение на образците във вода за 1 месец (168). Счита се, че при този вид на състаряване на образците понижаването на стойностите за здравината на връзката се дължи на хидролитичната деградация на компонентите на граничната зона (главно пластмаса и/или колаген) (97). Неполимеризиралите мономери или други разпадни продукти от предшестващи реакции също могат да се утаят и да отслабят връзката (97, 165). Освен това водата може да инфилтрира и по този начин да намали механичните качества на полимерната матрица чрез разширяване и увеличаване на фрикционните сили между полимерните вериги (97). Автори са установили намаляване на здравината на връзката след съхранение във вода след 365 дена в сравнение с това след 1 ден, независимо от това дали адхезивните системи са на водна или ацетонова основа и дали са с ецване и измиване или са самоецващи адхезивни системи (420). На тази основа те правят заключението, че продължителното съхранение на образците във вода е важен тест за предсказване на *in vivo* представянето на адхезивните пластмасови материали чрез *in vitro* тестове (420).

#### *„Състаряване” на образците чрез термоциклично натоварване*

Това е друга често прилагана техника. Според ISO TR 11450 (1994) режимът на термоциклично натоварване, включващ 500 цикъла във вода с температура между 5° и 55°C е подходящ за изкуственото състаряване на образците (186). В същото време обаче автори са установили, че 10 000 цикъла отговарят средно на 1 година функция *in vivo* и посочват, че предложените от ISO стандарта 500 цикъла са прекалено малко, за да имитират в дългосрочен план ефективността на свързване със зъбните стуркури (97,

139). След 2500 термични цикъла са получени статистически значително по-ниски стойности за здравина на връзката след прилагане на теста за микро-опън (168).

Термоцикличното натоварване на образците води до изкуствен състаряващ ефект по два начина: 1) горещата вода може да ускори хидролизата на компонентите на граничната повърхност с последващо поемане на вода и извличане на продукти от разлагането или на незадоволително полимеризиралите олигомери на пластмасата (97, 163) или 2) поради по-високия термичен коефициент свиване/разширение на обтурационните материали (в сравнение с този на зъбните структури) такъв повтарящ се стрес на свиване/разширение ще се генерира и на граничната зона зъб-биоматериал (97). Тези типове стрес могат да доведат до образуването на пукнатини, които се разпространяват по протежение на граничната зона. Създадена веднъж такава пукнатина (отвор-gap), промяната в нейните размери може да доведе до навлизане и изтичане на орални течности – до процес на перколация (97, 139).

Върху стойността на резултатите за здравината на връзката след термоциклично натоварване влияние оказва и формата на кавитета. При образци, при които изграждането е направено върху гладка дентинова повърхност (малък С-фактор 1:6) се генерира значително по-малък повтарящ се стрес на разширение и свиване на граничната зона в сравнение с образци, при които са изработени кавитети и то с висок С-фактор (97). Изграждането на цилиндри от композиционен материал върху гладка дентинова повърхност (най-честата опитна постановка) има за последица това, че голяма част от граничната зона е термично защитена от покриващите я композит или зъбни структури (454). Това са двете причини, които могат да дадат обяснение защо термоцикличното натоварване може да не повлияе ефективността на свързване при такива условия (97).

От гореспоменатите методи за състаряване на образците, най-често прилаганият и с валидираща стойност е този, за съхранение на образците във вода. След период от 90 дена до 6 месеца на съхранение във вода всички генерации адхезиви показват в различна степен намаляване на ефективността на свързване (21, 22, 97, 370, 460) и промяна в морфологията на граничната зона (97, 163, 370, 392). Или най-важният фактор, повлияващ трайността на връзката *in vivo* е хидролизата на компонентите на граничната зона – колагена и пластмасата и последващото утаяване на продуктите от разлагането (97).

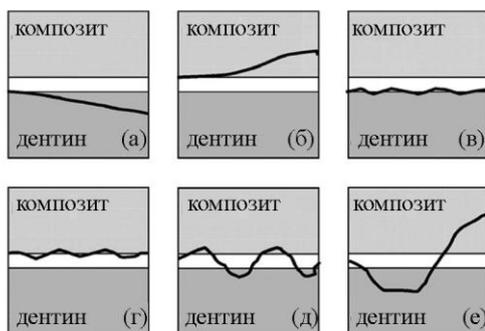
#### ***7.2.4. Влияние на химичния състав на адхезивните системи върху здравината на връзката***

Видът и количеството на разтворителите, съдържанието и процента на мономерите, разреждателите в смесите, напълването или процента на пълнителите, свиването и еластичността на напълнените адхезиви след полимеризация са все фактори, които значително повлияват здравината на свързване с дентина (74, 92, 140, 212, 333, 378, 420, 442, 461, 463). Настъпва фазово разделяне на умерено водно-разтворимите компоненти на пластмасата когато започне изпаряването на етанола от смесите вода и етанол. Това довежда до включване на водни капки във вътрешността на адхезивния слой, което може да причини непълна полимеризация на адхезива, която компрометира окончателната здравина на връзката с дентина (279, 378, 410). Наличието на вода като съ-разтворител в адхезивната система не позволява насищането на колагена с хидроксиетил метакрилат (HEMA), поради по-ниската ѝ летливост, в сравнение с адхезивните системи на ацетонова основа (417). По тази причина, ако субстратът е прекалено влажен, наличната вода в адхезивната система може да доведе до насищане с вода и намаляване на свързващата ефективност (188, 417). Непълното отстраняване на водата от колагеновата мрежа създава конкуренция между мономерите и остатъчната вода вътре в деминерализирания дентин и довежда до инхибиране на полимеризацията на адхезивния агент. Излишната вода може да разреди праймера и да го направи по-малко ефективен (378). Изследователи съобщават, че праймерите на водна основа са по-малко чувствителни на влажността на дентина, в сравнение с тези, на ацетонова основа (105, 420). Адхезивите на ацетонова основа създават по-голяма здравина на връзка при влажен дентин, отколкото адхезивите на етанолова и водна основа (140).

#### ***7.2.5. Вид на разрушаване на връзката***

При провеждането на различните тестове за определяне на здравината на връзката от основно значение е определянето на зоната, в която е станал провала на връзката – мястото където е станало разрушението (359, 382). В специализираната литература не съществува ясно съгласие за класификация на вида на разрушаването, както и начинът, по който да бъде диагностицирано (297, 359). Кохезивните фрактури в дентина и композита могат да бъдат изследвани на малко увеличение и със

стереомикроскоп, но определянето на вида на разрушението за граничната адхезивна зона или смесените форми на разрушаване може да бъде точно направено само чрез сканиращ електронен микроскоп на високо увеличение (19, 89).



Фиг.4. Схематично изображение на видовете разрушения

Видът на разрушението може да бъде (фиг.4): **кохезивно**, което от своя страна може да е в границите на дентина (а) или в границите на композита (б); **адхезивно** – на гранична зона дентин-адхезив (в) и на граничната зона композит-адхезив (г); и **смесено** – комбинация от адхезивно и кохезивно разрушение - дентин-адхезив-композит – малки зони от дентин и композит (д) и по-големи зони от дентин-композит (е) (359). В зависимост от фрактурната линия, типа на разрушение (а), (б) и (е) трябва да бъде изключен от данните при провеждане на тестове за здравина на връзката, независимо от вида на теста (96, 359, 440, 441, 443).

#### 7.2.6. Сравнение между „макро” и „микро” тестовете за здравина на връзката

При направен обзор на специализираната литература за периода 2004 – 2009 година и ключови думи “dentin bond strength”, авторите са установили, че най-често провежданият тест е теста за микро-опън ( $\mu$ TBS), следван от теста за макро-прерязване (SBS), след това за микро-прерязване ( $\mu$ SBS) и накрая този за макро-опън (TBS) (433). Най-често тестваните адхезивни системи са едностъпковите, след тях двустъпковите с ецване и измиване и двустъпковите самоецващи адхезиви. Най-рядко тествани са тристъпковите адхезивни системи с ецване и измиване (433). Най-високи стойности на здравината на свързване показват тристъпковите адхезивни системи (които се приемат като златен стандарт), следвани от двустъпковите самоецващи адхезивни системи и двустъпковите адхезиви с ецване и измиване, а с най-ниски стойности са едностъпковите самоецващи адхезиви (97, 118, 168, 433). Специализираната литература

изобилства от публикувани данни за здравина на връзката, като променливите между изследванията са огромни. Особено забележителни са разликите между организацията на провеждането на различните тестове (168, 433). Обща тенденция е, че макро-тестовите (за прерязване и за опън) с площ на свързване от  $7 \text{ mm}^2$  показват от два до три пъти по-ниски стойности за здравина на връзката от техните еквивалентни микро-тестове с площ на свързване от около  $1 \text{ mm}^2$  – 16MPa спрямо 32 MPa (359, 433). При сравняване на теста за микро-опън с теста за макро-прерязване е установен значително по-голям брой на провал на връзката в границите на дентина или на композита при макро-теста (382). Или резултатите, получени от метода за тестване на микро-опън навярно отразяват по-добре действителната здравина на връзката на граничната зона с дентина (382).

Автори показват, че здравината на връзката на опън е обратно пропорционална на площта на свързване. Или колкото по-малка е тази площ, толкова по-големи са стойностите за здравината на връзката (10, 69, 122, 313, 344, 359, 433). Математически това може да бъде обяснено с нарастването на размера на образеца, при което нараства и вероятността от попадане на пукнатини и други дефекти в зоната на тестване, както и с генериране на стрес на граничната бондирана зона или в самия субстрат (64, 297, 359).

Директно сравняване на стойностите на здравината на връзката на опън и на микро-опън за шест еднакви адхезивни системи, представители на различните генерации, на базата на данни, публикувани за период от 1998 – 2009 година, показва стойности за здравина на теста за микро-опън 2-5 пъти по-високи (стойностите на опън са от 4.5 до 22.9 MPa, а тези за микро-опън от 25.8 до 48.0 MPa) (359). При сравнение на резултатите за здравината на връзката на прерязване и микро-прерязване, стойностите на микро-теста са 1.2 – 3 пъти по-високи от тези, на макро-теста (стойности на прерязване 12.4 – 23.2 MPa, стойности на микро-прерязване 20.7 – 41.5 MPa) (359).

### ***7.2.7. Здравина на връзката при временни зъби***

Данните в специализираната литература показват най-често по-ниски стойности за постигнатата здравина на връзката при прилагането на различните тестове при временни зъби, както и по-рядко провеждане на такива изследвания (14, 62, 78, 92, 229, 268, 335, 353, 363, 372, 423, 461). Други автори съобщават за еднаква (33, 123, 236, 372)

или дори по-голяма (46, 179) здравина на връзката с дентина на временните зъби от тази при постоянните зъби. Тези данни показват наличие на ясни противоречия по тази тема в специализираната литература. Затруднения при прилагането на тестовете за здравина на връзката произтичат от по-малкия размер на временните зъби при подготовката на микрообразците, както и от физиологичната резорбция, която е свързана със загуба на зъбна структура и създаването на крехки образци, които са много по-предразположени към фрактуриране (231, 329). И при временните зъби тристъпковите адхезивни системи с ецване и измиване показват най-високи стойности за здравина на връзката, следвани от двустъпковите с ецване и измиване и двустъпковите самоецващи адхезиви (92, 231, 372). Съобщаваните резултати за здравина на връзката с дентина на временни зъби са от порядъка на 11.14 - 17.05 - 18.10 МПа при самоецващи едностъпкови адхезиви, 23.71 – 25.19 – 27.68 - 29.29 МПа – при 2-стъпкови самоецващи адхезиви, 21.84 – 23.90- 27.68 – 29.38 МПа – при двустъпкови с ецване и измиване и 32.80 МПа – при 3-стъпкови адхезиви с ецване и измиване (62, 78, 231, 279, 335). С най-ниски стойности са едностъпковите самоецващи адхезиви (101, 279, 280).

Вариациите по отношение на химичния състав, гъстотата на дентиновите каналчета, влажността и пермеабилитета, могат да въздействат върху здравината на връзката на адхезивните системи с дентина на временните зъби (62, 92, 231, 267, 268, 279, 335, 372). Измерени са стойности за здравина на връзката ( $\mu$ TBS) с дентина на временни зъби при продължителност на ецването според инструкцията на производителя - 29.38МПа и 11.74 МПа, а при редуция на това време стойностите са съответно 42.00 МПа и 17.98МПа (279). Установено е, че не съществува позитивна корелация между дебелината на хибридният слой и здравината на връзката – качеството на хибридният слой е по-важно от неговата дебелина (92, 161, 268, 353, 372, 420). Здравината на връзката с дентина на временни зъби при двойно по-дебел хибриден слой, получен след 15 сек. ецване е статистически значимо по-ниска в сравнение с тази постигната при 7 сек. ецване и равни други условия (353).

Друга причина за обяснение на разликите в стойностите за здравината на връзката между временните и постоянните зъби са и разликите в експериментална подготовка на образците (92). Разликите в методологията, водещи до различни посоки на прилаганите сили и различно разпределение на стреса на граничната зона, както и използваните материали могат да обяснят вариациите в резултатите при сравняването на отделните изследвания (92, 129, 417, 440, 441, 463).

### ***7.2.8. Анализ на полезността на резултати от приложение на тестовете за здравина на връзката***

#### ***(Дават ли тестовете за здравина на връзката полезни резултати)***

Реализирането на общоприети стандартни методи за тестване на здравината на адхезивната връзка зъб-пластмаса към момента е спорно (20, 169, 275, 297, 336, 371). Макар че в денталната медицина по настоящем не съществува съгласие или стандартен подход, според някои автори тестването за здравина на връзката остава полезно и необходимо за проучването на нови продукти и изследването на експериментални променливи (20). Други изказват съмнение, че тези тестове са важни, особено като се има предвид неуспеха на клинични изследвания, които са опитали да установят съотношение между резултатите от тестове за здравина на връзката и клиничните резултати (168, 382, 415). Или една адхезивна система не може да се определи като по-добра спрямо друга, само защото тя показва стойност на здравина на връзката при лабораторно тестване 30 МРа в сравнение с другата, която показва 25 МРа, както и не може високите стойности от теста да са индикатор за добро клинично представяне (168, 382). Стойностите за здравина на връзката зависят от приложения метод за тестване, поради което е препоръчително да не се прави директно сравняване на обявените стойности. Целта на разрушаването на подготвения образец е да се установи колко здрава е връзката и къде е най-слабото звено в системата (382).

Тестването на здравината на връзката не определя присъщата за obturationния материал способност да се свърже със зъбните структури или тя не е качество на материала (20, 97, 168, 441). Измерената здравина на връзката, както и мястото на нейното разрушаване зависи от наличието на пукнатини вътре в самите материали или между тях, от размера и геометрията на образците, от качествата на всеки един от материалите, участващи в създаването на опитната постановка, от метода на прилагане на натоварването (20, 42, 143, 150, 186, 262, 263, 289, 297, 313, 320, 373, 382, 433, 440, 441). При провеждането на тестове за здравина на адхезивната връзка се включват два различни субстрата и една сложна междинна фаза или зона на взаимна дифузия между тези два компонента. Всички те притежават различни качества. Дори и при перфектно приложено постоянно натоварване на опън на граничната връзка ще се получи неравномерно разпределение на стреса (20).

Американската Дентална Асоциация (ADA) определя дадена адхезивна система като подходяща и разрешена за клинична употреба, ако процентът на ретенция на

обтурации, поставени в некариозни лезии е по-висок от 90% след период на наблюдение от 1.5 година (168). Самоецващите едностъпкови адхезивни системи обикновено показват относително ниски стойности на здравина на връзката, както и ниски стойности на ретенция в клинични условия (168). Съвременните самоецващи двустъпкови и тези с ецване и измиване дву- и трисъпкови адхезиви се представят еднакво добре в клинични условия, но показват различни стойности при лабораторните тестове за здравина на връзката (168). Установяването на стойност на праг за тестовете за здравина на връзката е трудно, тъй като протоколите за тестване се различават между различните институти, а клиничните резултати също не са еднакви. Счита се като приемливо, че чрез тестовете за здравина на връзката на прерязване (SBS) адхезивните системи не трябва да имат стойности по-ниски от 10 до 12 МПа в дентина и емайла, когато са проведени в няколко института. За тестовете за здравина на връзката чрез микро-опън, тези стойности не трябва да са под 15 до 20 МПа след продължителен период на съхранение на образците във вода (97, 168).

До сега не съществува международно съгласие, кой е най-подходящият подход и кои са подходящите параметри за изследване на здравината на връзката. Съществуват много фактори, които оказват влияние върху резултатите, което прави невъзможно сравняването на резултатите за даден материал от едно изследване с друго. Главните фактори, повлияващи тестовете за адхезия към дентина (в низходящ ред съгласно статистически доказаното им значение) са дълбочината на дентина, скоростта на плъзгача, времето на съхранение на образците и максималното съхранение на зъбите, площта на свързване, температурата на съхранение на зъбите, температурата на съхранение на образците и твърдостта на композиционния материал (126, 168, 219, 268, 420). Доказано е значителното влияние и на геометрията на образците, условията на натоварване, дебелината на адхезивния слой, модулът на еластичност на материалите (143, 359).

Способността на граничната зона между зъба и обтурацията да издържи на фрактуриране е комплексна и не може да се свърже само със стойностите, получени от лабораторно тестване за здравина на връзката. Данните за здравина на връзката с дентина могат да имат полза в лабораториите при създаването на нови адхезиви. Те не могат и не трябва да бъдат използвани като средство за предсказване на клиничното представяне на адхезивите, независимо дали директно или чрез изводи (382).

### 7.3. МИКРОПРОПУСКЛИВОСТ И НАНОПРОПУСКЛИВОСТ

Неуспехът на адхезивите да запечатат дентина и емайла довежда до микро- и нанопропускане. Пропускането може да бъде по периферията на obtурацията, но може да е ограничено само във вътрешните зони на възстановяването. Поради тази причина както маргиналното (периферното) запечатване, така и вътрешното херметизиране на дентина са особено важни за трайността на адхезивната връзка (47, 97, 424).

#### *7.3.1. Микропропускливост*

Микропропускливостта се определя като клинично незабележимо навлизане на бактерии, течности, молекули или йони между стените на кавитета и obtурационния материал, адаптиран към тях (203). Това може да доведе до възникването на краткотрайни и/или дълготрайни клинични проблеми, като постоперативна чувствителност, маргинално оцветяване, вторичен кариес и/или пулно увреждане (47, 97, 332, 424). Всички композиционни материали се свиват и причиняват стрес на граничната зона, което може да доведе до образуване на микроотвори (gap) (47, 97, 110, 342, 424). Полученото отлепване на obtурацията от кавитета води до образуването на тези микропролуки и улеснява проникването на бактерии през създадените микроотвори в периферията на obtурацията и от тях в дентиновите каналчета и в пулпата (424, 428). Тези микропропускливи отвори са с ширина от няколко микрометра (10 – 20  $\mu\text{m}$ ) (342) и са последица или от некачествено първично бондиране или от вторична загуба на бондирането. Първичното бондиране може да се провали с времето, поради оклузалните сили или хидролитично разграждане. Най-честата причина, водеща до микропропускане е резултат от обемното свиване, което настъпва едновременно с полимеризацията на пластмасата (47). Ако връзката зъб-пластмаса е прекалено слаба, полимеризационните сили ще отлепят obtурацията от зъба и ще доведат до микропропускане (332). Способността на връзката зъб-пластмаса да издържи на силите на полимеризационно свиване зависи от много комплексни и взаимно свързани фактори. Първата причина, от която зависи свиването на пластмасата е формата на кавитетната препарация и съотношението на свързани към несвързани повърхности (47, 94, 125, 342, 469). Този така наречен С-фактор е подходящ за клинично предсказване на риска от възникване на микропропускане. Obtурации с голям С-фактор ( $> 3$ ) са с най-голям риск за отлепване и микропропускане (469, 470). Стресът на граничната зона зъб-

пластмаса се повлиява и от кинетиката (скоростта и условията) на полимеризационната реакция. Материалите на пластмасова основа ще преминат в пластично състояние, за да се приспособят към свиването докато стигнат до гелообразна фаза, след която не може да настъпи втечняване и стресът от полимеризационното свиване ще се предаде директно на граничната зона зъб-пластмаса. Ако облъчването се извърши бързо (с голям интензитет), така както това става с полимеризационните лампи с висок интензитет, гел-фазата се достига по-рано и по-голяма част от стресът на свиване се предава на тази гранична зона. Следователно високата скорост на полимеризация е най-честата вероятна причина за предизвикване на отлепване и микропропускане (47, 342, 469).

Най-важната задача на съвременните адхезивни системи е да подобрят запечатването на ръбовете и по този начин значително да намалят микропропускането в obtурираните зъби (342, 424). Това е възможно поради обединеното действие на структурата на веригите на полимера на праймера и на колагеновите фибрили в хибридният слой и тяхното химично свързване чрез кополимеризация с адхезивния слой. По този начин те са ефективни в затварянето на маргиналните микропролуки по време на адхезивните процедури (424). Въпреки това последни изследвания показват, че не всички съвременни поколения адхезивни системи запечатват ефективно периферните ръбове на obtурациите (49, 171, 315, 321, 428, 445, 462). Съществуват различни техники за оценка на микропропускането, които използват различни агенти, като органични бои (фуксин, метиленово синьо, родамин, еритрозин, еозин и др.), сребърен нитрат, радиоактивни маркери ( $\text{CaCl}_2$ ), бактериална пенетрация или апарати за измерване на хидродинамично движение на течности като физиологичен разтвор (47, 97, 168, 172, 332). Използват се и различни методики за оценка на микропросмукването, които могат да се разделят на качествени, полу-количествени или същински количествени, за измерване ефективността на запечатване (428).

Употребата на органични бои като индикатори е един от най-старите и често използвани методи за откриване на пропускане *in vitro*, тъй като е и най-лесно изпълним (97, 168, 332, 389, 424). *In vitro* изследванията за микропропускливост най-често включват екстрахирани зъби, на които се изработват V или II клас кавитети. Обикновено образците се подлагат на термоциклични и механични натоварвания, за да се имитират условията в оралната среда (330, 332). Зъбните повърхности извън границите на obtурацията се покриват с водоустойчив лак и се потапят в съответен разтвор на боя. След определен времеви интервал образците се изваждат, промиват се

обилно с вода и се прерязват за визуално изследване и определяне на дълбочината на проникване на съответното багрило около obturацията (97, 168, 172, 332). Този метод принадлежи към групата на качествените методи за оценка. Той може да се превърне и в полу-количествен чрез приложението на непараметрична скала (97, 428). Количествени методи за оценка на микропросмукването са чрез измерването на течност по протежение на граничната зона или от пулпата към запечатаната дентинова повърхност чрез използване на специална апаратура (49, 97, 103, 282, 428).

Систематичен обзор на изследванията за микропросмукване на obturационни материали чрез използване на багрила показва, че сравняването на резултатите е невъзможно поради голямото разнообразие на методологичните параметри (168, 330). Изследванията се различават по отношение на вида на образците (човешки, телешки), размерите на изработените кавитети, времето за съхранение до момента на експеримента, вида и броя на натоварванията (термични, механични или комбинация от двата вида), вида и концентрацията на багрилото, времето на престой в него, начина на оценка на пенетрацията на багрилото (разрязване на зъбите), броя на срезовете, метода на изследване (метричен, чрез скална система) (168, 330). Някои от важните фактори, влияещи върху пенетрацията на багрилото са обобщени и оценени според достъпните изследвания (168):

- Видът на багрилото няма съществено влияние върху резултатите (169, 171, 172). Счита се обаче, че популярното багрило метиленово синьо не е особено подходящо за провеждане на тестове за микропросмукване, защото неговият химичен разтвор е нестабилен на стайна температура и при престой на светлина. Освен това при наличие на хидроксилни йони багрилото лесно се разпада до безцветно-метиленово синьо, което не оцветява. Багрилото е нестабилно и в присъствие на силни киселини (168, 330).
- Термичните натоварвания нямат влияние върху дълбочината на пенетрация на багрилата (97, 139, 168, 326, 444, 456), а механичните натоварвания на образците повишават дълбочината на проникване на багрилата (97, 168, 191, 214, 245, 326).
- На практика всички лабораторни изследвания показват, че в границите на един и същи зъб и една и съща obturация, пенетрацията на багрилото е на по-голяма дълбочина в зоните, при които ръбовете на obturацията са в границите на дентина, в сравнение с тези, в границите на емайла, независимо от изследваната адхезивна система (168, 230, 332, 350, 352)

- Резултатите от различни изследвани групи не се сравними, тъй като няма приети международни стандарти за тази методика (168, 330)

### **7.3.1.1. Корелация между микропропускане и наличие на маргинални пролуки (gap)**

Тестовите за микропропускане и изследването за наличие на микроотвори (gap) по периферната връзка на obtурациите чрез СЕМ или стереомикроскоп са най-често използваните лабораторни тестове за изследване на способността за запечатване на obtурациите *in vitro* (44, 45, 147, 168, 428). Перфектното маргинално запечатване, установено чрез СЕМ наблюдение не означава на всяка цена, че багрило не може да пенетрира. Или, спорен е въпросът дали отсъствието на маргинални микропролуки (gap) ще гарантира перфектното запечатване между пластмасата и дентина (332). Изследване на V клас obtурации е показало, че независимо от регистрирания перфектен маргинален ръб на obtурацията, багрилото е пенетрирало в около 20% от стените на кавитета, докато наличието на микроотвори неизменно се свързва с почти 100% пенетрация на багрилото (168, 332). Установена е слаба връзка между перфектния маргинален ръб (без микропроцепи) и пенетрацията на багрило (104, 168, 332, 360).

Вероятно багрилата не са най-подходящи за тестване на маргиналното запечатване *in vitro*, тъй като техните молекули са толкова малки, че те могат да пенетрират през много малки и невидими пътища по протежението на граничната зона дентин-obтурационен материал. Изследванията за микропропускливост показват, че постигането на перфектно маргинално запечатване е невъзможно дори при оптимални лабораторни условия. Някоя оперативна техника или адхезивна система не е доказано ефективна на 100% в границите на дентина (26, 31, 51, 82, 95, 97, 130, 132, 138, 168, 324, 330, 342). Поради тази причина някои автори препоръчват използването на тестове с бактерии вместо бои, тъй като те по-добре могат да симулират какво се случва в клинични условия (15, 168, 203, 414). Тъй като тези тестове са сложни, те все още не намират приложение (168).

Heintze (168) прави следните заключения, на основата на систематичен обзор на проведени изследвания до 2006 година:

- Не съществуват убедителни доказателства за връзката между микропропускане и образуване на микропроцепи;
- Здравината на свързване със зъбните структури не корелира с микропросмукването и образуването на микропроцепи (389);

- Микропропускането не корелира с постоперативната повишена чувствителност, маргиналното оцветяване на ръбовете на obtурацията или развитието на вторичен кариес (170).

Поради тези причини Heintze счита, че тестът за микропропускане трябва да се изключи от списъка с нужните лабораторни тестове при изследване на дентални материали (168).

### ***7.3.2. Нанопропускливост***

Нанопропускането е термин, въведен от Sano (342, 345, 346), с който се разграничава пропускането в границите на хибридният слой. Нанопропускане се наблюдава дори при липсата на микропролуки и запазена цялост на връзка зъб-пластмаса и се осъществява през пространства с размери от около 20-100 nm (47, 97, 342, 424). Ако пластмасата на адхезива не може напълно да инфилтрира деминерализирания дентин, между някои от колагеновите влакна остават малки нанопространства или микропорозна зона между хибридният слой и минерализирания дентин. Тези пространства са толкова малки, че през тях не могат да пенетрират бактерии, но са достатъчно големи за преминаването на ензими (97, 342). Тези налични пространства се визуализират чрез експерименти със сребърен нитрат и наблюдение със СЕМ (342, 345, 346). Автори наблюдават, че малките сребърни йони могат да пенетрират цялата дебелина на хибридният слой в определени зони, както и да налязат в адхезивния слой без наличието на гап-отвори по периферията на ръбовете (микропропускане) (345, 346, 424). При изследване на нанопросмукването чрез ТЕМ и СЕМ са установени различни негови типове – под формата на капчици, мрежовиден тип и под формата на водно дърво (407, 412, 424). Оригиналното разбиране за нанопропускането, е че среброто заема пространствата с наноразмерна големина около оголените колагенови влакна, където пластмасата не е могла да проникне или където остатъчната вода не е била заместена от адхезивната пластмаса (342). По-късни изследвания с ТЕМ са показали, че водата може да премине през дентина, около адхезивните крачета като образува запълнени с вода каналчета, които се проектират от хибридният слой в надлежащия адхезив (159, 341, 403). Всички адхезивни системи проявяват различна степен на нанопропускане, но някои проявяват по-голяма, в сравнение с останалите. Участъците с нанопросмукване могат да действат като

потенциални места за хидролитично разграждане на връзката пластмаса-дентин (47, 97, 342, 424).

Всички фактори, които ограничават инфилтрирането на колагеновата мрежа от пластмасата водят до възникване на нанопропускане (47).

При самоецващите адхезивни системи рискът от възникване на нанопросмукване е по-нисък, тъй като при тях киселият мономер, който ецва, осъществява едновременно с това и въвеждане на праймера. Или при тях е много по-вероятно адхезивната пластмаса да навлезе в цялата дълбочина, до която е ецвано (47, 118, 413, 453). В същото време обаче малки остатъци от киселина или разтворител могат да останат импрегнирани вътре в адхезива и впоследствие да инхибират полимеризацията на мономера (47, 410). Изследвания са показали, че поради високата си хидрофилност едностъпковите самоецващи адхезивни системи се държат като полупропусклива мембрана, позволяваща движението на вода през адхезивния слой (47, 97, 410, 412). Клиничните последици от нанопросмукването все още не са напълно изяснени, но тъй като действа като канали за водата, може да допринесе за ускоряване на деградацията на връзката зъб-пластмаса (101, 118, 166, 389, 407).

## **8. ОБОЩЕНИЕ НА ПРОБЛЕМИТЕ НА АДХЕЗИЯТА ПРИ ВРЕМЕННИТЕ ЗЪБИ**

Трайността на естетичните obtурации във временното съзъбие е все още основен проблем в детската дентална медицина, което се дължи на затруднената кооперация с пациенти деца, водещо до неадекватна изолация на операционното поле и по-високата честота на маргинално просмукване (77, 115, 204, 283).

Адхезията към дентина зависи не само от адхезивната система, но и от дентиновия субстрат. Клиничните и лечебните различия между временните и постоянните зъби предполагат, че е важно да се изследват и установят спецификите при третирането на дентина на временните зъби (279). Липсват твърдо установени инструкции от страна на производителите на адхезивни системи и по настоящем те не препоръчват различен протокол на апликация за техните продукти върху дентина на времените зъби (173, 195, 279).

В ежедневната дентална практика се прилага един и същи протокол за провеждането на процедури по свързването с дентина при временните и постоянните зъби, независимо от съставните и морфологични специфики и получените разлики в здравината на свързване (71, 267, 268, 279, 353, 367, 383). Това от своя страна води до

образуването на различен по качества хибриден слой в двете дентиции с потенциално вредни последици за характеристиката на здравината на свързване на адхезивната система с дентина и оттам върху трайността на obtураците (161, 267, 268, 279, 367, 420). Изследвания върху временни зъби показват наличието на непълно инфилтрирани колагенови влакна на дъното на деминерализирания дентин, което компрометираща свързващата ефективност (78, 173, 267, 353).

Тестовите за определяне здравината на връзката, техниките на сканиращо електронно микроскопско наблюдение са често използвани за определяне на ефективността на адхезивите върху дентина на постоянните зъби и много рядко върху този на временните (279).

В достъпните от литературата изследвания, предимно *in vitro*, се съобщават противоречиви резултати по отношение на постигната здравината на свързване на различни адхезивни системи с дентина на временните зъби в сравнение с тази при постоянните зъби (23, 62, 353). Докато някои съобщават за по-ниски стойности на здравината на връзката при временните зъби (23, 279, 353, 363, 383, 423) други показват обратни резултати – по-високи стойности (23, 353, 383) докато трети не установяват съществени различия между двете дентиции (62, 175, 353, 383). Микроструктурните и хистологичните разлики в характеристиките на дентина на временните зъби са отговорни за често съобщаваните по-ниски резултати за здравината на връзката и по-ниската способност за запечатване, съобщени в специализираната литература (14, 18, 23, 178, 233, 266, 267, 268, 279, 367, 378, 383).

Според авторите, изказващи мнението, че дентинът на временните зъби има повече и по-широки каналчета, в сравнение с този на постоянните зъби, както и наличието на гигантски канали, характерни за временните зъби, се достига до намаляване на количеството твърд интертубуларен дентин, главна зона за осъществяване на свързването, както и до повишена повърхностна влажност (71, 231, 244, 266, 323, 378, 383). Освен това перитубуларният дентин се ецва по-бързо като оставя ецван интертубуларен дентинов матрикс с увеличен лумен на тубулите. Тези характеристики водят до постигане на по-слаба здравина на връзката (71, 244, 279, 383).

Според изследователите, които застъпват мнението, че временните зъби имат по-малко на брой и по-тесни каналчета, качеството на адхезията се повлиява от по-слабия пермеабилитет и по-ниската повърхностна влажност, която оказва въздействие върху ефективността на ецващите средства (267, 268).

От значение са и различията в механичните качества на дентина на временните и постоянните зъби – модулът на еластичност и твърдостта (50, 174, 177, 279). Изследвания сочат, че стойностите на тези показатели са по-ниски за временните зъби, и че тези показатели намаляват в дълбочина към пулпната камера и за двете групи зъби (174, 177, 178, 180, 279). Най-ниска твърдост има пулпния дентин (177, 279).

От химична гледна точка, дентинът на временните зъби е по-податлив на действието на киселините (267, 268, 279, 353), което може да се обясни с неговата по-ниска степен на минерализация (18, 180, 353). Сканиращи електронно микроскопски изследвания показват, че хибридният слой, образуван във временните зъби е приблизително 25-30% по-дебел от този при постоянните при равна продължителност на времето на ецване (267, 279, 353, 367). Повишаването на дебелината на хибридният слой при временните зъби може да доведе до по-ниска здравина на свързване (353, 367). В по-дебел хибриден слой възможността за непълната пенетрация на адхезивните мономери в деминерализираната зона е много по-вероятна, водеща до образуването на зона от оголени и незащитени колагенови влакна на дъното му (83, 161, 279, 353). Тази непълно инфилтрирана зона е последица от намаляване на градиента на дифузия на адхезивния мономер в дълбочина на ецвания дентин (279, 417). Тя е най-крехката и неустойчива част от хибридният слой, която подлежи на хидролитично и ензимно разграждане и може да улесни деградацията на връзката дентин-адхезив, рискуващо трайността на obturation (83, 161, 279, 292, 293, 345, 353, 417, 447).

Според Brännström трябва да бъде постигнато адекватно запечатване чрез всички obturationни системи, за да се запази пулпното здраве и да се гарантира трайността на obturation (47, 77).

Микропросмукването, което се наблюдава на границата зъб-obturation е най-важната пречка, която трябва да се преодолее, за да се създаде „идеалния” obturationен материал. Запечатващата способност на адхезивните системи е главната променлива, определяща маргиналното просмукване. Изследвания са установили, че никоя от намиращите се на пазара адхезивни системи не е в състояние да спре микропросмукването (77, 168, 378). То представлява особен проблем при временните зъби, при които поради по-малката дебелина на зъбните структури и като цяло по-малкия им размер, подът на кавитетната препарация е много близо до пулпната камера. Доброто запечатване на стените на кавитетната препарация осигурява запечатване на дентиновите каналчета срещу навлизане през тях на бактерии и техните токсини по

посока на пулпата, както и движение на тубулна течност в двете посоки – навън и навътре (77, 168).

## 9. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Направеният преглед на специализираната литература показва обемна, но в известна степен противоречива информация по отношение на микроморфологичните особености на дентина на временните зъби, качеството на адхезия и трайността на естетичните obturации във временното съзъбие. Съществуват многобройни научни и клинични изследвания по отделни въпроси, отнасящи се до клиничното приложение на адхезивните системи, но без последователна обвързаност от морфологични изследвания, през лабораторни до клинични алгоритми и резултати.

Това привлече нашето внимание. По данни от специализираната литература съществуват недоизяснени въпроси относно това дали микроморфологичните особености и разликите в състава на дентина между двете дентии влияят върху ефекта на ецване, както и дали ецващите агенти отстраняват в еднаква степен замърсяващия слой независимо от тяхната концентрация и време на приложение. Проверката на този факт е от значение за лечението на временните зъби с адхезивни материали.

Производителите на лазери проявяват претенции, че лазерната аблация на зъбните структури подобрява способността за адхезивно свързване на субстрата и че „лазерното ецване” е способно да измести допълнителната стъпка на ецване (с фосфорна киселина). Данните от специализираната литература по отношение на твърдението, че лазерното ецване може да замести ецването не са еднопосочни. Това ни даде основание да проведем наш експеримент.

Механизмът, отговорен за адхезията на новите генерации дентин свързващи системи се свързва с образуването на хибриден слой. Специализираната литература изобилства от изследвания за качеството на свързване и здравината на връзката при приложението на съвременните естетични obturационни материали и адхезивни системи с тотално ецване при постоянните зъби. По отношение на временните зъби тази информация – образуването на адхезивен и хибриден слой и здравината на свързване е съществено ограничена. Това е и причината, поради която ние ще проведем наши изследвания.

Самоецващите адхезивни системи са отдавна на пазара, но данните за тяхното въздействие върху дентина на временните зъби са все още твърде ограничени, особено в частта им за обвързване между *in vitro* и *in vivo* експеримент. Налице е и оскъдна и на моменти противоречива информация за морфологичните особености на граничната зона дентин на временни зъби - самоецващи адхезивни системи, както и за постоянните зъби. Това е и нашето основание да изследваме и сравним тези генерации адхезивни системи в двете дентиции.

По-високата реактивност на дентина на временните зъби спрямо ецващите агенти е основание да проучим и предложим, ако е възможно, съкращаване на времето за ецване на дентина на временните зъби при приложението на адхезивните системи с тотално ецване. Смятаме за необходимо да проведем изследване за оценка на постигнатата здравина на свързване при съкратен протокол на ецване.

Нашият стремеж е да предложим експериментални и клинични проверени данни за по-добро качество на дентин-бондиращите процедури и дентин-адхезията, водещи към ефективно и дълготрайно възстановяване на дефектите на зъбните структури във временното съзъбие. Очакваме резултатите от нашето изследване да ни дадат възможност да предложим лечебен протокол за приложение на съвременните генерации адхезивни системи, създаден за временните зъби.

## СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ

### I. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ НА ПРОУЧВАНЕТО

#### Цел:

Цел на научната разработка е да се проучи и оптимизира качеството на адхезивната връзка на съвременни генерации адхезивни системи с дентина на временните зъби.

Нейното осъществяване изисква решаването на следните задачи:

- 1. СЕМ характеристика на препарирани с борер дентинова повърхност на образци от временни и постоянни зъби, ецвана с различна продължителност и концентрации на фосфорна киселина.**
  - 1.1. Ецване с 20% фосфорна киселина за 7 и 15 sec при временни и постоянни зъби.**
  - 1.2. Ецване с 37% фосфорна киселина (стандартна концентрация) за 7 и 15 sec при временни и постоянни зъби.**
  
- 2. СЕМ характеристика на конвенционално и лазерно обработена дентинова повърхност на временни и постоянни зъби.**
  - 1.1. Препариране на кавитет в границите на дентина с Er:YAG лазер Lambda и прилагане на програмата за лазерно ецване при временни зъби.**
  - 1.2. Препариране на кавитет в границите на дентина с Er:YAG лазер Lambda и прилагане на програмата за лазерно ецване при постоянни зъби.**
  - 1.3. Препариране на кавитет в границите на дентина с борер и ецване с 37% фосфорна киселина за различно времетраене на въздействието (7 и 15 sec) при временни зъби.**
  - 1.4. Препариране на кавитет в границите на дентина с борер и ецване с 37% фосфорна киселина за 15 sec при постоянни зъби.**

- 3. СЕМ характеристика на адхезивната връзка между дентина на временни и постоянни зъби и различни генерации адхезивни системи след конвенционална кавитетна препарация.**
- 1.1. С тотално ецване:**
- Тристъпкови адхезивни системи;
  - Двустъпкови адхезивни системи.
- 1.2. Самоецващи:**
- Двустъпкови самоецващи адхезиви;
  - Едностъпкови самоецващи адхезиви.
- 4. *In vitro* изследване на здравината на адхезивната връзка и вида на полученото разрушение след макроопън, в границите на дентина на временни и постоянни зъби, при използване на различни генерации адхезивни системи.**
- 5. Изработване, апробиране в клинични условия и проследяване на оптимизиран протокол за приложение на изследваните генерации адхезивни системи при временни зъби.**

## II. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИКА

### 1. Материал за изследване и единици на наблюдение

Научното изследване включва експериментална и клинична част, които са дейност на дисертанта с период на провеждане 2007 – 2011 год.

1.1. Материал за *експерименталното* изследване са 281 екстрахирани зъби – от тях 148 временни и 133 постоянни\* зъби. От тези образци са изработени и анализирани 1245 скенограми.

#### Единици на наблюдение са:

- Дентинова повърхност на временни и постоянни зъби, след препарация с борер и ецване и с лазер и лазерно ецване;
- Хибриден и адхезивен слой след аплициране на различни генерации адхезивни системи при временни и постоянни зъби;
- Вид на деструкцията в граничната зона след изследване здравината на връзката при временни и постоянни зъби.

#### Експериментални образци

Експериментални образци за наблюдение на дентинова повърхност след конвенционална препарация и ецване

Вид дентичия	Брой експериментални образци	Брой контролни образци	Брой скенограми
Временни зъби	20	1	205
Постоянни зъби	20	1	205

Експериментални образци за наблюдение на дентинова повърхност след конвенционална и лазерна кавитетна препарация и киселинно и лазерно ецване

Вид дентичия	Брой експериментални образци	Брой контролни образци	Брой скенограми
Временни зъби	15	2	85
Постоянни зъби	10	2	60

\*изследваните групи постоянни зъби са нужни, за да може да се направи сравнителна характеристика на качеството на адхезия между двете дентичия

Експериментални образци за наблюдение на адхезивната връзка между дентина и различни генерации адхезивни системи

Вид дентиция	Брой експериментални образци	Брой скенограми
Временни зъби	50	50
Постоянни зъби	40	40

Експериментални образци за изследване здравината на връзката с дентина

Вид дентиция	Брой експериментални образци	Брой скенограми
Временни зъби	60	300
Постоянни зъби	60	300

- 1.2. Материал за *клиничното изследване* са 160 временни молара на 47 деца на възраст между 4 и 9 години.

**Единици на наблюдение са:**

- Втори клас obturации, възстановени чрез посредничество на тристъпкова адхезивна система с тотално ецване;
- Втори клас obturации, възстановени чрез посредничество на двустъпкова адхезивна система с тотално ецване;
- Втори клас obturации, възстановени чрез посредничество на двустъпкова самоецваща адхезивна система;
- Втори клас obturации, възстановени чрез посредничество на едностъпкова самоецваща адхезивна система

## 2. Методики

### 2.1. Експериментални изследвания

#### Избор и предварителна подготовка на експерименталните образци

В изследването са използвани интактни екстрахирани зъби от двете дентиции. Временните зъби са събрани от здрави деца на възраст между 7 – 9 години след подписано информирано съгласие от страна на родителите за използването на тези зъби

в експеримента. Постоянните зъби са събрани също от здрави пациенти на възраст между 55 – 65 години и подписано информирано съгласие. Временните зъби са екстрахирани поради физиологична смяна или поради ортодонтически показания, а постоянните поради пародонтални проблем. След екстракцията, зъбите са поставяни в 10% разтвор на формалин за 10 минути, а след това до момента на изпълнението на конкретната задача са съхранявани във физиологичен разтвор.

### 2.1.1. Методика за установяване на влиянието на вида на зъба, концентрацията на ецващия агент и времето за ецване.

Групиране на експерименталните образци. В изследването са включени 42 интактни зъба (21 временни инцизиви и канини и 21 постоянни инцизиви и канини). Зъбите са разделени по случаен принцип в 8 групи, по 5 зъба във всяка група (само временни или само постоянни), в зависимост от продължителността на времето за ецване и концентрацията на използваната фосфорна киселина (табл.4).

Табл.4. Групиране на експерименталните образци.

Ецване Група/вид зъб	20% фосфорна киселина		37% фосфорна киселина	
	7 sec	15 sec	7 sec	15 sec
Група/вр.зъби	Група 1 n= 5	Група 3 n= 5	Група 5 n= 5	Група 7 n= 5
Група/пост.зъби	Група 2 n=5	Група 4 n= 5	Група 6 n= 5	Група 8 n= 5

n = брой образци

Подготовка на зъбната повърхност. С турбинен кръгъл борер (ISO 806 314 001534 012 за временни зъби и ISO 806 314 001534 014 за постоянни зъби) и водно-въздушно охлаждане се прави срез в медиодистална посока по вестибуларната повърхност. С турбинен фисурен диамантен борер (ISO 806204108524835010) и под водно-въздушно охлаждане се премахва емайла и дентина паралелно на дългата ос на зъба на дълбочината, маркирана от кръглия борер. Предварителното маркиране на дълбочината за отстраняване на емайла и дентина от вестибуларната повърхност на образците позволява да се отстрани равномерен и сравнително еднакъв по дебелина слой от емайл и дентин за всеки експериментален образец.

Тъй като различните инструменти водят до образуване на различно количество замърсяващ слой и създаването на различен релеф на повърхността на дентина, подготовката на образците беше извършена с турбинни диамантени борери - най-често използваните в ежедневната практика при водно въздушно охлаждане за максимално приближаване до реалната клинична ситуация.

Диамантените борери се сменят на всеки три зъба. Това предпазва от изхабяване, затлачване с твърди зъбни структури и прилагане на допълнителна сила при подготовката на експерименталните зъби. Получената повърхност след изпиляването се заглажда с абразивен диск (ISO 625900372523), всеки използван само за 1 зъб. Това се налага, тъй като абразивните дискове са с малка устойчивост. Използването им при повече от един образец създава различна грапавост на повърхността и различен замърсяващ слой.

Всички подготвени образци се наблюдават с оптичен микроскоп OLYMPUS VANOX-T и под увеличение 25x до 100x, за да се установи дали е отстранен напълно емайла от вестибуларната повърхност.

След като зъбите са подготвени по този начин, с помощта на коничен диамантен турбинен борер (ISO 806 314 1655534 014) се премахват корените на нивото на емайлоциментовата граница при всички постоянни зъби и наличните такива при временните зъби.

Ецване на дентина. Ецващите агенти 20% (Peckaetch 20, Heraeus Kulzer GmbH ) и 37% (Esticid – Gel, Heraeus Kulzer GmbH) фосфорна киселина са прилагани за 7 и 15 sec.

След изтичане на времето за ецване всеки образец е промиван с водно-въздушна струя в продължение на 15 sec и подсушаван с лека, разсеяна въздушна струя на разстояние от 20-25 cm за 5 sec. Подготвените образци се оставят на стайна температура за 24 часа в отделни стерилни петрита всяка група, за да се избегне замърсяването им преди СЕМ наблюдение.

Контролни образци. По един зъб от всяка дентиция не беше третиран с ецващ агент след отстраняването на емайла и дентина от вестибуларната му повърхност, за да бъде използван за контролен образец.

Изработване на скенограми. От всеки образец са направени по 10 скенограми на увеличение 1500, от зона с размери 114µm\35.2µm по централна част от вестибуларната повърхност от изследвания обект. Анализът на всички скенограми – 410 на брой, послужи за оценка на ефекта от ецване за всеки образец.

Критериите за оценката на качеството на въздействие на киселините са:

- **Степен на почистване на замърсяващия слой** чрез съпоставяне на броя на отворстията на дентиновите тубули без запушалки и такива, които са частично или напълно obturirani от замърсяваща материя върху всяка скенограма;
- **Наличие на замърсяващ слой в границите на интертубуларния дентин** – наличие на преципитати и отлагания по повърхността на интертубуларния дентин.

Почистващият ефект е измерен в проценти, като съотношение между брой непочистени (напълно или частично obturirani от замърсяващ слой) тубули към общия брой тубули върху съответната скенограма.

### 2.1.2. Методика за оценка на влиянието на техниката на препарация и вида на ецване

Групиране на експерименталните образци. В изследването са включени 29 интактни зъби (17 временни инцизиви и канини и 12 постоянни инцизиви и канини). Разпределението на опитните образците по групи, в зависимост от начина на препариране, средствата за ецване и времето на апликация на ецващия фактор за всички образци е представено на табл. 5.

Табл. 5. Групиране на експерименталните образци

	Борер/Ецване 37% фосф.к-на		Лазер/Лазерно ецване
	7 sec	15 sec	
Временни зъби	Група 1 n=5	Група 2 n=5	Група 4 n=5
Постоянни зъби	-	Група 3 n=5	Група 5 n=5

n = брой образци

## Подготовка на зъбната повърхност

### *Лазерно препариране и ецване на дентиновата повърхност*

В настоящото изследване е използван Er:YAG лазер Lambda Scientifika Spa модел Doctor Smile. Er:YAG лазерите (с дължина на вълната  $\lambda=2.94 \mu\text{m}$ ) са въведени като иновативен инструмент за кавитетна препарация и са най-често използваните генерации лазери за отстраняване на твърди зъбни структури.

По вестибуларната повърхност на всеки зъб, в областта на шийката, бяха изработени кавитети с приблизителни размер  $2.5 \times 2.5 \times 1.5$  (дълбочина) mm. За определяне дълбочината и размерите на кавитета се използва градуирана пародонтална сонда.

Параметри при работа в дентин: 2.5 W (вата), 80% Water (вода), 95% Air (въздух), продължителност на импулса 75  $\mu\text{s}$ , дължина на вълната  $\lambda=2.94 \mu\text{m}$ . Параметрите са зададени от производителя за работа в дентина.

След кавитетната препарация, бе проведено лазерно ецване, чрез фабрично заложена програма за ецване в използвания от нас апарат – 1,5 W, 30% Water (вода), 60% Air (въздух). Накрайника (типа) на лазера беше почистван според инструкцията на производителя след всяка препарация.

### *Конвенционално препариране и ецване на дентиновата повърхност*

По вестибуларната повърхност на всеки зъб – в зоната на шийката, с помощта на фисурен диамантен борер (ISO 806204108524835010), турбина и под водно-въздушно охлаждане бяха изработени кавитети със същите размери като тези при лазерната прапарация.

Ецването на образците е направено по същия начин, както ецването в методика 2.1.1.

Всички подготвени образци са съхранявани на стайна температура за 24 часа и в стерилни петрита.

Контролни образци. За всеки метод на препарация (борер и лазер) бяха подготвени контролни образци – по два временни и по два постоянни зъби, които не бяха третирани с ецващ агент или лазерно ецване след лазерната прапарация.

Изработване на скенограми. От всеки образец са направени по 5 скенограми на увеличение 1500 в зоната на препарирания кавитет. Анализът на направените скенограми послужи за оценка и сравнение на микроморфологичните особености на дентиновата повърхност след използване на две техники за кавитетна препарация.

Критериите за оценка са:

- **Наличие на замърсяващ слой**, който маскира типичната топографска структура на дентина – не се установяват характерните за дентина тубули, инертубуларен дентин върху наблюдаваната препарирана зона от дентина е покрита с плътен слой;
- **Почистени и отворени орифициуми на дентиновите каналчета** – почистени и ясно установими входове на дентиновите каналчета

**2.1.3. Методика за оценка на характеристиките на адхезивната връзка между дентина на зъбите от двете дентации и различни генерации адхезивни системи.**

Групиране на екперименталните образци. В изследването са включени 90 интактни зъби (50 временни молари и 40 постоянни премолари и молари), разпределени по групи, представени на таблица 6.

Табл.6. Групиране на експерименталните образци

Група Вид зъби	Брой образци	Ецване	Адхезивна система
Група 1 вр. зъби	n = 5	37% фосф. к-на – 7 sec	OptiBond FL (Kerr) – 3 стъпки – тотално ецване
Група 2 вр. зъби	n = 5	37% фосф. к-на – 7 sec	Exite (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки – тотално ецване
Група 3 пост.зъби	n = 5	37% фосф. к-на – 15 sec	OptiBond FL (Kerr) – 3 стъпки – тотално ецване
Група 4 пост.зъби	n = 5	37% фосф. к-на – 15 sec	Exite (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки – тотално ецване
Група 5 вр.зъби	n = 5	37% фосф. к-на – 15 sec	OptiBond FL (Kerr) – 3 стъпки – тотално ецване
Група 6 вр.зъби	n = 5	37% фосф. к-на – 15 sec	Exite (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки – тотално ецване
Група 7 вр.зъби	n = 5	-	AdheSE (Ivoclar Vivadent) – две стъпки – самоецваща – self-priming
Група 8 пост.зъби	n = 5	-	AdheSE (Ivoclar Vivadent) – две стъпки – самоецваща – self-priming
Група 9 вр.зъби	n = 5	-	AdheSE One (Ivoclar Vivadent) – едностъпкова самоецваща – all in one
Група 10 пост.зъби	n = 5	-	AdheSE One (Ivoclar Vivadent) – едностъпкова самоецваща – all in one
Група 11 вр.зъби	n = 5+5	-	i-Bond (Heraeus Kulzer) – едностъпкова самоецваща – all in one
Група 12 пост.зъби	n = 5+5	-	i-Bond (Heraeus Kulzer) – едностъпкова самоецваща – all in one
Група 13 вр.зъби	n = 5+5	-	Adper prompt L Pop (3M ESPE) едностъпкова самоецваща – all in one
Група 14 пост.зъби	n = 5+5	-	Adper prompt L Pop (3M ESPE) едностъпкова самоецваща – all in one

*n* - брой образци в дадена група

Подготовка на зъбната повърхност. С турбинен кръгъл борер (ISO 806 314 001534 012 за временни зъби и 806 314 001534 014 за постоянни зъби) и водно-въздушно охлаждане се прави срез медиодистално по централната оклузална фисура. Дълбочината на среза е съизмерима с диаметъра на борера. Предварителното маркиране на дълбочината за отстраняване на емайла и дентина от оклузалната

повърхност на образците позволява да се отстрани равномерен и сравнително еднакъв по дебелина слой от емайл и дентин за всеки експериментален образец.

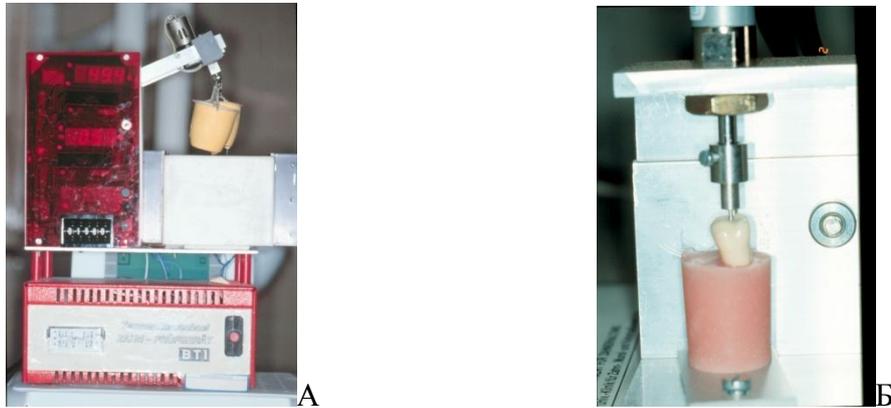
С турбинен диамантен фисурен борер (ISO 806204108524835010) и водно въздушно охлаждане се прави срез успореден на оклузалната повърхност на контролираната дълбочина, определена от първоначалния срез с кръглия борер, за да се отстрани оклузалния емайл и части от дентина. Получената повърхност е изравнена с абразивен диск, сменян на всеки образец. Чрез тези манипулации се получава равна дентинова повърхност, която е на съпоставимо отстояние от централната фисура. Образците са наблюдавани с оптичен микроскоп OLYMPUS VANOX-T и под увеличение 25x до 100x, за да се установи дали е отстранен напълно емайла от оклузалната повърхност.

В групи от 1 до 6 включително се приложи техниката на тотално ецване. Откритата зъбна повърхност (емайл и дентин) е ецвана с 37% фосфорна киселина за 7 sec при групи 1 и 2 и за 15 sec при групи 3, 4, 5 и 6. След изтичане на времето за ецване повърхността на образците се промива за 15 sec с водно въздушна струя. Последва подсушаване с разсеяна въздушна струя за 5 sec от 20-25 cm. В тези групи се използваха адхезивни системи с тотално ецване тристъпкови (групи 1, 3 и 5) и двустъпкови (групи 2, 4 и 6). При групи 1 и 2 приложихме съкратено време за ецване – 7 sec, базирайки се на наши резултати за постигане на чиста дентинова повърхност при образци от временни зъби след такова време за въздействие.

В групи от 7 до 14 включително се аплицираха самоецващи адхезивни системи, съответно двустъпкови – self-priming (групи 7 и 8) и едностъпкови – all in one (групи 9, 10, 11, 12, 13 и 14). В изследването са включени четири вида адхезивни системи, принадлежащи към self-etch стратегията за адхезия. Основанието за това, е че те имат различна киселинност (pH), което определя и разлики във въздействието им при тяхното аплициране върху морфологичния субстрат дентин.

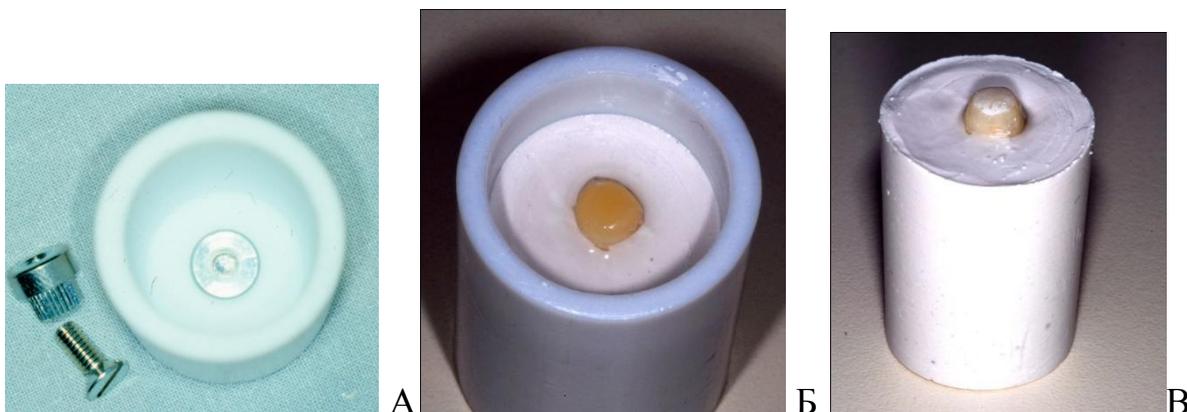
Всички адхезивни системи се нанасят според инструкциите на производителя, с изключение на групи 1 и 2, където времето за ецване е съкратено от 15 sec на 7 sec. Образците се obtурират с фотополимеризиращ композит Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), цвят А3, нанасян на два слоя, всеки с дебелина 1.0 mm. Всеки един от тези слоеве е светлинно полимеризиран за 40 sec с фотополимерна лампа (Coltolux 75, Curing Light, Coltène Whaledent). Последва окончателно полиране и финаране на obtурациите с полирни дискове (ISO 9687.900 140) и гуми (ISO 658 204 030503 090). След 24 часово съхранение във физиологичен разтвор и температура 37°C

обтурираните образци са подложени на термични натоварвания в температурни граници от 5°C до 55°C за 1 500 цикъла (фиг.5А) и на дъвкателни натоварвания – 150 000 цикъла със сила 100 N през интервал от 0.4 sec (фиг.5Б). Термичните натоварвания бяха извършени с помощта на Temperaturwechsel ZAHN-PRÜFGERÄT BT1 апарат (фиг.5).



Фиг.5. Апаратура за провеждане на термичните (А) и дъвкателните (Б) натоварвания.

След термичните натоварвания образците се подложиха на дъвкателни такива. Това се осъществи с помощта на апарат за механични натоварвания. За целта всеки един образец бе опакован до нивото на емайлоциментовата граница (неговите корени са фиксирани в гипс) в муфа (фиг.6А) изпълнена с гипс, така че възстановената оклузална повърхност остава над нивото, а зъбът е здраво фиксиран (фиг.6Б). След втвърдяването на гипса зъбът, така както е включен се изважда от муфата (фиг.6В). В апарата се фиксират едновременно 5 включени образеца и с помощта на компютърна програма се осъществява натоварването на експерименталните образци.



Фиг.6. Опаковане на опитните образци за провеждане на дъвкателното натоварване

Термичните и дъвкателните натоварвания на образците позволяват *in vitro* имитиране на условия, сходни с тези в оралната среда. Тези натоварвания бяха направени от дисертанта в катедрата по Консервативно зъболечение към Медицински Университет, град Грац, Австрия и бяха финансирани от СМН към МУ, гр.София с проект №21.

Обтурираните зъби-образци от всички групи, преминали термични и дъвкателни натоварвания, след премахването на техните корени на нивото на емайлоциментовата граница, са разрязвани през средата, в медио-дистална посока с помощта на диамантен диск (ISO 350 514 220 ) и водно охлаждане. Образците са декалцифицирани с 36% свободна на силиций фосфорна киселина за 10 sec и депотеинизирани с 5% хипохлорид за 120 sec за почистване на наблюдавана повърхност от замърсявания.

Изработване на скенограми. Наблюденията са направени със сканиращ електронен микроскоп при увеличение от 750 до 1500. За да наблюдаваме морфологията на адхезивния и хибридният слой скенограмите са правени на граничната повърхност между адхезива и зъбните структури.

Критерии за оценката на качеството на адхезивната връзка при зъбите от двете дентиции са:

- **Наличие на образуван хибриден и адхезивен слой;**
- **Дебелина на хибридният слой** – измерва се върху направените скенограми с помощта на милиметрова хартия и пергел в три различни произволно избрани точки (в двата края и центъра на скенограмата). Изчислява се средната стойност от тези три замервания. Измерванията, направени в милиметри се превръщаха в микрометри.
- **Характеристики на образуваните адхезивни запушалки** – форма в основата, при хибридният слой;
- **Микроморфологията на хибридният слой** - образуване на микропроцепи в граничната зона дентин-адхезив

**2.1.4. Методика за изследване здравината на адхезивната връзка в границите на дентина чрез тест на макроопън и определяне вида на разрушението.**

Групиране на експерименталните образци. В изследването са включени 120 интактни зъби (60 временни молари и 60 постоянни премолари и молари). Зъбите са разделени на случаен принцип (само временни и само постоянни) в 12 групи. Разпределението на опитните образци е представено в таблица 7.

Табл.7. Групиране на експерименталните образци

Група Вид зъби	Брой образци	Ецване	Адхезивна система
Група 1 вр. зъби	n = 10	37% фосф. к-на – 15 sec	OptiBond FL (Kerr) – 3 стъпки – тотално ецване
Група 2 вр. зъби	n = 10	37% фосф. к-на – 15 sec	Exite (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки – тотално ецване
Група 3 пост.зъби	n = 10	37% фосф. к-на - 15 sec	OptiBond FL (Kerr) – 3 стъпки – тотално ецване
Група 4 пост.зъби	n = 10	37% фосф. к-на – 15 sec	Exite (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки – тотално ецване
Група 5 вр.зъби	n = 10	37% фосф. к-на – 7 sec	OptiBond FL (Kerr) – 3 стъпки – тотално ецване
Група 6 вр.зъби	n = 10	37% фосф. к-на – 7 sec	Exite (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки – тотално ецване
Група 7 пост.зъби	n = 10	37% фосф. к-на - 7 sec	OptiBond FL (Kerr) – 3 стъпки – тотално ецване
Група 8 пост.зъби	n = 10	37% фосф. к-на - 7 sec	Exite (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки – тотално ецване
Група 9 вр.зъби	n = 10	-	AdheSE (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки самоецваща – self-priming
Група 10 пост.зъби	n = 10	-	AdheSE (Ivoclar Vivadent) – 2 стъпки самоецваща – self-priming
Група 11 вр.зъби	n = 10	-	AdheSE One (Ivoclar Vivadent) – едностъпкова самоецваща – all in one
Група 12 пост.зъби	n = 10	-	AdheSE One (Ivoclar Vivadent) – едностъпкова самоецваща – all in one

*n = брой образци в дадена група*

Подготовка на зъбната повърхност. Подготовката на оклузалната зъбна повърхност се прави по същия начин, както при подготовката на образците по методиката за наблюдение на адхезивната връзка (2.3).

Откритата пулпна камера след премахването на корените е почистена от пулпните остатъци с кръгли метални борери (ISO 310 204 001 001 023, 310 204 001 001 025) за ъглов наконечник.

В групи от 1 до 8 включително се приложи техниката на тотално ецване. Откритата дентинова повърхност е ецвана с 37% фосфорна киселина за 15 sec при групи 1, 2, 3 и 4 и за 7 sec при групи 5, 6, 7 и 8. След изтичане на времето за ецване повърхността на образците се промиваше за 15 sec с водно въздушна струя. Последва подсушаване с разсеяна въздушна струя за 5 sec и разстояние 20-25 cm. В тези групи се използваха адхезивни системи с тотално ецване тристъпкови (1, 3, 5 и 7) и двустъпкови (групи 2, 4, 6 и 8).

В групи от 9 до 12 включително се аплицираха самоецващи адхезивни системи, съответно двустъпкови – self-priming (9 и 10) и едностъпкови – all in one (групи 11 и 12).

Проведохме изследвания с три генерации адхезивни системи, за да установим дали те са еднакво ефективни в двете съзъбия и дали има такава, която да е най-добра за приложение при временни и постоянни зъби.

Изработване на възстановяването. Всички адхезивни системи се нанасяха според инструкциите на производителя, с изключение на групи 5, 6, 7 и 8, където времето за ецване бе съкратено от 15 на 7 sec.

За изработване на сравними и предсказуеми повърхности на възстановяването се използваше меден пръстен (№15) с размери - височина 5 mm и диаметър също 5 mm. Фабричните стандартни медни пръстени се прерязваха с двустранни диамантени дискове (ISO 807 104 328 524) за постигане на определената височина.

При всички образци ецването и нанасянето на съответната адхезивна система се прави централно на разкритата дентинова повърхност на повърхност с диаметър, съпоставим с този на медния пръстен. Върху подготвената дентинова повърхност се поставяше предварително подготвения меден пръстен. В този пръстен се поставяше един слой фотополимеризиращ композит (Tetric EvoCeram, Ivoclar Vivadent, цвят А3) с дебелина до 2 mm, който се полимеризира с UV светлина за 40 sec и фотополимерна лампа (Coltolux 75, Curing Light, Coltène Whaledent). Следва поставяне на метална примка от ортодонтска тел (№0.8), перпендикулярно на среза на оклузалната повърхност с дължина около 10 mm в центъра на пръстена и ново количество от фотополимеризиращ композит, който изпълва до край металния пръстен и фиксира

металната примка. Следва светлинна полимеризация за 40 сек. Двата свободни края на всяка метална примка, които се поставяха в медния пръстен и се покриваха с фотополимер, завършваха с ретенционна примка.

Използването на меден пръстен при направата на възстановяванията позволява да се провеждат изследвания за здравина на връзката с относително еднаква площ и форма на контакт с дентина. По този начин се елиминира влиянието, което би оказала разликата в площта и формата на свързване с дентина. Установено е, че адхезивното свързване не е еднородно на микроскопско ниво (297, 389). Граничната повърхност, където е аплицирана адхезивната система може да съдържа въздушни мехурчета, фазово разлагане, повърхностни неравности и неравномерна дебелина на адхезивния слой, което да доведе до неравномерно разпределение на стреса, генериран по протежение на тази зона при провеждане на тестването (297, 389). Колкото е по-голяма изследваната зона за здравина на връзката, толкова е по-голяма вероятността за наличие на гореспоменатите дефекти (20, 52, 69, 344). Чрез използването на този метален пръстен в нашата опитна постановка, се осигурява изследване на еднаква площ при всички образци. Разпределението на стреса на граничната зона зависи в голяма степен и от геометрията на тестваната повърхност и физичните качества на материалите (297, 382, 440, 441). Чрез този пръстен ние осигуряваме и еднаква геометрия на тестваната гранична зона, както и еднаква височина на изграждането за всички образци.

От страната на пулпната камера, на нивото на прерязаните корени, подготовката на образците включва ецване на цялата пулпна камера за 15 sec, промиване – 15 sec, подсушаване и нанасяне на тристъпкова адхезивна система. Поставя се слой от фотополимеризиращ композит и светлинна полимеризация за 40 sec. Поставяне на втора метална примка, съосна на тази, която вече е върху оклузалната повърхност в металния пръстен. Добавяне на фотополимеризиращ композит до изпълване на цялата пулпна камера и неговата светлинна полимеризация за 40 sec.

Подготвените образци се съхраняваха във вода на стайна температура за 72 h преди провеждане на тестването.

Тест за здравина на връзката. Измерването на постигнатата здравина на връзката е осъществено на стенд за физико-механични изпитвания тип INSTRON – 1185. Метални примки, аналогични на вградените в изследваните зъби, са закрепени неподвижно в стандартните захвати на машината, а в другия си край – шарнирно към

металните примки на образеца. Така те служат за предаване на усилията от подвижната греда през залепения зъбен образец до тензометричната измервателна клетка. Начинът на шарнирно фиксиране на образците към захватите на стенда осигурява съосъвяване на векторите на прилаганите върху образеца усилия с перпендикуляра към обработваната и впоследствие залепена дентинова повърхност. Така в максимална степен се гарантира:

- (а) минимално триене и в резултат на това – точно съосъвяване на образеца;
- (б) минимално триене и в резултат на това – минимални усилия за съосъвяване на образеца;
- (в) ефектите от (а) и (б) осигуряват възможното минимално предварително натоварване на образеца по време на съосъвяването;
- (в) измерване на якост на опън.

Натоварващата греда се движи с равномерна скорост от 1 mm/min. Регистрира се максималната сила на съпротивление, причинила отлепване на възстановяването от оклузалната дентинова повърхност (в МРа). Тестът се прекратява след окончателното разрушаване на изпитвания образец.

Разрушените образци се наблюдават със СЕМ за определяне вида на разрушаването: адхезивно – в границите на хибридният и/или адхезивния слой, смесено – в адхезива и композита или кохезивно – в зоната на дентина или композита.

Определяне вида на разрушението. След провеждане на теста за здравина на връзката, образците, разпределени в същите групи, бяха дехидратирани във възходящи концентрации на етанол – 75%, 95% и 100% за 1 h във всяка концентрация. След дехидратацията образците бяха поставени върху филтърна хартия, покрити със стъклен похлупак за 24 h.

Двете половини на всеки образец са наблюдавани на увеличение от 18 до 1500 за определяне вида на разрушение. Сканиращото електронно микроскопско наблюдение позволява по-прецизното определяне на мястото на разрушение, особено в случаите на адхезивно (граничната зона дентин адхезив или на граничната зона композит адхезив) или смесено (комбинация от адхезивно и кохезивно) по вид разрушаване.

Видът на разрушаването на връзката за всеки образец се класифицираше в един от следните типове:

Тип 1: адхезивна фрактура - фрактурната линия е локализирана в адхезива на граничната зона дентин-адхезив и на граничната зона композит-адхезив – остатъци от адхезива се наблюдават по двете страни върху зъба и върху пръстена – това е провал в адхезията.

Тип 2: кохезивна фрактура в композита - фрактурната линия минава само в обема на композита

Тип 3: кохезивна фрактура в дентина – фрактурната линия минава само в обема на дентина

Тип 4: смесен тип фрактура – образците показват и двата типа на фрактура – адхезивно и кохезивно разрушение – дентин-адхезив-композит.

### **2.1.5. Подготовка на образци за провеждане на СЕМ наблюдение**

Подготвените образци по отделните методики (т.2.1.1, 2.1.2, 2.1.3 и 2.1.4) се поставят върху алуминиеви дискове. Покриват се вакуумно със златен прах в среда на аргон – катодно разпрашване с помощта на апарат JEOL JFC – 1200 Fine coater. Изследванията са направени със сканиращ електронен микроскоп модел JEOL JSM – 5510 SEM и различно увеличение, според целите на наблюдението, споменато по-горе в отделните методики.

Сканиращото електронно микроскопско наблюдение е проведено във Химически Факултет на Софийския Университет «Св. Климент Охридски».

## **2.2. Клинично изследване**

### **2.2.1.1. Методика за клинично изследване на качеството на втори клас обтурации при временни зъби.**

## Провеждане на лечението

В изследването са включени спокойни и позитивно настроени към денталното лечение деца. Децата са имали най-малко два кариозни временни молара, нуждаещи се от изработването на втори клас кавитети. В изследването са включени и временни молари с налични obtурации, но нуждаещи се от подмяна на същите поради фрактури на старите obtурации. Всички зъби са витални и без симптоми за пулпно възпаление. При всеки пациент с налични четири кариозни временни молари бяха изработени по една obtурация от всеки вид – фотополимер и 3-стъпкова адхезивна система с тотално ецване, фотополимер и 2-стъпкова адхезивна система с тотално ецване, фотополимер и 2-стъпков самоецващ адхезив и фотополимер и 1-стъпкова самоецваща адхезивна система. При пациенти с по-малко от 4 кариозни временни молара разпределението на различните видове obtурации ставаше на случаен принцип. Целта е изработване на равен брой obtурации от четирите различни комбинации. Изработени са общо 160 obtурации – 71 на първи и 89 втори временни молари. Формата на кавитетите следваше разпространението на кариозния процес. Препарирането на кавитета ставаше с помощта на крушовидни карбидни борери (ISO 806 314 234534 012; Komet, Lemgo, Germany) и водно-въздушно охлаждане и кръгли метални борери ISO 310 204 001 001 018; 310 204 001 001 021; 310 204 001 001 023 за ъглов наконечник за отстраняване на кариозните структури. Границите на кавитетите се разполагат в здрав емайл. Ръбовете се вземаха във фаза. За апроксималното възстановяване на кавитетите се използваше матрица и матрицодържател (Tofflemire). Кавитетите се промиваха с водно-въздушна струя и подсушаваха с въздушна струя. Obtурациите са изработвани по един и същи начин.

## Клиничен протокол за изработване на отделните групи obtурации

Изработени са следните видове obtураци, като са приложени комбинации от изследваните генерации адхезивни системи и obtурационен материал по следната схема:

- Фотополимер и 3 стъпкова адхезивна система с тотално ецване;
- Фотополимер и 2 стъпкова адхезивна система с тотално ецване;
- Фотополимер и двустъпкова самоецваща адхезивна система;

➤ Фотополимер и едностъпкова самоецваща адхезивна система.

В групата obtурации с фотополимер и тристъпкова адхезивна система с тотално ецване, клиничният протокол включва:

- ецване с 37% фосфорна киселина гел в границите на емайла за 15 sec и за 7 sec в границите на дентина;
- промиване с водно-въздушна струя за 15 sec;
- подсушаване с лека въздушна струя за отстраняване на водата от кавитета, като дентиновата повърхност изглежда лъскава, без наличие на капки вода;
- аплициране на адхезивната система Optibond FL (Kerr) според инструкцията на производителя – втриване на праймера за 15 sec, леко продухване за 5 sec, нанасяне на адхезива за 15 sec, леко продухване за 3 sec, фотополимеризация за 20 sec;
- нанасяне на композита.

В групата obtурации с фотополимер и двустъпкова адхезивна система с тотално ецване, клиничният протокол включва:

- ецване с 37% фосфорна киселина гел в границите на емайла за 15 sec и за 7 sec в границите на дентина;
- промиване с водно-въздушна струя за 15 sec;
- подсушаване с лека въздушна струя за отстраняване на водата от кавитета, като дентиновата повърхност изглежда лъскава, без наличие на капки вода;
- аплициране на адхезивната система Exite според инструкцията на производителя – 10 sec чрез втриване;
- фотополимеризация на адхезива за 10 sec;
- нанасяне на композита.

В групата obtурации с фотополимер и двустъпкова самоецваща адхезивна система клиничният протокол включва:

- нанасяне на адхезивната система AdheSE според инструкциите на производителя – 20 sec втриване и подсушаване на самоецващия праймер с въздушна струя;
- втриване за 10 sec бонда, продухване с разсеяна въздушна струя;
- фотополимеризация за 10 sec;
- нанасяне на композита.

В групата obturации с фотополимер и едностъпкова самоецваща адхезивна система клиничният протокол включва:

- нанасяне на адхезивната система AdheSE One според инструкцията на производителя – 20 sec втриване и подсушаване със силна въздушна струя;
- фотополимеризация за 10 sec;
- нанасяне на композита.

Obтурациите се нанасят на пластове с дебелина около 2 mm и самостоятелна фотополимеризация от 40 sec с диодна фотополимеризираща лампа - LEDition. Излишъкът от obturационния материал се отстранява с помощта на диамантени финирни борери (ISO 806 314 277514014 и 806 314 277504 014) и водно-въздушно охлаждане. Не се използва кофердам при направата на obturациите. Okлузията се проверява с помощта на артикулационна хартия и движение на долната челюст в трите равнини. Obturациите се полират с полирни дискове, диамантени финирборери и гумички (ISO 652 204 297503033, ISO 652 204 030503065).

Преди започване на лечението и по време на посещенията за оценка на obturациите зъбните повърхности се почистваха от зъбната плака с полирни четки (ISO 100 204 292 000 040; 100 204 030 000 060) и профилактична полирна паста (и без нея по време на контролните посещения) и водно-въздушна струя.

Разпределение на obturациите по групи. Разпределението на obturациите, в зависимост от вида на адхезивната система и obturационния материал е представено на таблица 8.

Табл.8. Разпределение на obtурираните зъби.

Група бр.образци	Адхезивна система (производител)	Клиничен протокол на аплициране на адхезивната система	Обтурационен материал
Група 1 n = 40	OptiBond FL (Kerr) 1. 37% фосф.к-на 2. праймер 3. бонд	-7 sec ецване в дентина -15 sec промиване с водно-въздушна струя -подсушаване със слаба разсеяна въздушна -15 sec втриване на праймер -5 sec леко продухване -15 sec аплициране на бонд - 3sec леко продухване -20 sec фотополимеризация	Tetric EvoCeram Ivoclar Vivadent
Група 2 n=40	Exite (IvoclarVivadent) 1. 37% фосф.к-на 2. праймер+бонд	-7 sec ецване в дентина -15 sec промиване с водно-въздушна струя -подсушаване със слаба разсеяна въздушна -10 sec втриване на адхезива -3 sec леко продухване -10 sec фотополимеризация	Tetric EvoCeram Ivoclar Vivadent
Група 3 n = 40	AdheSE (IvoclarVivadent) 1.самоецващ праймер 2.бонд	-20 sec втриване на самоецващия праймер - продухване - 10 sec втриване на бонда - слабо продухване - 20 sec фотополимеризация	Tetric EvoCeram Ivoclar Vivadent
Група 4 n = 40	AdheSE One (IvoclarVivadent) 1.самоецващ праймер+бонд	-20 sec втриване на адхезива -продухване със силна въздушна струя -10 sec фотополимеризация	Tetric EvoCeram Ivoclar Vivadent

*n = брой obtурации в дадена група*

Оценката на obtурациите се правеше веднага след изработването (baseline), на 6, 12, 18 и 24-я месец, като се използваше наша модификация на критериите на Ryge (USPHS criteria 1971 Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials) (29).

Адаптираните критерии за оценка на състоянието на obtурациите, съобразно целите на разработката са:

А. Основни критерии с непосредствено отношение към влиянието на адхезивната връзка за качеството на obtурацията, включва оценка на:

- маргинално оцветяване – оцветяване на контурите на obturation;
- наличен вторичен кариес.

Б. Допълните критерии, които са следствие от комбинираното влияние на obturationния материал и адхезивната система включват оценка на:

- анатомична форма;
- маргинална адаптация на obturation.

Тези критерии са подробно представени в таблици 9 и 10.

Код „А” (Alpha) определя obturation като клинично идеална. Код „В” (Bravo) определя критерия като клинично приемлив, с изключение при критерия за вторичен кариес. Код „С” (Charlie) или код „D” (Delta) определя obturation като клинично неприемлива и нужда от нейното подменяне.

Преди оценка на obturationите, те и съответният зъб се почистват от плака и налепи с четка. Оценката на obturationите се прави в клинични условия след изолиране на сегмента и подсушаване и осветление от денталния юнит с помощта на дентално огледало и сонда.

Таблица 9. Основни критерии за оценка на obturationите в клинични условия.

Код		Критерии
<b>Маргинално оцветяване</b> (визуален преглед с огледало)		
Alpha	0	Липсва оцветяване.
Bravo	1	Оцветяването не е пенетрирало по продължение на контурите в посока към пулпата.
Charlie	2	Оцветяването е пенетрирало по продължение на контурите в посока към пулпата и е клинично неприемливо.
<b>Наличен вторичен кариес</b> (визуален преглед със сонда и огледало)		
Alpha	0	Не се наблюдава кариес около ръбовете на obturation.
Bravo	1	Наличен кариес около ръбовете на obturation, налагащ корекция или подмяна на obturation.

Таблица 10. Допълнителни критерии за оценка на обтурациите в клинични условия.

		<b>Анатомична форма</b> (визуален преглед)
Alpha	0	Обтурацията е продължение на анатомичната форма на зъба.
Bravo	1	Обтурацията е с нарушена анатомична форма, но липсващият материал не е достатъчен, за да открие дентина или подложката.
Charlie	2	Обтурацията е фрактурирана или липсват части от нея или липсва изцяло.
		<b>Маргинална адаптация на обтурацията*</b> (визуален преглед със сонда и огледало)
Alpha	0	Няма видими доказателства за процеци по продължение на ръбовете или видимите процеци са толкова малки, че сондата само се закача без да „пропада в тях”.
Bravo	1	Сондата се задържа при напречно движение през периферната връзка от обтурацията към зъбната повърхност, резултат от отчупване на части от ръба на обтурацията и/или емайловия ръб, без да е разкрит дентина. Видими доказателства за процеци по протежението на контурите на обтурацията, в които сондата пенетрира, но дентина или подложката не са разкрити
Charlie	2	Сондата пенетрира в процепите, а дентинът или подложката са открити.
	2a	Сондата се задържа при напречно движение през периферната връзка от зъбната повърхност към обтурацията – дължи се на имбибиране на материала.
Delta	3	Обтурацията е фрактурирана, липсват части от нея или цялата.

\*наша модификация на критерия, адаптирана към нуждите на изследването  
С червено е оригиналният критерий

### 2.3. Методика на статистическия анализ

Изхождайки от основната цел и задачи на проучването, както и от обема и вида на данните, при провеждане на проучването бяха използвани следните статистически методи:

#### 2.3.1. Параметрични методи

- Вариационен анализ за описание на количествено изразими (метрични) показатели; Резултатите са представени чрез средната аритметична величина и стандартна грешка ( $\text{mean} \pm \text{SE}$ );

- Алтернативен анализ за оценка на честотни разпределения при качествени (неметрични) и групирани данни; Резултатите са представени чрез оценка на относителния дял и стандартна грешка ( $S_p$ );
- t- критерий на Student за тестване на хипотези за наличие на статистически значимо различие при количествено изразими показатели с нормално разпределение. Използван е теста за независими извадки (independent samples t- test) .
- Еднофакторен (One-way ANOVA) и многофакторен (MANOVA) дисперсионен анализ за съпоставка на количествено измерими показатели при повече от две групи и оценка на комбинираното влияние на няколко фактора; Приложен е и Post Hoc Multiple Comparisons test след установяване на статистически значима разлика между групите за анализиране на разликите по двойки.
- Многофакторна логистична регресия за представяне на математически модел прогнозиращ вида на разрушение (результативна променлива Y) в зависимост от стойностите на здравината на връзката (количествена определяща променлива -X) и вида на адхезивната система (качествена определяща променлива Z). Моделът има следния аналитичен вид:

$$\ln\left(\frac{\text{prob}(Y)}{1 - \text{prob}(Y)}\right) = \alpha + \beta X + \sum_{i=1}^{11} \phi_i Z_i$$

### 2.3.2 Непараметрични методи

- Критерий на Колмогоров – Смирнов за изследване на нормалността на разпределението при количествени величини;
- Критерий за съгласие на Pearson-  $\chi^2$  .
- Тест на Mann-Whitney - при съпоставка на две независими извадки, измерени на рангова скала или при количествени величини с разпределение различно от нормалното.
- Тест на Kruskal-Wallis - при съпоставка на повече от две независими извадки, измерени на рангова скала или при количествени величини с разпределение различно от нормалното.

За уровень на значимост на нулевата хипотеза бе възприет  $P < 0.05$ . Критичната област за посочените стойности на  $P$  е двустранна;

За обработката на данните е използван статистическия програмен продукт SPSS v.17.0 .

### III. РЕЗУЛТАТИ И ОБСЪЖДАНЕ

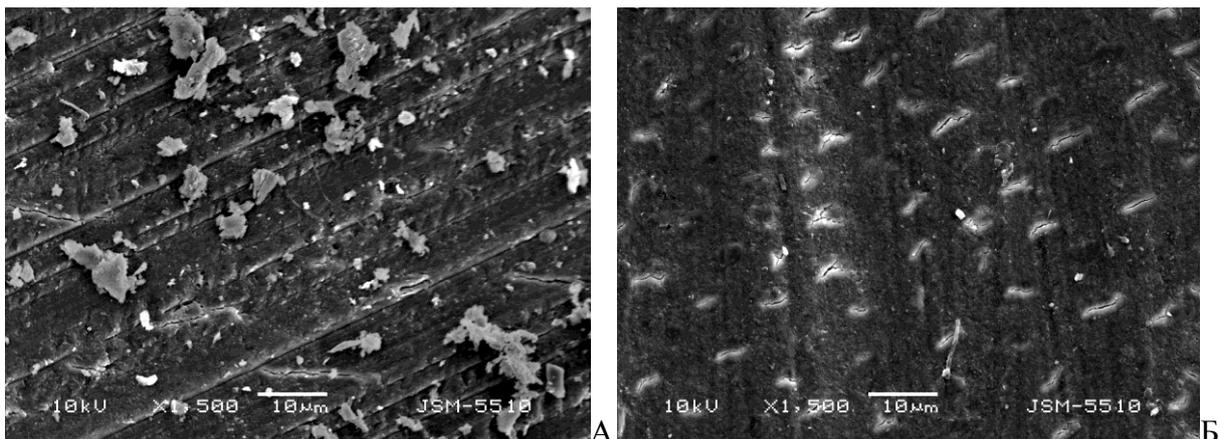
#### ПЪРВА ЗАДАЧА

СЕМ характеристика на препарирана с борер дентинова повърхност на образци от временни и постоянни зъби, ецвана с различна продължителност и концентрации на фосфорна киселина.

#### РЕЗУЛТАТИ

##### Контролни образци

Дентинът на контролните образци без ецване показва наличие на замърсяващ слой при двата вида зъби – временен и постоянен, на увеличението - 1500, използвано в това изследване (фиг.7).



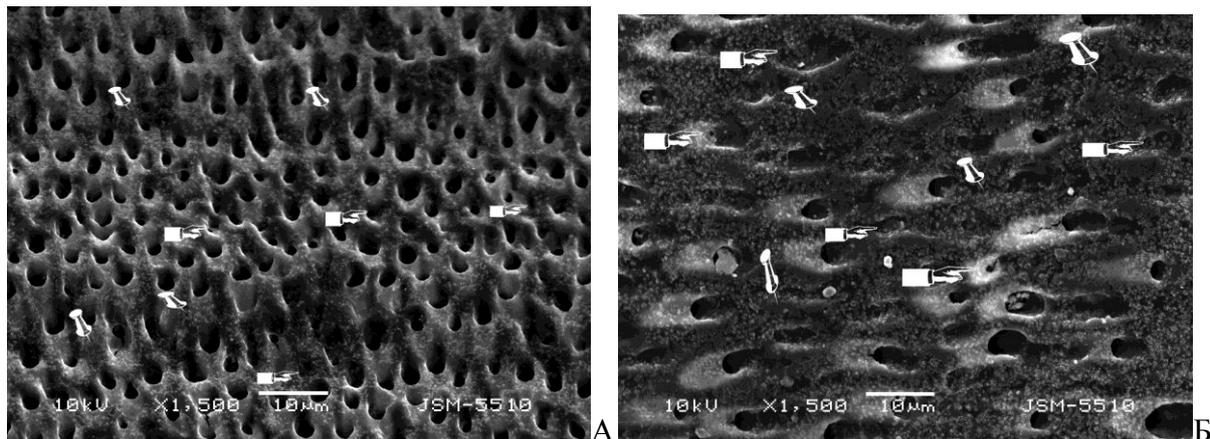
Фиг.7. СЕМ на замърсяващ слой върху повърхността на дентина на временен (А) и постоянен (Б) зъб.

Неецваната дентинова повърхност е покрита със замърсяващ слой с идентична характеристики и при двата вида образци. Замърсяващият слой се вижда като пелена, която покрива обработената дентинова повърхност. Не се вижда характерната за дентина микроканалчеста структура. На отделни места замърсяващият слой е напукан. Виждат се пукнатини, които вероятно съответстват на входовете на част от дентинови каналчета. Повърхността на замърсяващия слой е осеяна от частици с неправилна форма и различни размери, видимо нездравно свързани с него.

При аплицирането на 20% фосфорна киселина се наблюдават следните резултати:

### **Групи 1 и 2 – 20% фосфорна киселина за 7 секунди**

Ецването на дентиновата повърхност в двете групи – на временните и постоянните зъби разкъсва, но не отстранява изцяло замърсяващия слой (фиг.8).

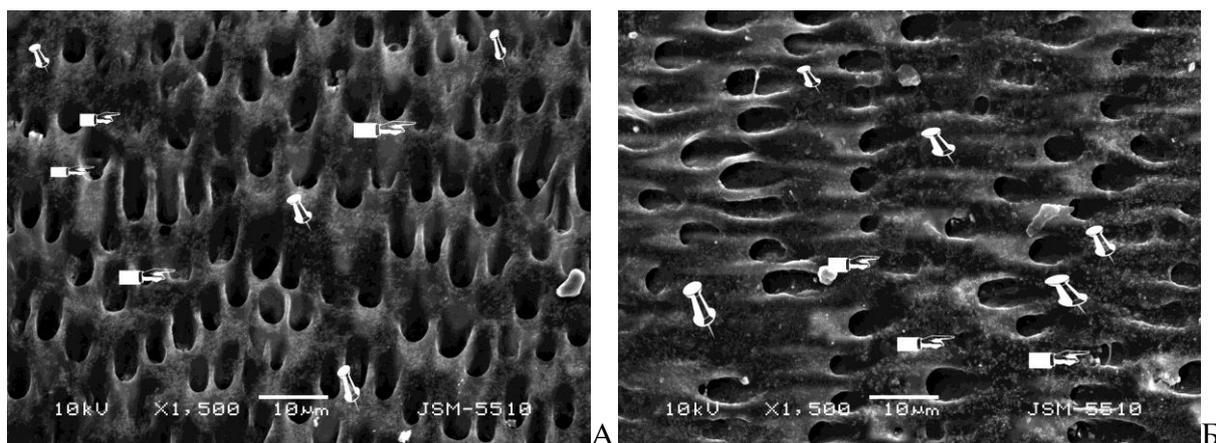


*Фиг.8.СЕМ на ецвана с 20% фосфорна киселина за 7 сек. дентинова повърхност на временен (А) и постоянен (Б) зъб. Вижда се запазен замърсяващ слой върху интертубуларния дентин.*

Замърсяващият слой е отстранен предимно над дентиновите каналчета и е запазен над интертубуларния дентин (кабърче, фиг.8А и Б). На отделни места някои от отворите на дентиновите каналчета не са разкрити. По тази причина и броят на отворените дентинови каналчета е по-малък от действителния им брой. Много от тях остават obturated от замърсяващия слой (показалец, фиг.8.А и Б).

### Групи 3 и 4 – 20% фосфорна киселина за 15 секунди

Резултатите при увеличаване на времето за ецване на 15 sec в група 3 временни зъби и група 4 постоянни зъби са сходни с предишните. Някои от дентиновите тубули остават частично или напълно obturirani от замърсяващите запушалки (показалец). В двете групи се наблюдават остатъци от замърсяващ слой и преципитати в границите на интертубуларния дентин (кабър - фиг.9.А и Б).



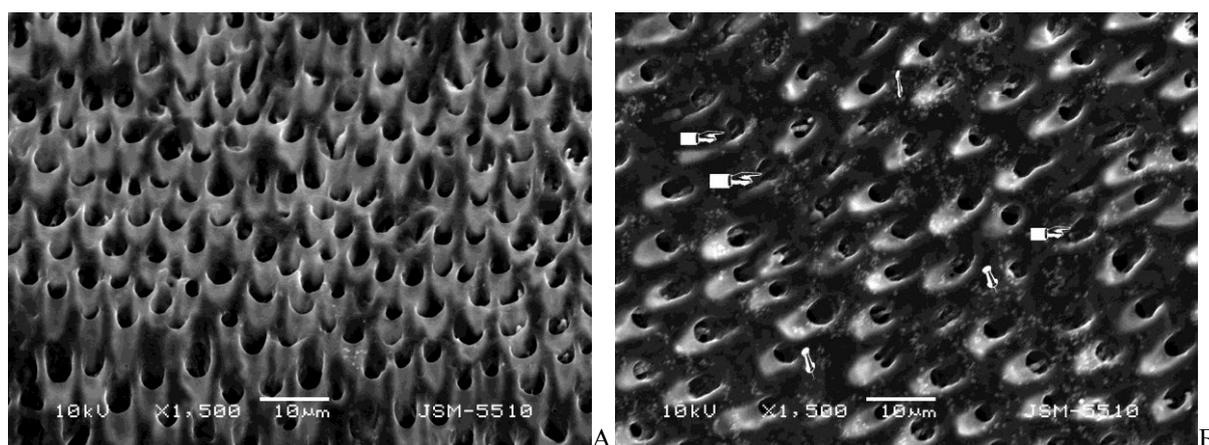
*Фиг.9.СЕМ на ецвана с 20% фосфорна киселина за 15 сек. дентинова повърхност на временен (А) и постоянен (Б) зъб. Наблюдават се остатъци от замърсяващ слой и единични, obturirani със замърсяващи запушалки дентинови каналчета.*

При съпоставяне на резултатите между група 1 (временни зъби ецвани за 7 sec) и група 3 (временни зъби ецвани за 15 sec) (фиг.8А и фиг.9А) по-рядко се наблюдават obturirani със замърсяващи запушалки дентинови каналчета в група 3, но се запазват остатъци от замърсяващия слой и преципитати върху интертубуларния дентин. Резултатите са сходни и в групите на постоянните зъби, група 2 (15 sec ецване) и група 4 (7sec ецване). По-рядко се наблюдават непочистени дентинови каналчета в група 4, но все още се наблюдават остатъци от замърсяващия слой върху интертубуларния дентин и в двете групи (фиг.8Б и фиг.9Б).

При аплицирането на 37% фосфорна киселина се наблюдават следните резултати:

### Групи 5 и 6 – 37% фосфорна киселина за 7 секунди

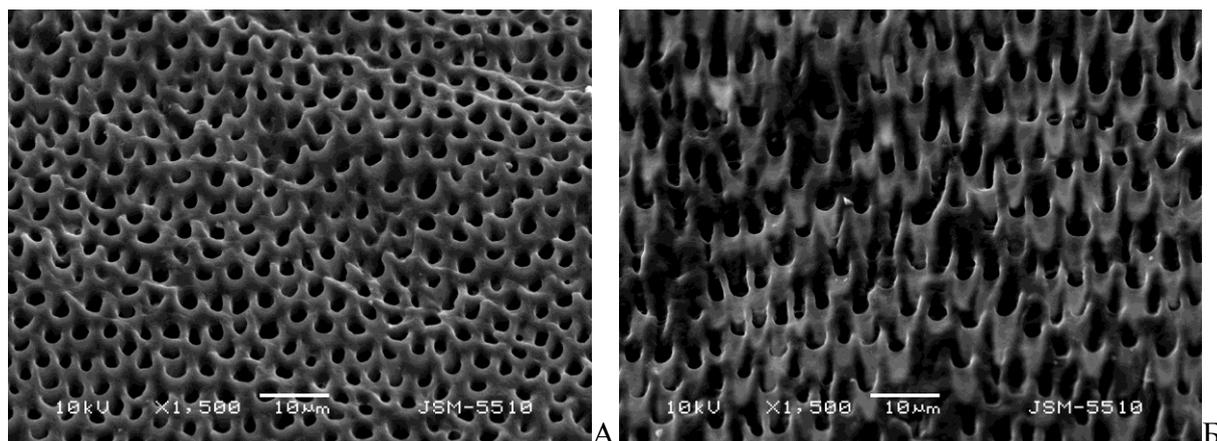
При изследваните временни зъби от група 5 (7 sec ецване) се наблюдава цялостно отстранен замърсяващ слой както от зоната на интертубуларния дентин така и от входовете на дентиновите каналчета (фиг.10.А). При постоянните зъби от група 6 (7 sec ецване) все още се наблюдават преципитати и остатъци от замърсяващия слой по интертубуларната дентиновата повърхност. Наблюдават се и остатъци от запушалки в устията на дентиновите каналчета (фиг.10.Б).



Фиг.10. СЕМ на дентинова повърхност на ецвана с 37% фосфорна киселина за 7 секунди временен (А) и постоянен (Б) зъб. Установява се чиста от замърсяващ слой дентинова повърхност (фиг.10А) и единично obturirани от замърсяващи запушалки дентинови каналчета (показалец) и остатъци от замърсяващ слой върху интертубуларния денти при постоянните зъби (фиг.10Б - кабър).

#### **Групи 7 и 8 – 37% фосфорна киселина за 15 секунди**

В групата на постоянните зъби (група 8), чиста от замърсяващ слой и замърсяващи запушалки дентинова повърхност, както и липса на преципитати, се наблюдава при 15 сек ецване с 37% фосфорна киселина (фиг.11.Б).



Фиг.11. СЕМ на дентинова повърхност на временен (А) и постоянен зъб (Б) – 15 sec, 37 % киселина.

При временните зъби (група 7) не се установява разлика в качеството на почистване на дентиновата повърхност в сравнение с образците от група 5 (временни зъби – 7 sec, 37% фосфорна киселина) (фиг.10А) като отново се наблюдава, че замърсяващият слой е напълно отстранен от зоната на интертубуларния дентин и дентиновите каналчета са отворени. Прави впечатление, че при временните зъби ецвани с 37% киселина за 7 секунди, резултатът от почистването е същият като този при удълженото време за ецване (фиг.11А).

Нашите резултати за постоянните зъби съвпадат с данните, описани в специализираната литература, които са основанието и за препоръката от страна на производителите на композиционни материали за 15 секундна продължителност на ецване на дентина при тези зъби.

#### Статистически анализ

На таблица 11 е представен общия брой тубули и броя непочистени тубули за всичките образци от отделните групи. Беше направен статистически анализ за оценка на почистващия ефект на двете концентрации киселини в двете съзъбия.

Табл.11. Общ брой налични и непочистени тубули след ецване с различен процент фосфорна киселина.

Време / Вид зъб	Брой образци	Брой скенограми	20% фосфорна киселина		37% фосфорна киселина	
			Общ брой тубули	Брой непочистени Тубули	Общ брой тубули	Брой непочистен и тубули
7 sec. вр. зъб	n = 5	50	8699	905	8885	4
7 sec. пост.зъб	n = 5	50	10095	884	10183	328
15 sec. вр. зъб	n = 5	50	8894	131	8951	-
15 sec. пост.зъб	n = 5	50	10194	154	10018	-

Беше направен статистически анализ за оценка на почистващия ефект на двете концентрации киселини в двете съзъбия, представен по-долу.

Почистващият ефект е измерен в проценти като съотношение между брой непочистени (напълно или частично obturirani от замърсяващ слой) тубули към общия брой тубули върху съответната скенограма.

Установена е статистически значима разлика в групата на временните зъби при ецване с 20% фосфорна киселина ( $p < 0.0001$ ). При ецване за 7 sec (група 1) делът непочистени дентинови тубули е 10.43%. При увеличаване на времето на киселинно въздействие на 15 sec (група 3) делът непочистени тубули е 1.48%. По-малката стойност на дела на непочистените тубули означава по-висок почистващ ефект (табл. 12).

Табл. 12. Непочистени тубули при образци от временни зъби при ецване с 20% фосфорна киселина.

Група / Време за ецване	Брой скенограми	Непочистени тубули (%) mean±SE	t	P
Група 1 – 7 sec	50	10.43 ± 0.18	44.15	< 0.0001*
Група 3 – 15 sec	50	1.48 ± 0.10		

\*Разликата е статистически значима

Статистически значима разлика е установена и по отношение на почистващия ефект в групата на постоянните зъби при същите условия (табл.13).

Табл. 13. Непочистени тубули при образци от постоянни зъби при ецване с 20% фосфорна киселина.

Група Време за ецване	Брой скенограми	Непочистени тубули (%) mean±SE	t	P
Група 2 – 7 sec	50	8.76 ± 0.18	62.47	< 0.0001*
Група 4 – 15 sec	50	1.51 ± 0.10		

\*Разликата е статистически значима

При време на киселинно въздействие за 7 sec делът на непочистените дентинови тубули от всички скенограми от група 2 (постоянни зъби) е 8.76%. При ецване за 15 sec делът непочистени тубули в група 4 (постоянни зъби) е 1.51%. По-добре изразен почистващ ефект при групите от постоянни зъби се установява при времетраене на киселинното въздействие от 15 sec – по-дългото време на ецване има за последица постигане на по-чиста дентинова повърхност, отстраняване на замърсяващия слой и отваряне на повече дентинови тубули.

На таблица 14 е представено влиянието на фактора време на ецване за двете групи образци при ецване с 20% киселина.

Табл.14. Непочистени тубули между временни и постоянни зъби при различно време на ецване

Група Време за ецване	Брой скенограми	Непочистен и тубули (%) mean±SE	T	P
<b>Ецване 7 sec</b>				
Временни зъби	50	10.43 ± 0.18	7.94	<0.001*
Постоянни зъби	50	8.76 ± 0.11		
<b>Ецване 15 sec</b>				
Временни зъби	50	1.48 ± 0.09	0.31	>0.05
Постоянни зъби	50	1.51± 0.03		

\* Разликата е статистически значима

Анализът на влиянието на вида на зъба показва статистически значима разлика на дела непочистени тубули между временни и постоянни зъби, но само при ецване 7 sec ( $p < 0.001$ ). При ецване 15 sec не се наблюдава статистически значима разлика ( $p > 0.05$ ) (табл.14).

За изследване на едновременното влияние на двата фактора време на ецване и вида на зъба (временен или постоянен) при 20% концентрация на киселината беше използван многофакторен анализ (MANOVA). Установена е статистически значима разлика при оценка на съвместното влияние на двата фактора (вид зъб и време на въздействие) при ецване с 20% фосфорна киселина (табл.15) ( $p < 0.001$ ).

Табл. 15. Съвместно влияние на факторите време на ецване и вида на зъба, при ецване с 20% фосфорна киселина по отношение на относителния дял непочистени тубули (резултати от двуфакторен анализ).

Вид зъб	Ецване	Непочистен и тубули (%)	Брой скенограми	Фактор	F	P*
Временни зъби	7 sec	10.43	50	Вид зъб Ецване Вид зъб*Ецване	48.66	= 0.000
	15 sec	1.48	50		4799.29	= 0.000
Постоянни зъби	7 sec	8.76	50		52.68	= 0.000
	15 sec	1.51	50			

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (MANOVA)

При постоянните зъби се наблюдава по-силен почистващ ефект от този при временните за тази концентрация киселина (табл.15). Влиянието на времето на ецване е също статистически значимо ( $p = 0.000$ ). При ецване за 7 sec имаме по-нисък почистващ ефект. Съвместното влияние бе оценено като статистически значимо – разликите в почистващия ефект между временни и постоянни зъби при ецване за 7 sec са различни нива от тези при ецване за 15 sec - увеличаването на времето на ецване на 15 sec довежда до по-добър почистващ резултат – отваряне на повече дентинови тубули (табл.15) .

При статистическата обработка на данните за ефекта на почистване на 37% фосфорна киселина за различно време на въздействие – 7 и 15 sec в групата на временните зъби (групи 5 и 7) не е установена статистически значима разлика ( $p > 0,05$ ) (табл.16).

Табл. 16. Непочистени тубули при образци от временни зъби при ецване с 37% фосфорна киселина.

Група Време за ецване	Брой скеногра ми	Непочистени тубули (%) mean±SE	t	P
Група 5 – 7 sec	50	0.04 ± 0.02	Mann Whitney U test	>0.05
Група 7 – 15 sec	50	0.00 ± 0.00		

Увеличаването на времето на въздействие не довежда до по-добър почистващ ефект в групата на временните зъби – резултатите показват, че 100% от дентиновите тубули при ецване за 7 sec са почистени, отворени (табл.16).

При статистическа обработка на резултатите при същите условия, но за групата на постоянните зъби (групи 6 и 8) е установена статистически значима разлика в ефекта на почистване за 7 sec и 15 sec (табл.17) ( $p < 0.0001$ ).

Табл. 17. Непочистени тубули при образци от постоянни зъби при ецване с 37% фосфорна киселина.

Група време за ецване	Брой скеногра ми	Непочистени тубули (%) mean±SE	t	P
Група 6 – 7 sec	50	3.22 ± 0.14	22.2	< 0.0001*
Група 8 – 15 sec	50	0.00 ± 0.00		

\*Разликата е статистически значима

При време на киселинно въздействие за 7 sec делът на непочистените дентинови тубули от всички скенограми от група 6 (постоянни зъби) е 3.22%. При ецване за 15 sec делът на непочистените тубули в група 8 (постоянни зъби) е 0%. По-добре изразен почистващ ефект при групите от постоянни зъби (група 6 и група 8) се установява при време на въздействието за 15 sec. По-дългото време на ецване има за последица постигане на по-чиста дентинова повърхност и напълното отваряне на дентиновите тубули (табл.17).

За оценка на съвместното влияние на факторите време на ецване (7 и 15 sec) и вид зъб (временен или постоянен) при въздействие с 37% фосфорна киселина беше използван отново многофакторен анализ (MANOVA), което е представено на табл.18.

Табл.18. Съвместно влияние на факторите време на ецване, вида на зъба, при ецване с 37% фосфорна киселина по отношение на относителния дял непочистени тубули (резултати от двуфакторен анализ).

Вид зъб	Ецване	Непочистени тубули (%)	Брой скенограми	Фактор	F	p*
Временни зъби	7 sec	0.04	50	Вид зъб Ецване Вид зъб*Ецване	468.94	= 0.000
	15 sec	0.00	50		495.85	= 0.000
Постоянни зъби	7 sec	3.22	50		468.94	= 0.000
	15 sec	0.00	50			

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (MANOVA)

Резултатите от влиянието на фактора вид зъб (временен и постоянен) показват статистически значима разлика ( $p=0.000$ ). При постоянните зъби се наблюдава по-слаб почистващ ефект. Влиянието на фактора време на ецване е също статистически значимо. При ецване за 7 sec се наблюдава по-слаб почистващ ефект при постоянните зъби. Съвместното влияние на двата фактора – време на ецване (7 и 15 sec) и вид зъб (временен и постоянен) също бе оценено като статистически значимо – разликите в почистващия ефект между временни и постоянни зъби при ецване за 7 sec са с различни нива от тези на ецване за 15 sec. Резултатите са със значима разлика в почистващия ефект по видове зъби при ецване за 7 sec и с незначима такава при ецване за 15 sec (табл.18).

Беше извършен и многофакторен анализ (MANOVA) за оценка на съвместното влияние на всички цитирани по-горе фактори - вид зъб, време за ецване, концентрация (табл.19). За това е приложен модел, включвайки всички фактори и изследвайки влиянието им върху дела на непочистени тубули.

Табл.19.Съвместно влияние на факторите време на ецване, вида на зъба и концентрация на киселината по отношение на относителния дял непочистени тубули (резултати от многофакторен анализ).

Вид зъб	Концентрация	Ецване	Непочистен и тубули (%)	Брой скено грами	Фактор	F	P*		
<b>ВЗ</b>	20%	7sec.	10.43	50	Вид зъб Концентрация Ецване Вид зъб*Концентрация Вид зъб*Ецване Концентрация*Ецване Видзъб*Концентрация*Ецване	31.42	= 0.000		
		15sec	1.48	50					
	<i>Средна стойност за конц.20%</i>		5.95	100				303.51	= 0.000
	37%	7 sec.	0.04	50				28.80	= 0.000
		15 sec.	0.00	50				2193.52	= 0.000
	<i>Средна стойност за конц.37%</i>		0.02	100				311.89	= 0.000
<i>Общо за конц.20 и 37 %</i>		7 sec.	5.24	100					
		15 sec.	0.74	100					
<i>Средна стойност за ВЗ</i>			2.99	200					
<b>ПЗ</b>	20%	7 sec.	8.76	50					
		15 sec.	1.51	50					
	<i>Средна стойност за конц.20%</i>		5.14	100					
	37%	7 sec	3.22	50					
		15 sec	0.00	50					
	<i>Средна стойност за конц.37%</i>		1.61	100					
<i>Общо за конц.20 и 37 %</i>		7 sec	5.99	100					
		15 sec	0.76	100					
<i>Средна стойност за ПЗ</i>			3.37	200					
Общо ВЗ+ ПЗ	20%	7 sec	9.59	100					
		15 sec	1.49	100					
	<i>Средна стойност за конц.20%</i>		5.54	200					
	37%	7 sec	1.63	100					
		15 sec	0.00	100					
	<i>Средна стойност за конц.37%</i>		0.82	200					
<i>Общо за конц.20 и 37 %</i>		7 sec	5.61	200					
		15 sec	0.75	200					
<i>Средна стойност за ВЗ+ ПЗ</i>			3.18	400					

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (MANOVA)

Получават се следните статистически значими ефекти ( $p < 0.0001$ , табл.19):

1. Едномерно влияние
  - a. Вид зъб – делът непочистени тубули е статистически значимо по-голям при постоянните зъби – 3.37% спрямо 2.99% за временните зъби;
  - b. Концентрация – делът непочистени тубули е статистически значимо по-голям при 20% спрямо 37% - съответно 5.54% спрямо 0.82%;
  - c. Ецване – делът непочистени тубули е статистически значимо по-голям при 7 sec спрямо 15 sec – съответно 5.61% спрямо 0.75%;
2. Двумерно влияние – съвместно влияние на два фактора
  - a. Вид зъб и концентрация – делът непочистени тубули при временните зъби е по-висока от тази при постоянните зъби при концентрация 20% (5.95% спрямо 5.14%), а при концентрация 37% тази зависимост е обратна (0.02% за временните спрямо 1.61% за постоянните зъби);
  - b. Вид зъб и ецване – при 7 sec се наблюдава по-изразена разлика между дела на непочистени тубули за временните зъби и постоянните зъби (5.24% спрямо 5.99%), докато при 15 sec тази разлика практически изчезва (0.74% спрямо 0.76%);
  - c. Концентрация и ецване – разликата в дела на непочистените тубули между двете концентрации за ецване 7 sec е чувствително по-голяма (9.59% за 20% киселина спрямо 1.63% за 37% киселина) спрямо същата разлика между двете концентрации за ецване 15 sec (1.49% за 20% киселина спрямо 0.00% за 37% киселина);
3. Тримерен ефект - съвместно влияние на три фактора – проявата се с отсъствието на статистически значима разлика между ецване 7 sec и 15 sec за временните зъби в дела на непочистени тубули при 37% концентрация (таблица 16) и наличието на такава за постоянните зъби (таблица 17). Съответните разлики при 20% концентрация се потвърждават като статистически значими (табл. 12 и табл. 13).

Почистващият ефект се увеличава при увеличаване на концентрацията и времето за ецване, като проявата е различна в зависимост от вида зъб – временен или постоянен.

## ОБСЪЖДАНЕ

Нашето изследване имаше за цел да проследи микроморфологичните характеристики на ецвания дентин като субстрат за свързване. Бяха установени съществени различия по отношение на ефекта на ецващите агенти върху дентина при отстраняването на замърсяващия слой. Те показват, че аплицирането на фосфорна киселина с различна концентрация и за различно време, предизвиква получаването на дентинов субстрат, различен при зъбите от двете дентиции.

При всяко прерязване на зъбна повърхност се образува замърсяващ слой. Този слой съдържа основни компоненти от емайла, интер- и перитубуларния матрикс, включително и съдържание от дентиновите тубули, смесено с вода, микроорганизми, токсини, ензими, слюнка. Този слой е с дебелина от 0.5 до 2 - 5µm и може да варира в състава, дебелината, плътността и степента на свързване с подлежащата зъбна структура в зависимост от локализацията на препаратията (32, 234, 240, 278, 298, 391, 446, 457). При препариране на дентинова повърхност, дентиновите каналчета се прерязват като се obturират от малки запушалки от този слой, което ще доведе до редукция на дентиновия пермеабилитет (81, 288, 295). Замърсяващият слой не може да се премахне чрез промиване с вода, но той подлежи на разтваряне при тоталното киселинно ецване (327, 334, 428).

Резултатите от нашето изследване показват, че реактивността на дентина на временните зъби спрямо киселинно въздействие е различна от тази на постоянните зъби, което е в потвърждение на резултатите, получени и при други изследователи (194, 267, 268, 327, 353, 367) (табл.12, 13, 16, 17, 19).

Отстраняването на замърсяващия слой е свързано с концентрацията на използваната киселина и времето на контакта с дентиновата повърхност (149, 195, 267, 268, 327, 448). Това показва и нашите резултати, отразени в табл.12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19).

Изводът, който би могъл да се направи на базата на нашето изследване е, че 20% фосфорната киселина приложена за две различни времена за ецване не създава дентинова повърхност, почистена от замърсяващ слой. По-добър почистващ ефект е установен при образците от постоянни зъби (табл.13). При временните зъби (фиг.8.А) този замърсяващ слой е слабо повлиян. Това вероятно се дължи на образуването на по-дебел замърсяващ слой, което може да се свърже с наличието на по-голямо количество органична материя при временните зъби, която е по-устойчива на киселинното

въздействие. Наличието на остатъци от замърсяващия слой и преципитати върху дентиновата повърхност вероятно биха довели до не добро свързване на граничната повърхност между дентина и адхезивния слой като посредник в това свързване. Запушването на дентиновите каналчета със замърсяващи запушалки не би позволило навлизането на свързващия агент и образуването на адхезивни запушалки, които също имат значение за здравината на връзката. Това като цяло би било причина за възникването на адхезивен дефект. Следователно, наличният замърсяващ слой ще попречи на праймера и адхезива от адхезивната система да осъществят своето предназначение.

Използваната за ецване на дентиновата повърхност 37% фосфорна киселина, отстранява много по-бързо замърсяващия слой при временните зъби отколкото при постоянните зъби ( $p < 0.0001$ , табл.16, 17 и 18) (211, 268, 353, 367).

Установихме, че аплицирането на 37% фосфорна киселина за 7 секунди при временните зъби и за 15 секунди при постоянните зъби води до цялостно отстраняване на замърсяващия слой, както от входовете на дентиновите каналчета (табл.16 и 17), така и от зоните на интертубуларния дентин при двете групи образци (фиг.10А и фиг.11Б).

Различната реактивност на дентина от двете дентиции може да се дължи на две причини. Допускаме, че една от причините за това би могъл да бъде по-изразеният буферен капацитет на дентина на постоянните зъби и произтичащата от това възможност за самоограничаване на действието на киселините. Друга възможна причина е разликата в броя на дентиновите каналчета (268). Според авторите, застъпващи мнението за по-малката тубулна концентрация и по-малкия диаметър на дентиновите каналчета – дентинът на временните зъби проявява и по-слаб пермеабилитет (211, 268). Настъпващата биоморфоза на пулпата на временните зъби обуславя и нейният намален тургур, което също би могло да даде отражение. Това води и до предположението, че дентинът на временните зъби има по-малка повърхностна влажност, което води до промяна на ефективността на действие на дентиновите кондиционери при отстраняването на замърсяващия слой като те проявяват по-агресивно действие върху техния дентин (268, 448).

Ецването на дентиновата повърхност дори за кратък период може да доведе до значителни промени в структурата на дентина. То трябва да бъде ефективно, а не екстензивно (268). При екстензивна деминерализация на интертубуларния дентин колагеновите влакна ще колабират, а калциево фосфатните кристали ще преципитират,

като се формира защитен слой, който може да не се импрегнира напълно от праймера и адхезивния мономер (267, 268, 353, 394). Степента на инфилтрацията на адхезивите в деминерализирания дентин намалява постепенно в посока към основата на хибридният слой (353, 383, 388, 430, 439). В този случай отстраненият минерален матрикс не се замества напълно от праймера като остава една по-неустойчива зона в основата на хибридният слой, която става потенциален път за микро- и нанопропускливост, ензимен и хидролитичен разпад и по съвкупност - място за провал на свързването (161, 267, 268, 345, 353). Ецването на дентина е от фундаментално значение за ефективността на адхезивното свързване (267, 268, 367). Повишената реактивност спрямо киселинното въздействие на дентина на временните зъби е и основанието някои автори да препоръчат съкращаване на половината на времето за ецване при тях в сравнение с това при постоянните (223, 228, 259, 353, 355), за да се избегне възможността от по-дълбока деминерализация и последващо непълно инфилтриране на колагеновите влакна от праймера/адхезива, което би компрометирало ефективността на адхезивното свързване (23, 78, 175, 177, 258, 290, 448).

Резултатите от проведеното изследване показват, че съкращаването на времето за ецване на дентина на временните зъби на 7 sec вместо 15 sec, препоръчано от производителите за въздействие при постоянните зъби, води до създаване на дентинов субстрат сходен с този при постоянните зъби в случаите на използване на 37% фосфорна киселина. Това ще ограничи възможността от ненужно задълбочаване на деминерализацията, увреждане на колагеновите влакна, съмнение относно бъдещото им импрегниране с адхезивната система и оттам съмнение относно здравината на свързване с последици като микро- и нанопросмукване и провал на обтурацията.

Казаното по-горе, заедно с резултатите от нашето изследване дава основание да се предположи, че използването на един и същ клиничен протокол на аплициране на адхезивната система при временните и постоянните зъби е навярно главната причина за това, временните зъби да показват по-ниска здравина на свързване при тестване с дентин свързващите агенти, както и намалена дълготрайност на обтурациите в клинични условия.

*Изводи:*

1. Аплицирането на едни и същи ецващи агенти върху дентина на зъбите от двете дентинции води до създаването на различен субстрат за осъществяване на адхезивно свързване.
2. При равни условия (време на ецване) 37% фосфорна киселина отстранява много по-бързо замърсяващия слой от дентиновата повърхност на временните зъби в сравнение с този от дентиновата повърхност на постоянните.
3. Времето на аплициране на ецващия агент и неговата концентрация определят отстраняването на замърсяващия слой.
4. При аплициране на 20% фосфорна киселина не се създава дентинов субстрат изчистен от замърсяващия слой за времето на въздействие – 7 и 15 sec, както при временните така и при постоянните зъби.
5. Ефективно отстранен замърсяващ слой, както и липса на преципитати се наблюдава при временните зъби още при 7 секунди ецване с 37% фосфорна киселина.
6. При използване на ецващ агент 37% фосфорна киселина създаването на дентинов субстрат при временните зъби с морфологични характеристики, сходни с тези на постоянните, може да се постигне при редуциране на времето за ецване на 7 sec вместо 15 sec., препоръчано от производителите и прилагано за постоянните зъби.
7. Нашето изследване подкрепя схващането, че е възможно да се контролира отстраняването на замърсяващия слой от дентиновата повърхност чрез контролиране на времето на аплициране на съответния ецващ агент.

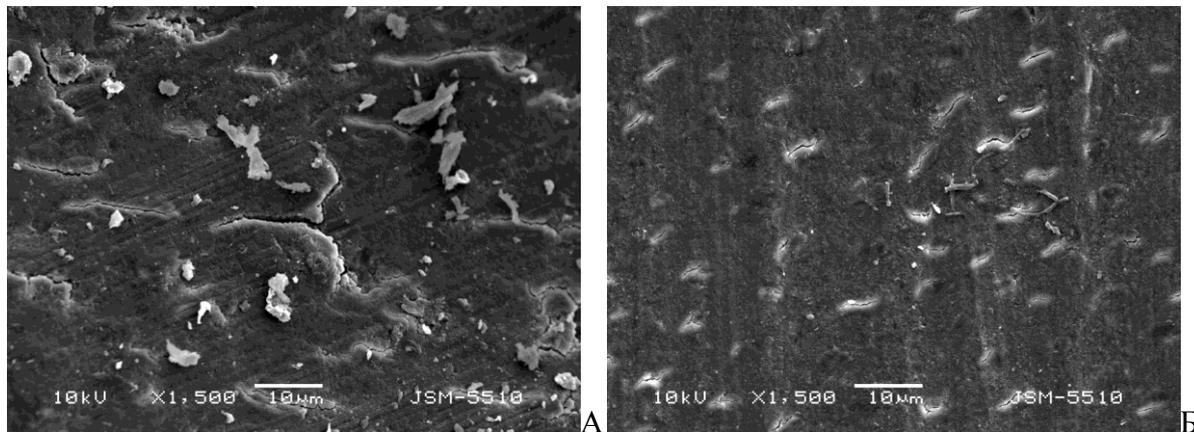
## **ВТОРА ЗАДАЧА**

**СЕМ характеристика на конвенционално и лазерно обработена дентинова повърхност на временни и постоянни зъби.**

## **РЕЗУЛТАТИ**

**Контролни образци след препарация с борер**

Представени са образци от временни и постоянни зъби, при които кавитетната препарация е изпълнена с диамантен пилител и не е проведено ецване.

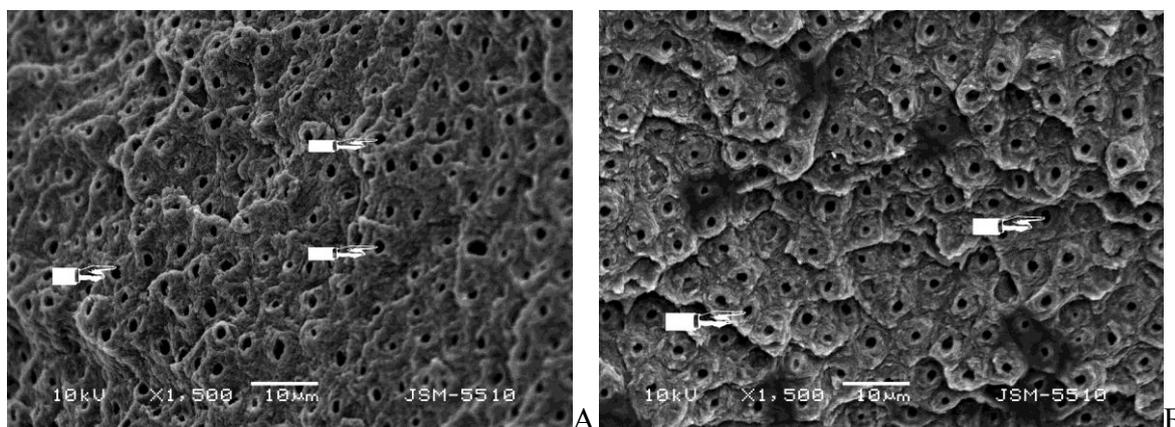


Фиг.12. СЕМ на дентинова повърхност на временен (А) и постоянен (Б) зъб, препарирана с диамантен пилител

Дентинът на тези образци показва наличие на замърсяващ слой при двата зъба – временен и постоянен, на увеличението, използвано в това изследване (фиг.12А и Б). Вижда се пелена, която покрива обработената дентинова повърхност. Не се установява характерната за дентина микроканалчеста структура.

#### Контролни образци, препарирани с лазер

Представени са образци от временни и постоянни зъби, при които кавитетната препарация е изпълнена с Er:YAG лазер, без последващо въздействие.



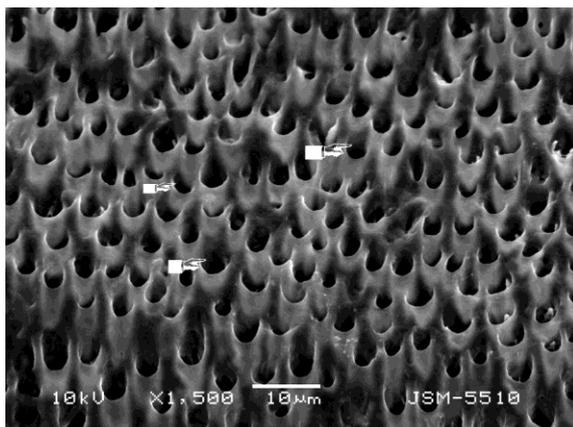
Фиг.13. СЕМ на дентинова повърхност на временен (А) и постоянен (Б) зъб препарирана с Er:YAG лазер

Дентиновата повърхност на контролните образци (фиг.13А и Б) показва специфична топографска характеристика, с люспест характер, силно изразена неравност, отворени дентинови каналчета (показалец) (фиг.13А). Не се наблюдава наличие на замърсяващ слой, който да маскира каналчестата структура на дентина.

### **Кавитетна подготовка с диамантен борер и ецване с фосфорна киселина**

#### Експериментална група 1

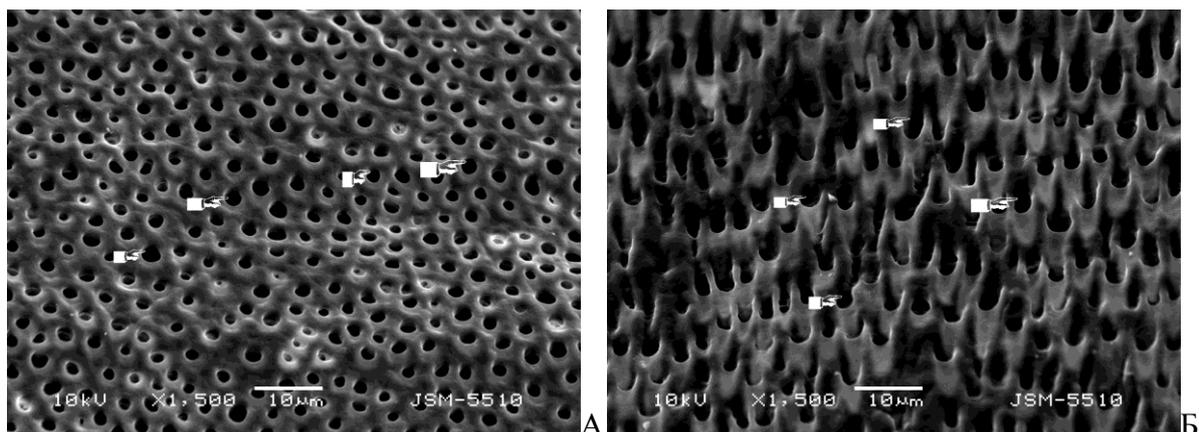
При група 1 - временни зъби - замърсяващият слой е напълно отстранен. Дентиновите каналчета са отворени (фиг.14). Между каналите се установява интертубуларен дентин с чиста повърхност.



*Фиг.14. СЕМ на дентинова повърхност на временен зъб ецван с 37% фосфорна киселина за 7 секунди.*

#### Експериментални групи 2 и 3

В група 3 на постоянните зъби, при ецване за 15 sec с 37% фосфорна киселина се наблюдава чиста от замърсяващ слой и замърсяващи запушалки дентинова повърхност, както и липса на преципитати (фиг.15. Б).

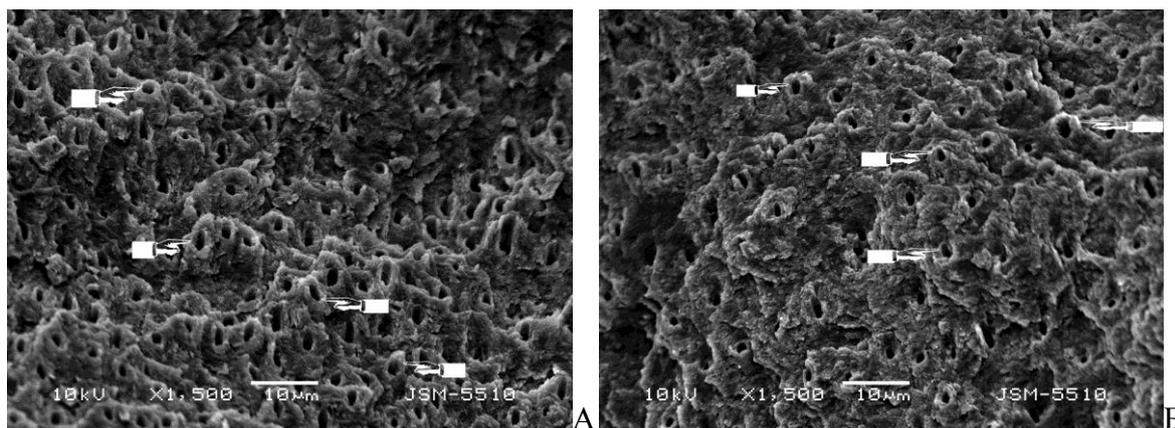


*Фиг.15. СЕМ на дентинова повърхност на временен (А) и постоянен зъб (Б) ецвана 15 сек с 37% фосфорна киселина.*

При група 2 на временните зъби (фиг.15А) при ецване за 15 сек с 37% фосфорна киселина не се установява разлика в качеството на почистване на дентиновата повърхност в сравнение с образците от група 1 (7 сек с 37% фосфорна киселина) (фиг.14).

### **Кавитетна подготовка с ER:YAG лазер и лазерно ецване**

#### Експериментални групи 4 и 5



*Фиг.16. СЕМ на дентинова повърхност на временен (А) и постоянен зъб (Б) след лазерна подготовка и провеждане на лазерно ецване, с програма, заложена в лазерния апарат.*

При двете групи образци (фиг.16 А и Б) се наблюдават отворени орифициуми на дентиновите каналчета. Наблюдава се запазен маншет на перитубуларния дентин (показалец) и изразена неравност на повърхността. Входовете на дентиновите каналчета проминират над нивото на интертубуларния дентин, което е по-демонстративно при образците от временни зъби (фиг.16 А и Б).

### ОБСЪЖДАНЕ

Направеният от нас СЕМ описателен анализ показва, че морфологичната характеристика на препарирания с Er:YAG лазер дентинова повърхност се различава съществено от тази, обработена чрез конвенционалната техника. Установените различия са както непосредствено след кавитетната подготовка в контролните групи, така и след киселинното третиране с различно времетраене (7 и 15 сек) и след лазерно ецване (фиг.12 до фиг.16).

При сравняване на контролните образци (конвенционална подготовка без ецване) се установи, че при кавитетна подготовка с диамантен борер, дентиновата повърхност е покрита с плътен, почти непрекъснат замърсяващ слой, който маскира типичната морфология на дентина. Не се наблюдават нито дентинови каналчета, нито интертубуларен дентин и при образците от временни и постоянни зъби (фиг.12А и Б).

При препариране на дентиновата повърхност с Er:YAG лазер (без ецване) нашето СЕМ изследване показва изразена набразденост, неравност, люспест вид, отворени дентинови каналчета със запазен перитубуларен маншет. Не се установява замърсяващ слой, който да маскира каналчестата структура на дентина (фиг.13А и Б). Причината за това навярно се дължи на механизма на въздействие на лазерната светлина върху зъбните структури – на термомеханичния процес и последващите микроексплозии (4, 113, 206, 242, 366), който се различава от този на борерите.

Киселинното ецване е приет метод за подготовка на дентина за свързване с композитните материали, въпреки неговите недостатъци свързани с вероятността от преецване, дълбока деминерализация в дентина, която не може да се оползотвори чрез цялостно изпълване с адхезив, вероятността от денатуриране на колагеновата мрежа при изсушаване и невъзможност за пълното пенетриране на съответната адхезивна система (270, 354, 396). След конвенционалната подготовка и ецване за 7 сек с 37% фосфорна киселина при временните зъби (група 1) се постига цялостно отстраняване на

замърсяващия слой, частично отстраняване на перитубуларния дентин и фуниевидно отворени дентинови каналчета (фиг.14). Същите резултати – отстранен замърсяващ слой, липса на преципитати, фуниевидно отворени дентинови каналчета при образци от постоянни зъби (група 8) се наблюдават след 15 сек. ецване при същите условия (фиг.15Б). Това са все предпоставки за осъществяване на оптимално адхезивно свързване – хибридизация.

При сравняване на резултатите между временни зъби ецвани за 7 sec с 37% фосфорна киселина (група 1) и временни зъби след лазерна подготовка и лазерно ецване (група 4) се установяват съществени разлики. При образците от временни зъби ецвани за 7 sec с 37% фосфорна киселина (група 1) имаме отстранен напълно замърсяващ слой, открит интертубуларен дентин, широки, с фуниевидна форма дентинови канали (фиг.14). При временните зъби след лазерна подготовка и лазерно ецване (група 4) дентиновите каналчета са леко разширени, но перитубуларният дентин е напълно запазен и проминава над интертубуларния дентин (фиг.16А). Запазеният маншет перитубуларен дентин е индикация за неговата по-голяма устойчивост спрямо лазерната енергия. Това може да се обясни с факта, че перитубуларният дентин е с по-високо минерално съдържание в сравнение с интертубуларния дентин. Интертубуларният дентин е с по-високо органично съдържание (92% е от колагенов матрикс) и поради това той се отстранява значително по-бързо при лазерната аблация (113). Същите характеристики се наблюдават при сравняване на скенограмите между образците от постоянни зъби ецвани за 15 sec с 37% фосфорна киселина (група 3 фиг.15Б) и образците от постоянни зъби след лазерна подготовка и лазерно ецване (група 5 фиг.16Б) където перитубуларният дентин е също запазен и проминава над интертубуларния. Поради това, че перитубуларният дентин не е отстранен не може да се очаква повишаване на интратубуларния пермеабилитет, както това е вследствие на киселинното ецване и създаване на фуниевидна, разширена форма на орифициумите. Това ще доведе до намаляване на интратубуларния пермеабилитет и впоследствие на недостатъчна хибридизация на интратубуларния дентин. При сравняване на група 4 временни зъби след лазерна подготовка и лазерно ецване (група 4) и постоянни зъби след лазерна подготовка и лазерно ецване (група 5) (фиг.16 А и Б) се установява, че дентиновата повърхност при временните зъби (в група 4 фиг.16А) е с по-изразен релеф, повече на брой дентинови каналчета със запазен перитубуларен дентин, който проминава над интертубуларния за разлика от образците от постоянни зъби (група 5 фиг.16Б), където се наблюдават по-малко на брой отворени дентинови каналчета със

запазен перитубуларен дентин (фиг.16Б). СЕМ находката е различна между образците от двете дентиции след лазерна подготовка и лазерно ецване (група 4 и група 5). Причината за това са доказаните структурни различия между двете дентиции – перитубуларният дентин при временните зъби е 2 до 5 пъти по-дебел (211, 323, 337, 367, 378). В тази връзка вероятно са и наблюдаваните разлики между временните и постоянните зъби в ефекта на лазерно въздействие върху дентиновата повърхност.

Получената след лазерна аблация релефна дентинова повърхност, без наличие на замърсяващ слой, изглежда подходяща за провеждане на адхезивно свързване. В същото време по-тесният лумен на орифициумите на дентиновите каналчета е предпоставка за намален интратубуларен пермеабилитет, което би могло да повлияе способността за пенетрация на адхезивните смоли, а оттам и процеса на интратубуларна хибридизация.

Изследвания са установили, че в резултат на въздействието с лазерно лъчение настъпват промени в химичните и физичните качества на третираните тъкани. Ег:YAG лазера може да промени химичната структура на дентина (4, 134, 167). При загряването на зъбните структури при температура по-висока от 400°C, минералите се разпадат, като образуват нова устойчива минерална фаза – калциев фосфат (4, 113, 124, 196). Това би могло да доведе до неадекватно разкритие на колагеновите влакна на интратубуларният дентин, недобра хибридизация и образуване на некачествен хибриден слой (354).

#### *Заклучение:*

Лазерното препариране на зъбните структури е иновативен метод за отстраняване на кариозно увредените зъбни структури. Поради тази причина са нужни клинични и лабораторни изследвания за определяне на ефикасен клиничен протокол, гарантиращ качествена и дълготрайна адхезия на възстановяванията направени при такива условия, както по отношение на временните зъби, така и при постоянното съзъбие.

### **ТРЕТА ЗАДАЧА**

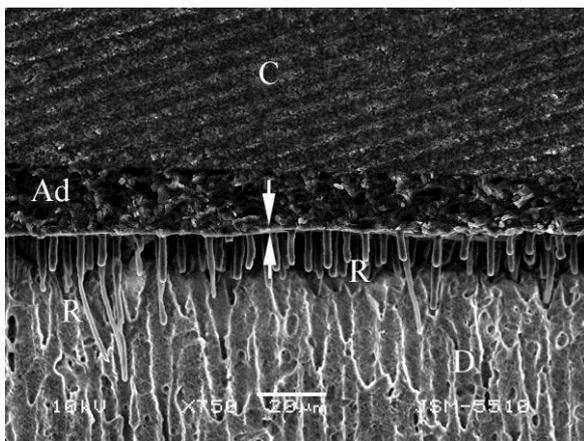
**СЕМ характеристика на адхезивната връзка между дентина на временни и постоянни зъби и различни генерации адхезивни системи след конвенционална кавитетна подготовка.**

### 3.1. Приложение на адхезивни системи с тотално ецване

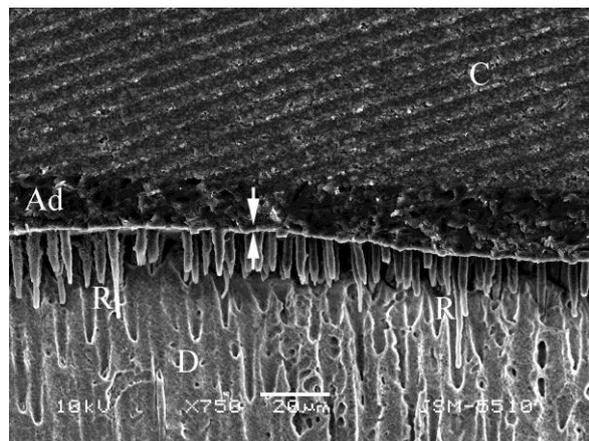
## РЕЗУЛТАТИ

### Групи 1 и 2

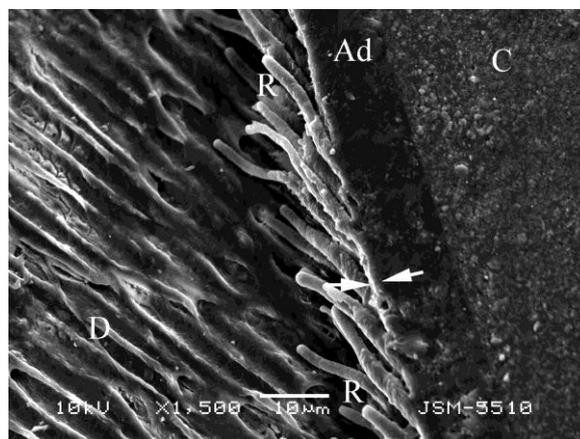
В тези две групи са изследвани образци от временни молари. При зъбите от група 1 е аплицирана адхезивна система от четвърта генерация - OptiBond FL (Kerr). Образците са деминерализирани с 37% фосфорна киселина за 7 sec. Адхезивната система е нанесена според инструкциите на производителя, само времето за ецване е съкратено на 7 sec (фиг.17, 18 и 19).



Фиг. 17



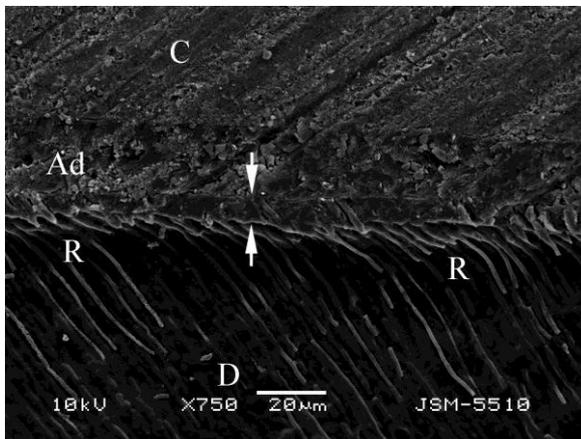
Фиг. 18



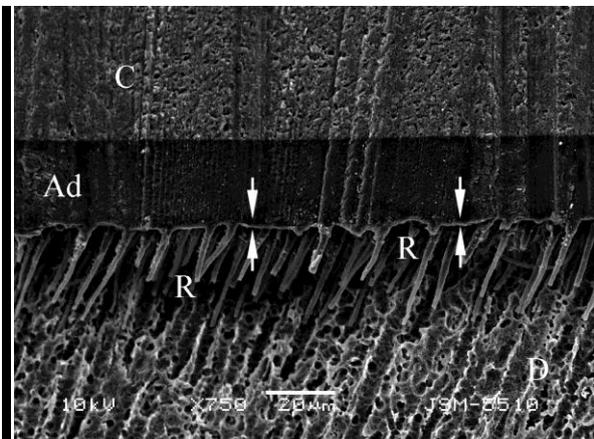
Фиг. 19

Фиг.17, 18, 19. СЕМ на хибриден (между стрелките) и адхезивен (Ad) слой в границите на дентина при временен молар, ецван с 37% фосфорна киселина за 7 секунди и адхезивна система OptiBond FL (Kerr) (тристъпкова, с тотално ецване). Видими са множество адхезивни запушалки (R) в дентина (D), C=композит.

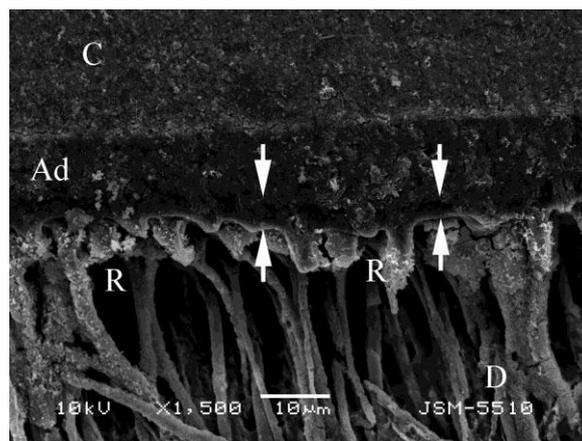
Група 2 е от временни молари, при които след ецване с 37% фосфорна киселина, е аплицирана адхезивна система – one bottle – Exite (Ivoclar Vivadent, двустъпкова с тотално ецване), според инструкциите на производителя, като времето за ецване е съкратено на 7 sec (фиг.20, 21 и 22).



Фиг.20



Фиг.21



Фиг.22

Фиг.20, 21 и 22. СЕМ на хибриден (между стрелките) и адхезивен слой (Ad) в границите на дентина при временен молар, деминерализиран с

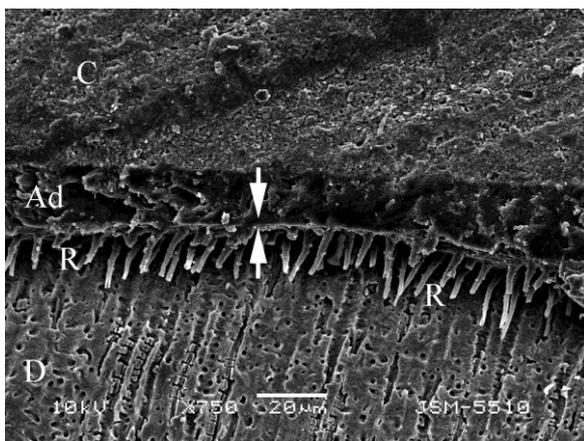
37% фосфорна киселина за 7 секунди и адхезивна система Exite (Ivoclar Vivadent)(двустъпкова с тотално ецване). Виждат се и многобройни адхезивни запушалки (R) в дентина (D); C=композит.

От направените скенограми, на двете увеличения – 750 и 1500, може да се каже, че дебелината на получения хибриден слой е по-голяма при образците от група 2 (временни зъби и адхезивна система Exite). Хибридният слой при образците от група 2 е по-неравномерен, с различна дебелина по протежението си. Установяват се значителен брой адхезивни дентинови запушалки с фуниевидна форма, навлизащи в дълбочина на дентиновите каналчета, в образците от двете групи (фиг.17, 18, 19, 20, 21 и 22).

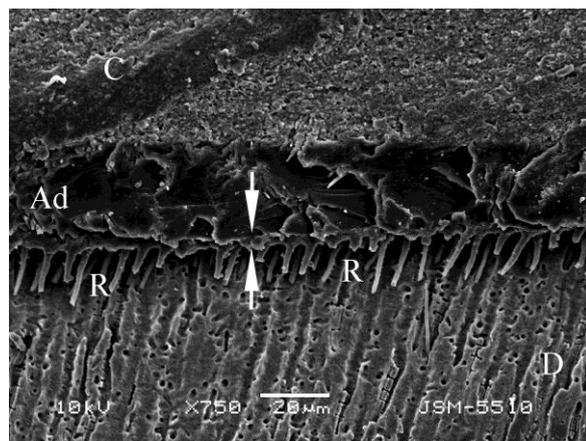
### Групи 3 и 4

В групи 3 и 4 са включени образци от постоянни зъби – премолари и молари.

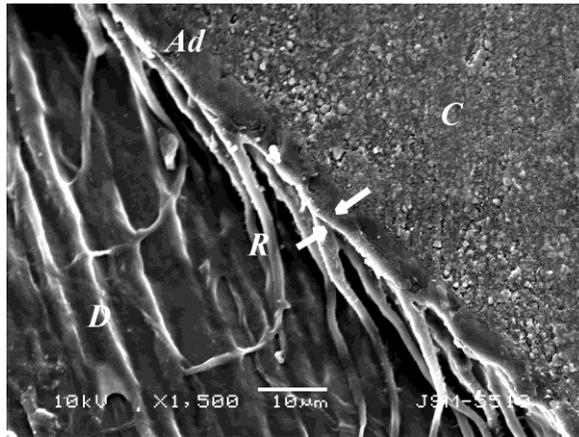
В група 3 е използвана адхезивна система четвърта генерация – OptiBond FL (Kerr) (тристъпкова, с тотално ецване). Адхезивната система е аплицирана според инструкциите на производителя – ецването е с продължителност 15 sec, използвана е 37% фосфорна киселина (фиг.23, 24 и 25).



Фиг. 23



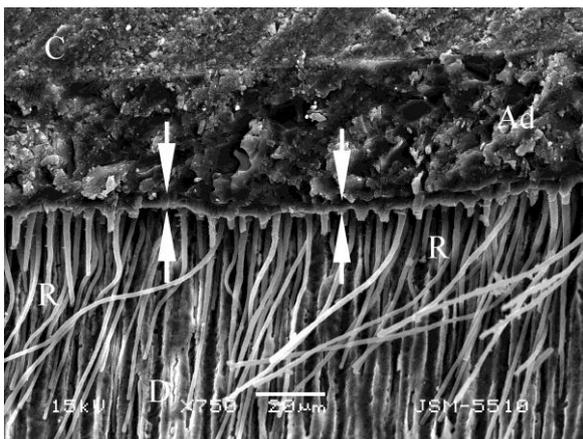
Фиг. 24



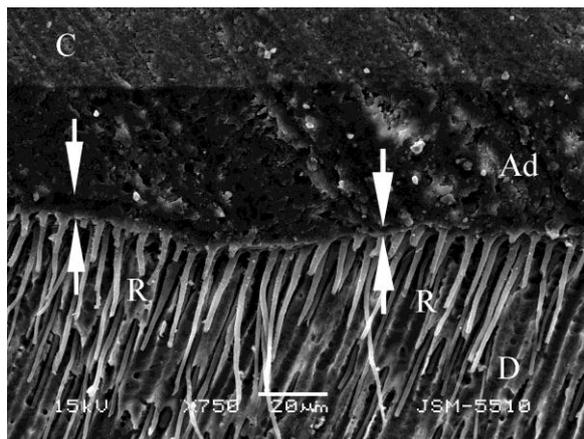
Фиг.25

Фиг.23, 24 и 25. СЕМ на хибриден (между стрелките) и адхезивен (Ad) слой в границите на дентина при постоянен молар, деминерализиран с 37% фосфорна киселина за 15 секунди и адхезивна система OptiBond FL (Kerr – тристъпкова, с тотално ецване). Виждат се адхезивните запушалки (R) в дентина (D); C=композит.

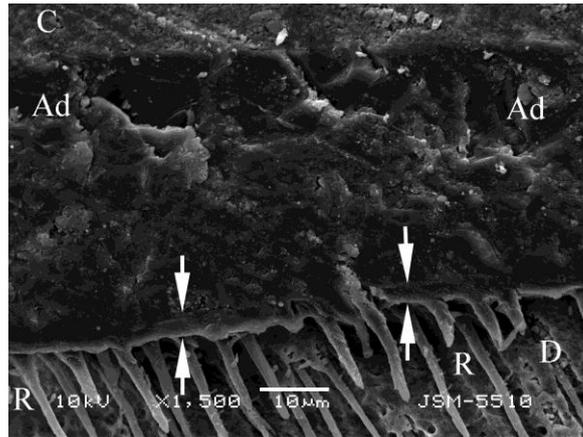
В група 4 е използвана пета генерация адхезивна система Exite (Ivoclar Vivadent, двустъпкова с тотално ецване), нанесена отново според инструкциите на производителя, предшествано от ецване с 37 % фосфорна киселина за 15 сек (фиг.26, 27 и 28).



Фиг.26



Фиг. 27



Фиг.28

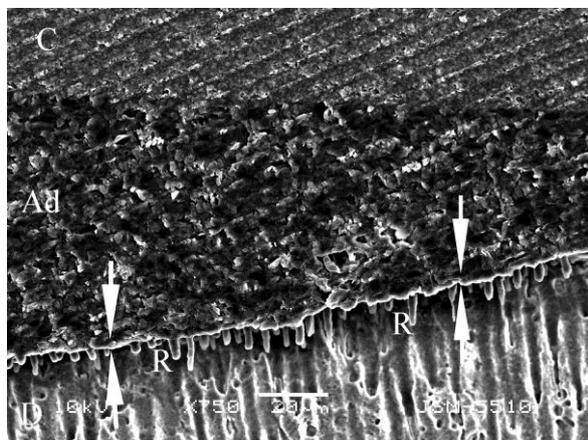
Фиг.26, 27 и 28. СЕМ на хибриден (между стрелките) и адхезивен слой (Ad) в границите на дентина при постоянен молар, деминерализиран с 37% фосфорна киселина за 15 секунди и адхезивна система Exite (Ivoclar Vivadent, двустъпкова с тотално ецване). R=адхезивни запушалки; D=дентин; C=композит.

Скенограмите позволяват да се наблюдава дебелината на адхезивния и хибридният слой, която е различна както по протежението на наблюдаваните образци от една и съща група, така и между образците от двете групи (фиг.23, 24, 25, 26, 27 и 28). Хибридният слой е по-дебел при образците от група 4 (фиг.26, 27 и 28) в сравнение с този при група 3 (фиг.23, 24 и 25). Дебелината на адхезивния слой при образците от група 4 (фиг.26, 27 и 28) е също по-голяма от тази при образците от група 3 (фиг.23, 24 и 25). Наблюдават се голям брой адхезивни крачета с фуниевидна форма – резултат от интратубуларната хибридизация, свързани с хибридният слой. Тези адхезивни крачета са по-многобройни при образците от група 4 и навлизат на по-голяма дълбочина в дентина (фиг.26, 27 и 28 в сравнение с фиг.23, 24 и 25).

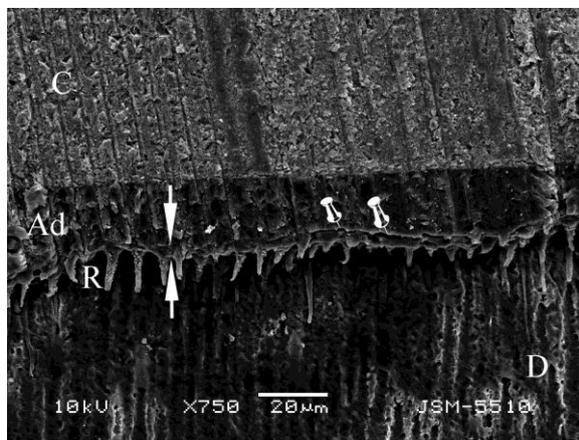
### Групи 5 и 6

Група 5 се състои от временни молари, при които е използвана четвърта генерация адхезивна система OptiBond FL (Kerr три стъпки, с тотално ецване) – същата от групи 1 и 3. Дентиновите образци от временни зъби са ецвани за 15 sec с 37% фосфорна киселина. Група 5 позволява сравняване на дебелината и

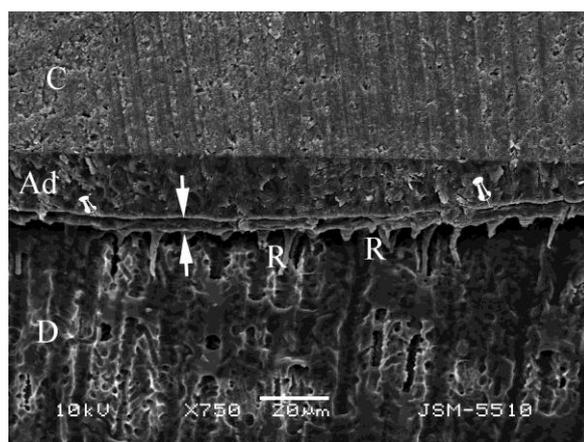
микроморфологичната характеристика на получения хибриден и адхезивен слой с този на образците от група 3 като се прилага еднакво времетраене на ецването на дентиновия субстрат (фиг.29, 30 и 31).



Фиг. 29



Фиг.30

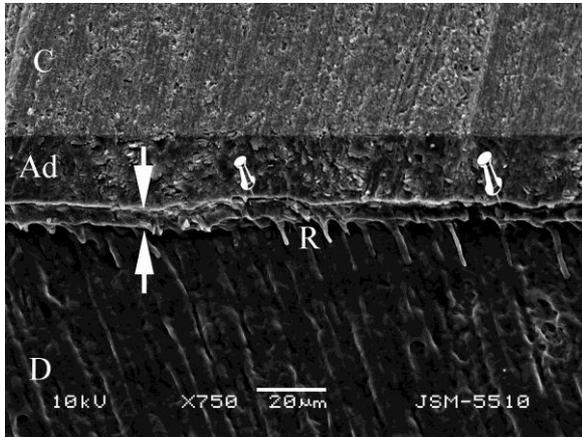


Фиг.31

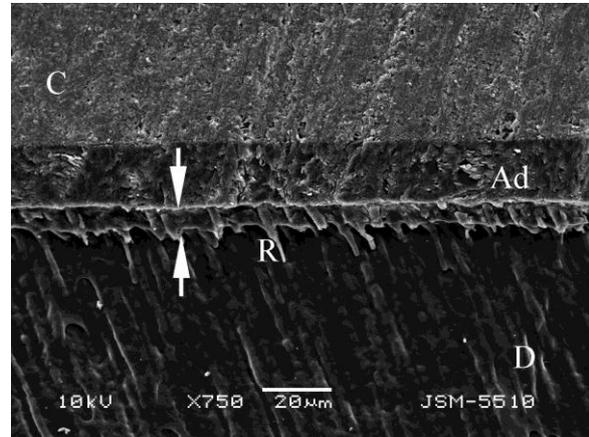
Фиг.29, 30 и 31. SEM на хибриден (между стрелките) и адхезивен слой (Ad) при временен молар ецван с 37% фосфорна киселина за 15 sec и адхезивна система OptiBond FL (Kerr), тристъпкова с тотално ецване). C=композит; R=адхезивни запушалки; D=дентин

Група 6 се състои от временни молари, при които е използвана адхезивна система пета генерация – Exite (Ivoclar Vivadent, двустъпкова с тотално ецване) – същата от групи 2 и 4. Дентиновите образци от временни зъби са ецвани за 15 sec с 37% фосфорна киселина. Група 6 позволява сравняване на дебелината и микроморфологичната

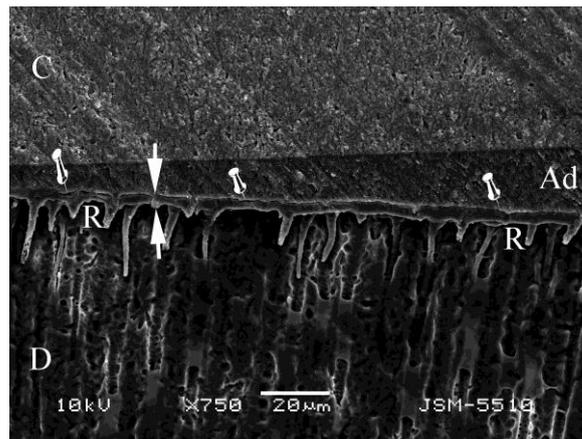
характеристика на получения хибриден и адхезивен слой с този на образците от група 4, като се прилага еднакво времетраене на ецването на дентиновия субстрат (фиг.32, 33 и 34).



Фиг. 32



Фиг. 33



Фиг. 34

Фиг.32, 33 и 34. СЕМ на хибриден (между стрелките) и адхезивен слой (Ad) при временен молар ецван с 37% фосфорна киселина за 15sec и адхезивна система Exite (Ivoclar Vivadent, двустъпкова с тотално ецване). C=композит; R=адхезивни запушалки; D=дентин.

Скенограмите позволяват да се установи, че дебелината на хибридният слой при двете изследвани генерации адхезивни системи е различна както между образците от групите 3 и 4 - от постоянни зъби (от фиг.23 до фиг. 28), така и за образците от група 5 и 6 от временни зъби (от фиг.29 до фиг. 34). При сравняване на групите 3 и 4

хибридният слой е по-дебел при образците от група 5 и 6 в границите на дентина (от фиг. 23 до фиг. 34). Наблюдават се адхезивни дентинови запушалки с фуниевидна форма в образците от всичките групи, както и наличие на микропукнатини между хибридният и адхезивният слой при образците в група 5 (фиг.30 и 31 кабърче) и група 6 (фиг.32 и 34 кабърче).

Сравняване на скенограмите на образците от група 1 с група 5 (фиг.17, 18 и 19 и фиг. 29, 30 и 31) и между група 2 (фиг.20, 21 и 22) с група 6 (фиг.32, 33 и 34) се установява по-дебел хибриден слой, с наличие на микропукнатини при образците ецвани за 15 sec (фиг.30, 31, 32 и 34 кабърче).

#### Статистически анализ на резултатите

На таблица 20 са представени средните стойности за измерената дебелина на хибридният слой за отделните групи образци и аплицираните адхезивни системи с тотално ецване.

Табл.20. Средни стойности на дебелината на хибридният слой (в  $\mu$ ) от адхезивни системи с тотално ецване при временни и постоянни зъби.

Група Вид зъб	Ецване времетраене/концентрация	Адхезивна система Генерация	Дебелина на ХС- средни стойности ( $\mu$ ) mean $\pm$ SE
Група 1 n=5 вр.зъби	7 sec 37% фосф.к-на	OptiBond FL (Kerr) 3-стъпки, тотално ецване	3,74 $\pm$ 0,32
Група 2 n=5 вр.зъби	7 sec 37% фосф.к-на	Exite 2-стъпки, тотално ецване	4,70 $\pm$ 0,18
Група 3 n=5 п.зъби	15 sec 37% фосф.к-на	OptiBond FL (Kerr) 3-стъпки, тотално ецване	4,46 $\pm$ 0,13
Група 4 n=5 п.зъби	15 sec 37% фосф.к-на	Exite 2-стъпки, тотално ецване	7,36 $\pm$ 0,56
Група 5 n=5 вр.зъби	15 sec 37% фосф.к-на	OptiBond FL (Kerr) 3-стъпки, тотално ецване	5,66 $\pm$ 0,11
Група 6 n=5 вр.зъби	15 sec 37% фосф.к-на	Exite 2-стъпки, тотално ецване	8,85 $\pm$ 0,41

Анализът на резултатите показва статистически значима разлика в дебелината на хибридният слой между отделните експериментални групи образци (таблица 21).

Табл.21. Дебелина на хибридния слой при образците от експериментални групи 1 и 2, 3 и 4, 5 и 6.

Група	Брой скенограми	Дебелина на ХС ( $\mu$ ) mean $\pm$ SD	t	P
Група 1	5	3.74 $\pm$ 0.32	5.84	<0.001*
Група 2	5	4.70 $\pm$ 0.18		
Група 3	5	4.46 $\pm$ 0.13	11.28	<0.0001*
Група 4	5	7.36 $\pm$ 0.56		
Група 5	5	5.66 $\pm$ 0.11	16.80	<0.0001*
Група 6	5	8.85 $\pm$ 0.41		

*\*Разликата е статистически значима*

При сравнение на резултатите за дебелината на образувания хибриден слой е установена разлика между образците от група 1 (временни зъби OptiBond FL, 7 sec ецване с 37% фосфорна киселина) и група 2 (временни зъби Exite, 7 sec ецване с 37% фосфорна киселина), между образците от група 3 (постоянни зъби OptiBond FL, 15 sec ецване с 37% фосфорна киселина) и група 4 (постоянни зъби Exite, 15 sec ецване с 37% фосфорна киселина), както и между тези от група 5 (временни зъби OptiBond FL, 15 sec ецване с 37% фосфорна киселина) и група 6 (временни зъби Exite, 15 sec ецване с 37% фосфорна киселина) (табл.21). След аплициране на двустъпкова адхезивна система с тотално ецване (Exite – група 2, 4 и 6) се образува по-дебел хибриден слой, в сравнение с този, измерен след аплицирането на тристъпкова адхезивна система с тотално ецване (OptiBond FL – група 1, 3 и 5). Разликата в измерената средна дебелина на хибридния слой е статистически значима между двойките групи (табл.21)( $p < 0.0001$ ).

Сравнена е дебелината на хибридния слой между експерименталните образци от група 1 (временни зъби, 7 sec ецване), група 3 (постоянни зъби, 15 sec ецване) и група 5 (временни зъби, 15 sec ецване) при използването на адхезивна система OptiBond FL (тристъпкова, тотално ецване) и различно време на ецване и е представено на таблица 22.

Табл.22. Дебелина на хибридния слой в експериментални групи 1, 3 и 5 и адхезивна система OptiBond FL (Kerr).

Група	Брой скенограми	Дебелина на ХС ( $\mu$ ) mean $\pm$ SD	F	P
Група 1	5	3.74 $\pm$ 0.32	106.99	<0.0001*
Група 3	5	4.46 $\pm$ 0.13		
Група 5	5	5.66 $\pm$ 0.11		

\*Разликата е статистически значима

Анализът на резултатите показва статистически значима разлика ( $p < 0.0001$ ) на измерената дебелина на хибридния слой в тези групи (табл.22)

За по-подробен анализ е направено и сравнение на средните стойности на дебелината на хибридния слой за комбинациите по двойки между същите експериментални групи 1 (временни зъби, 7 sec ецване), група 3 (постоянни зъби, 15 sec ецване) и група 5 (временни зъби, 15 sec ецване), където използваме сравнение между двете дентации и различно време за ецване и една и съща адхезивна система OptiBond FL (тристъпкова, тотално ецване) като е приложен one-way ANOVA анализ (таблица 23). Всички двойки са с потвърдена статистическа значимост на разликите в стойностите за дебелината на хибридния слой (табл. 23).

Табл. 23. Дебелина на хибридния слой по двойки експериментални групи 1, 3 и 5 и адхезивна система OptiBond FL (Kerr).

Група	Сравнение с група	Средни разлики в дебелината на хибридния слой	95% доверителен интервал		P*
			Долна граница	Горна граница	
Група 1	Група 3	-0.72	-1.26	-0.19	<0.0001
	Група 5	-1.92	-2.46	-1.38	<0.0001
Група 3	Група 5	-1.19	-1.42	-0.96	<0.0001

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (ANOVA)

Установена е статистически значима разлика в дебелината на хибридният слой в групата на временните зъби (групи 1 и 5) при различно време на ецване – 7 и 15 sec като по-голяма дебелина е измерена при 15 sec ецване (група 5) ( $p < 0.0001$ ); статистически значима разлика в дебелината на хибридният слой при ецване за 15 sec между образците от двете дентии (групи 3 и 5) в полза на по-голяма измерена средна дебелина на хибридният слой при образците от временни зъби (група 5) ( $p < 0.0001$ ); и статистически значима разлика в дебелината на хибридният слой между група 1 и група 3 в полза на по-голяма дебелина на този слой при постоянните зъби (група 3) ( $p < 0,0001$ ) и използването на една и съща адхезивна система OptiBond FL (табл.23).

Сравнение за дебелината на хибридният слой е направено и между експерименталните образци от група 2 (временни зъби, 7 sec ецване), група 4 (постоянни зъби, 15 sec ецване) и група 6 (временни зъби, 15 sec ецване) при използването на адхезивна система Exite (двустъпкова, тотално ецване) и различно време на ецване, и е представено на таблица 24.

Таблица 24. Дебелина на хибридният слой в експериментални групи 2, 4 и 6 и адхезивна система Exite.

Група	Брой скенограми	Дебелина на ХС ( $\mu$ ) mean $\pm$ SD	F	P
Група 2	5	4.70 $\pm$ 0.18	128.07	<0.0001*
Група 4	5	7.36 $\pm$ 0.56		
Група 6	5	8.85 $\pm$ 0.41		

\*Разликата е статистически значима

Анализът на резултатите показва статистически значима разлика ( $p < 0.0001$ ) на измерената дебелина на хибридният слой в тези групи (табл.24)

За сравнение на средните стойности на дебелината на хибридният слой за комбинациите по двойки между експерименталните групи 2 (временни зъби, 7 sec ецване), група 4 (постоянни зъби, 15 sec ецване) и група 6 (временни зъби, 15 sec ецване), където използваме сравнение между двете дентии и различно време за

ецване и една и съща адхезивна система Exite (двустъпкова, тотално ецване), е приложен one-way ANOVA анализ (таблица 25). Всички двойки са с потвърдена статистическа значимост на разликите в стойностите за дебелината на хибридния слой (табл. 25).

Табл. 25 Дебелина на хибридния слой по двойки експериментални групи 2, 4 и 6 и адхезивна система Exite.

Група	Сравнени е с група	Средни разлики в дебелината на хибридния слой	95% доверителен интервал		p*
			Долна граница	Горна граница	
Група 2	Група 4	-2.65	-3.59	-1.71	<0.0001
	Група 6	-4.14	-4.83	-3.46	<0.0001
Група 4	Група 6	-1.49	-2.44	-0.53	<0.0001

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (ANOVA)

Установена е статистически значима разлика в дебелината на хибридния слой в групата на временните зъби (групи 2 и 6) при различно време на ецване – 7 и 15 sec, като е регистрирана по-голяма дебелина на слоя при ецване за 15 sec (група 6) ( $p < 0.0001$ ) (табл.25); статистически значима разлика в дебелината на хибридния слой при ецване за 15 sec между образците от двете дентиции (групи 4 и 6), като по-голяма дебелина е регистрирана при образците от временни зъби (група 6) ( $p < 0.0001$ ) (табл.25); и статистически значима разлика в дебелината на хибридния слой в група 2 (временни зъби) и група 4 ( $p < 0.0001$ ) като по-голямата дебелина е регистрирана при образците от постоянни зъби (група 4) и използването на една и съща адхезивна система Exite (табл.25).

## ОБСЪЖДАНЕ

Образците от зъби включени в група 1 (временни зъби), група 2 (временни зъби), група 3 (постоянни зъби), група 4 (постоянни зъби), група 5 (временни зъби) и група 6 (временни зъби) са obturирани чрез посредничеството на адхезивни системи, принадлежащи към Total etch или Etch&Rinse стратегията за адхезивно свързване на зъбните структури с естетичните obturационни материали. При тях механизмът на

адхезията се постига чрез образуването на хибриден слой или така наречената зона на вътрешна дифузия на адхезива в деминерализирания дентин (233, 251, 255, 268).

За здравината на връзката с дентина от съществено значение е качеството на образувания хибриден слой, а не неговата дебелина – или по-дебелият хибриден слой не се отъждествява с по-голяма здравина на адхезивната връзка (71, 161, 164, 267, 268, 305).

Резултатите от нашето изследване показват, че киселинното третиране на дентина на временните зъби с 37% фосфорна киселина за 7 sec (група 1 и група 2) има за резултат образуване на хибриден слой по протежението на всички наблюдавани образци (фиг. 17, 18, 19, 20, 21 и 22).

Киселинното ецване на временните зъби за 15 sec (група 5 и 6) има за резултат образуване на хибриден слой със значително по-голяма дебелина от този при образците от групи 1 и 2 (временни зъби и 7 sec ецване) ( $p < 0,05$ ), както и в сравнение с този при групите с образци от постоянни зъби – 3 и 4 (постоянни зъби и 15 sec ецване) (табл.22 и табл.23) (от фиг.17 до фиг.34). Както и резултатите от предходното ни изследване за качеството на промените в дентина вследствие на киселинно ецване, така и тези изследвания, потвърждават факта, че използваната киселина е с по-агресивно въздействие върху дентина на временните зъби, отколкото върху този на постоянните, изследвани при равни условия. Това довежда до по-дълбока деминерализация на интертубуларния дентин и като последица образуването на значително по-дебел хибриден слой при временните зъби (табл.23 и 25). Вероятността този по-дълбоко деминерализиран дентин да не бъде напълно импрегниран от адхезивните системи създава опасността от получаване на неинфилтрирана от адхезив зона между хибридният слой и интактната дентинова структура. В този случай отстраненият минерален матрикс не се замества напълно от праймера на адхезивната система, който улеснява навлизането на адхезива, като остава една по-неустойчива зона в основата на хибридният слой, която става потенциален път за микро- и нанопропускливост, ензимен и хидролитичен разпад и по съвкупност - място за провал на свързването (161, 267, 268, 345, 353). Причина за това са навярно и наблюдаваните от нас микропукнатини в образците от групи 5 и 6 (фиг.31, 32, 33 и 35 кабарче).

На основата на получените от нас резултати, както и на резултати от специализираната литература може да се приеме, че:

1. При временните зъби дебелината на хибридният слой нараства с увеличаване времето за ецване.
2. По-голямата дебелина на хибридният слой не е гаранция за надеждна и дълготрайна адхезивна връзка.
3. Дебелината на хибридният слой при временните зъби при еднаква концентрация и продължителност на ецване е по-голяма от тази на хибридният слой при постоянните зъби.
4. За временните зъби е подходящо да се съкрати времето за ецване на 7 sec за получаване на по-качествен хибриден слой.

### ***3.2. Използване на self-priming и all-in-one адхезивни системи***

#### **РЕЗУЛТАТИ**

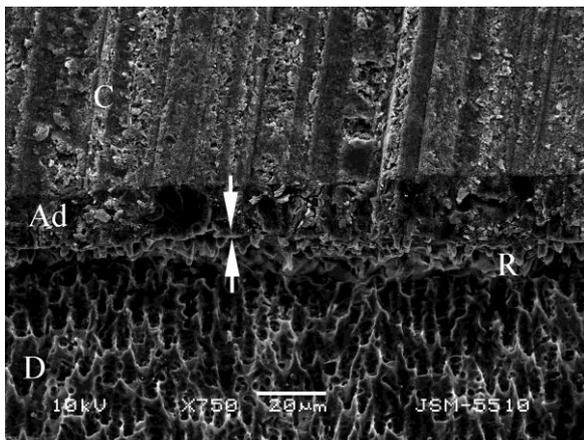
На фигури от 35 до 58 са представени скенограми на граничната зона на образците от различните изследвани групи (от 7 до 14), наблюдавани чрез СЕМ и получени вследствие на приложените самоецващи адхезивни системи.

При всички самоецващи адхезивни системи в различните групи се наблюдава образуването на адхезивен и хибриден слой с варираща дебелина, с изключение на образците от групите 11 и 12 (фиг. 47-49 и фиг. 50-52) с адхезивна система iBond, където адхезивният и хибридният слой са незначителни. При някои от образците се наблюдават адхезивни крачета, макар и не толкова многобройни (група 7 и 8 – фиг.35-37 и фиг.38-40), както при адхезивните системи с тотално ецване, находка на адхезивни крачета при други е рядка (група 9 и 10 – фиг.41 - 43 и фиг.44 - 46), като при някои от групите (гр. 11, 12 и 14, фиг.47-52 и фиг.56-58), такива не се установиха.

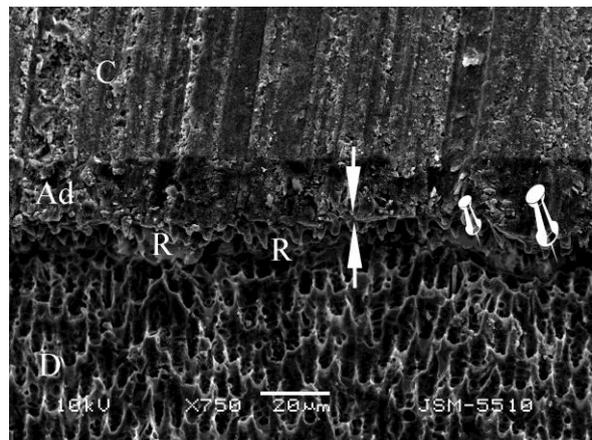
#### **Група 7**

Установява се дебел адхезивен слой по цялото протежение на наблюдаваните образци (от временни зъби). Дебелината на този слой не е равномерна (фиг.35, 36 и 37). Наблюдава се и хибриден слой, с къси адхезивни крачета, излизащи от него и достигащи на минимална дълбочина в подлежащия дентин (фиг.35 и 36). Тези адхезивни крачета в повечето зони са многобройни. Те са свързани с интратубуларния

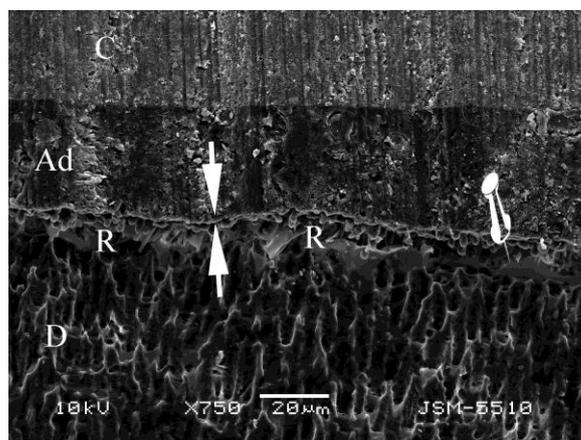
дентин близо до хибридния слой. Техният брой зависи вероятно от разположението на дентиновите каналчета в тази зона от дентина, както и посоката на среза на образца. В отделни участъци се вижда микропроцеп между дентиновата повърхност и хибридния слой, което може да се дължи на механичния стрес, получен при обработката на образците с настоящата методика.



Фиг.35



Фиг.36

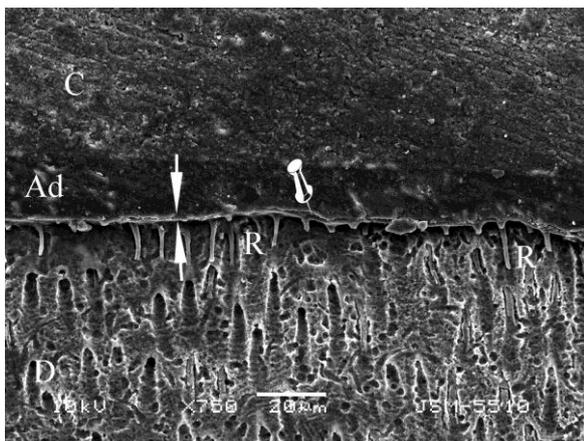


Фиг. 37

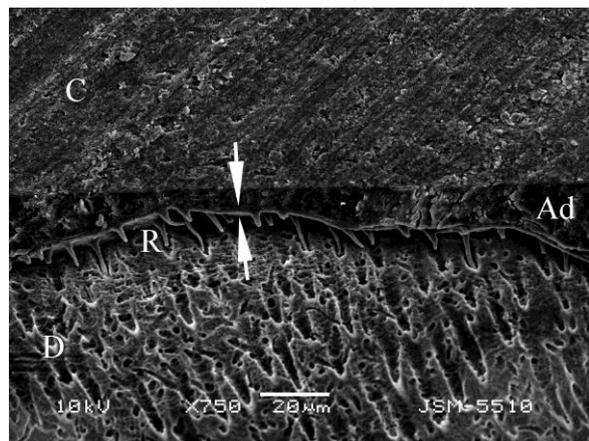
Фиг.35, 36 и 37.: СЕМ наблюдение на граничната зона временен зъб адхезивна система AdheSE (2-бутилки, самоецваща). Адхезивен слой (Ad) с различна дебелина, хибриден слой (между двете стрелки), наличие на сравнително къси адхезивни крачета (R), наличие на микропроцеп между дентина и хибридния слой (кабърче) (фиг.36 и 37), C= композит, D= дентин.

## Група 8

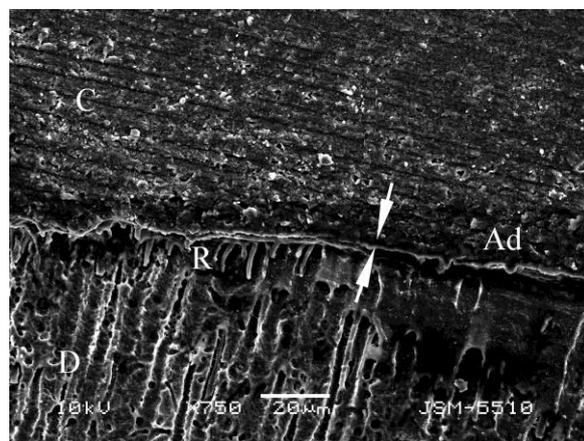
При образците от тази група (постоянни зъби) се наблюдава образуван адхезивен слой с различна дебелина по цялото протежение на образците (фиг. 38, 39 и 40). В отделни зони хибридният слой е ясно видим, докато в други участъци той е трудно забележим (фиг.39). При повечето от скенограмите се наблюдават адхезивни крачета с фуниевидна форма, свързани с хибридният слой. Фуниевидната форма се дължи на деминерализацията на перитубуларния дентин и непосредственото свързване на адхезивните крачета с интратубуларния дентин. При част от наблюдаваните образци тези адхезивни крачета навлизат на различна дълбочина в дентина. Това говори за неравномерна пенетрация на адхезивната система в дентиновите тубули. В отделни зони се наблюдават микропроцепи между дентина и хибридният слой (фиг.38).



Фиг.38



Фиг.39

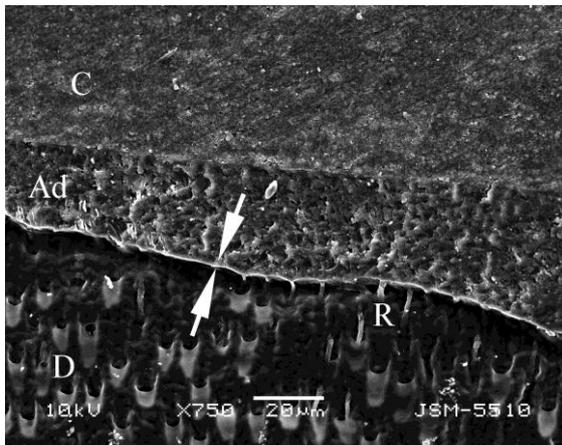


Фиг.40

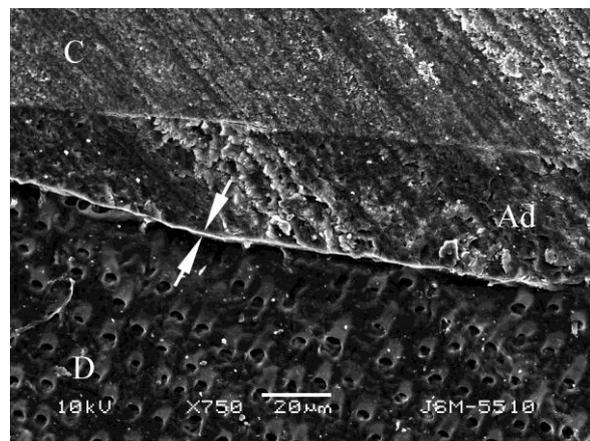
Фиг.38, 39 и 40: СЕМ наблюдение на граничната зона постоянен зъб адхезивна система AdheSE (2-бутилки, самоецваца). Адхезивен слой (Ad) с различна дебелина, хибриден слой (между двете стрелки), C=композит, D=дентин, адхезивни крачета (R) и микропроцеп (кабърче) между дентина и хибридния слой (фиг.38).

### Група 9

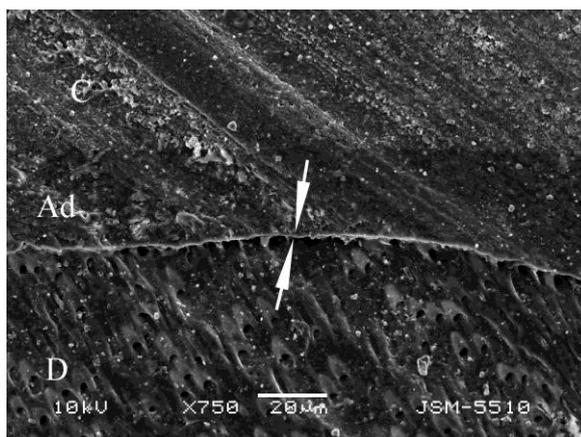
При образците от тази група (временни зъби) отново се наблюдава неравномерен по дебелина адхезивен слой по протежението на наблюдаваните образци (фиг.41, 42 и 43). Хибридният слой в отделни зони е също с различна дебелина (фиг.41 и 43). При една част от образците се наблюдават единични адхезивни крачета. Това би могло да се дължи на факта, че при рязането на образците посоката на среза не е преминала по дължината на дентиновите каналчета. Тук не се наблюдават микропроцепи между адхезивния/хибридния слой и дентина (фиг.41-43).



Фиг.41



Фиг.42

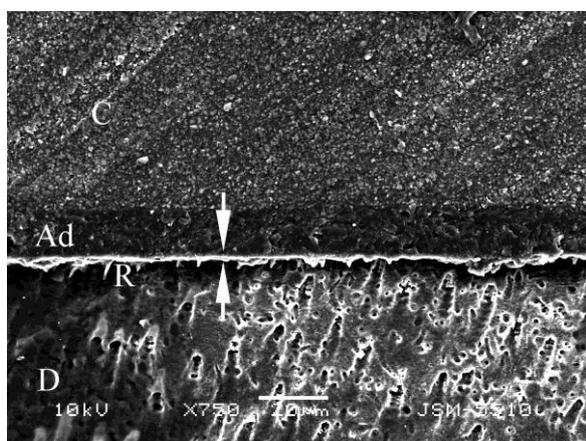


Фиг.43

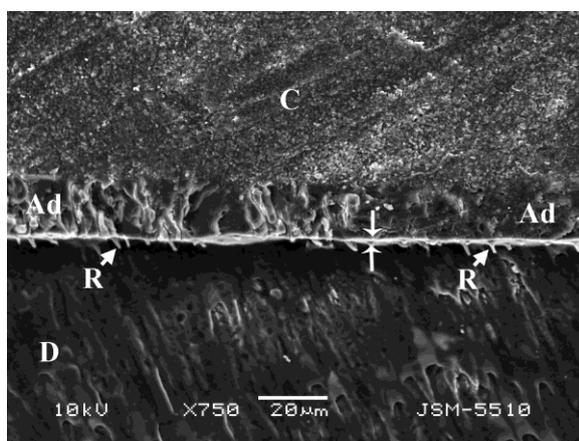
Фиг.41, 42 и 43.: СЕМ наблюдение на граничната зона временен зъб адхезивна система AdheSE One (1-бутилка, самоцеваща). Неравномерен адхезивен слой (Ad), хибриден слой (между двете стрелки), адхезивни крачета (R) (фиг.41), C = композит, D=дентин.

### Група 10

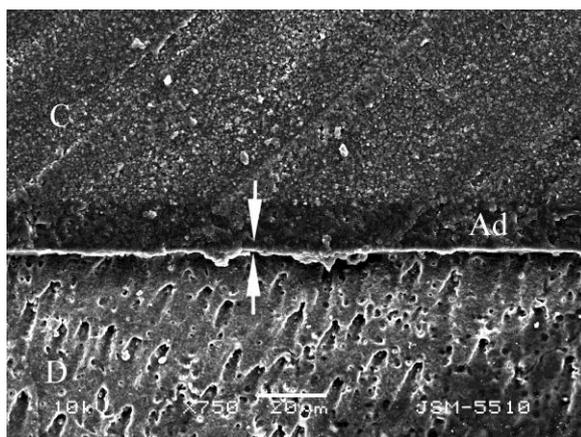
Образците от тази група (постоянни зъби) показват адхезивен слой с относително равномерна дебелина по цялата дължина (фиг.44, 45 и 46), както и добре видим хибриден слой. Тук рядко се наблюдават адхезивни крачета, които са единични и къси (фиг.45) с фуниевидна форма и свързани с хибридния слой.



Фиг.44



Фиг.45

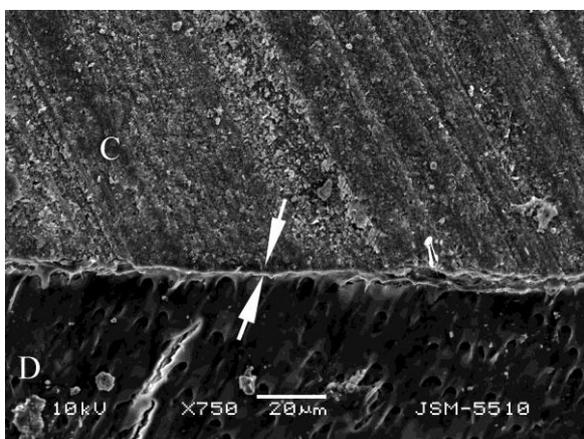


Фиг.46

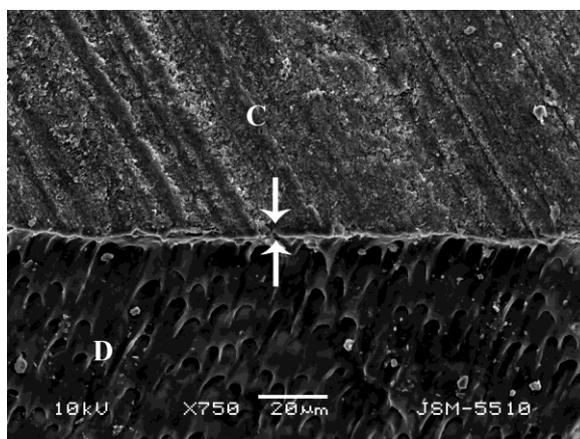
Фиг.44, 45 и 46: СЕМ наблюдение на граничната зона при постоянен зъб и адхезивна система AdheSE One (1-бутилка, самоецваца). Равномерен адхезивен слой (Ad), хибриден слой (между двете стрелки), единични адхезивни запушалки (R), C=композит, D=дентин.

### Група 11

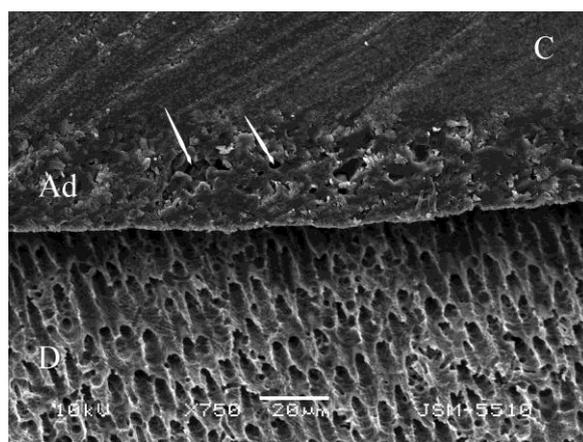
При образците от тази група (временни зъби) не се наблюдава непрекъснат адхезивен слой (фиг.47 и 48). Такъв адхезивен слой се наблюдава само в изолирани зони от наблюдаваните образци (фиг.49). Във вътрешността на адхезивния слой се наблюдават единични шупли (фиг.49 перо). Трудно установим е и хибридният слой, а в някои зони дори липсва (фиг.50). При наблюдаваните от нас зони не се откриват адхезивни запушалки.



Фиг.47



Фиг.48

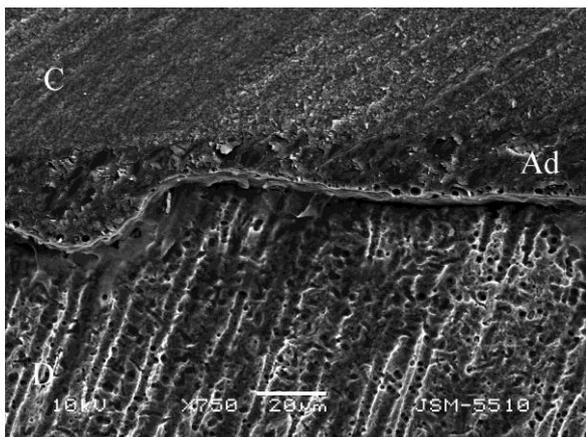


Фиг.49

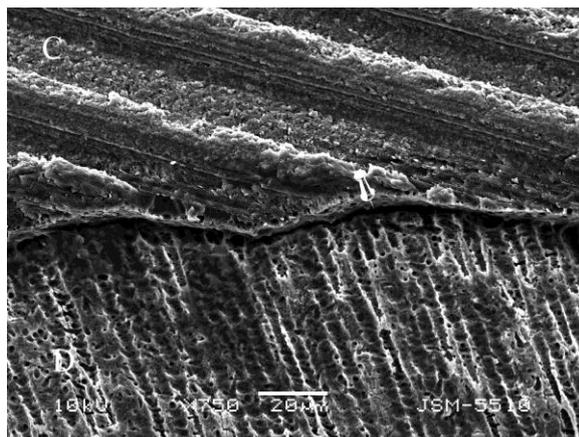
Фиг.47, 48 и 49: СЕМ наблюдение на граничната зона при временен зъб и адхезивна система iBond (еднобутилкова самоецваща). Липсва адхезивен слой (фиг.47 и 48). На фиг.49 не се наблюдава хибриден слой. Хибриден слой (между двете стрелки на фиг.47 и 48), микропроцеп между дентина и хибридния слой (кабърче) (фиг.47), шупли във вътрешността на адхезивния слой (фиг.49 - перо), директно свързване на композита (С) с хибридния слой (фиг.47 и 48), D=дентин.

## **Група 12**

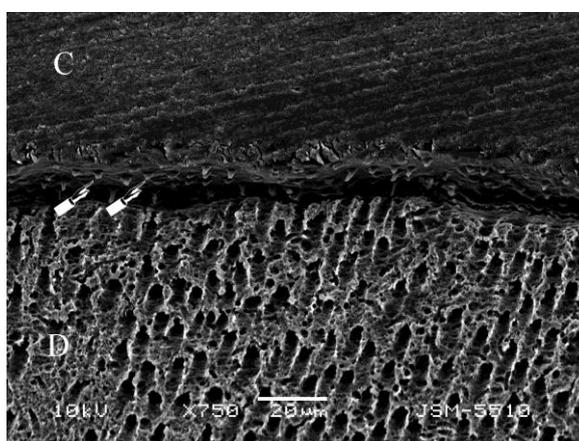
При образците от тази група (постоянни зъби) не се наблюдава непрекъснат адхезивен и хибриден слой. Те са трудно установими, особено хибридния слой (фиг.50, 51 и 52). При повечето от образците не се наблюдават адхезивни крачета, а единични зачатъци на такива (фиг.52 показалец).



Фиг.50



Фиг.51



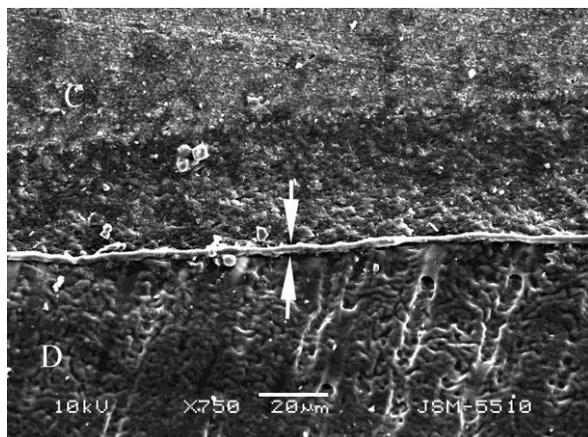
Фиг.52

Фиг.50, 51 и 52: СЕМ наблюдение на граничната зона постоянен зъб адхезивна система iBond (еднобутилкова самоецваща). Липсва ясно обособен хибриден слой (фиг.50, 51 и 52), наблюдава се микропорцеп (кабърче) на граничната зона дентин адхезив, зачатъци на адхезивни крачета (фиг.52 показалец), С=композит, D=дентин, наличен адхезивен слой (Ad) (фиг.50).

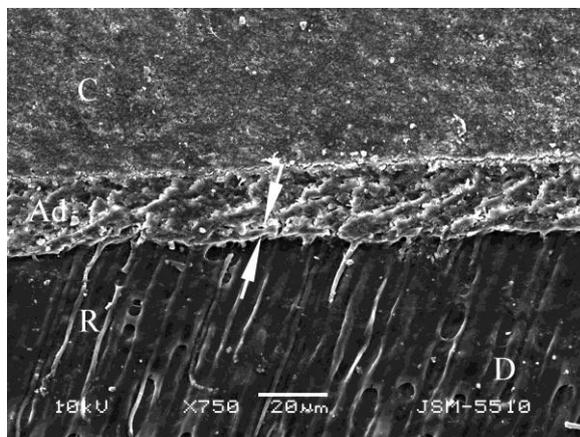
### **Група 13**

При част от образците (временни зъби) ясно се наблюдава адхезивен и хибриден слой в границите на дентина (фиг.54 и 55). В други участъци има изразен хибриден слой без ясно установим адхезивен слой и без наличие на адхезивни крачета (фиг.53), както и зони с ясно изразен адхезивен слой, хибриден слой и адхезивни крачета с

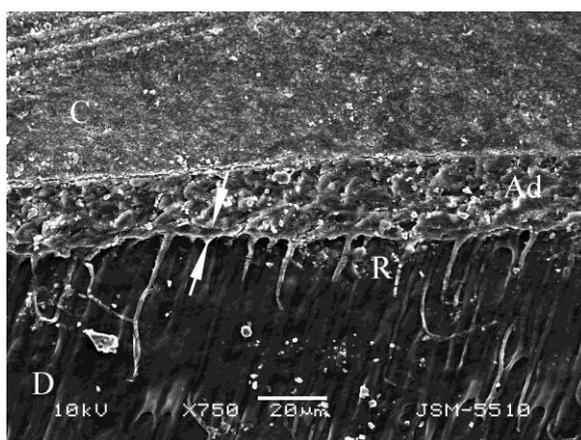
различна дължина от 20 до 81.4  $\mu\text{m}$  в дентина и фуниевидна форма на основата, свързани с хибридния слой (фиг.54 и 55). Скенограмите показват морфологични характеристики, сходни на адхезивните системи с тотално ецване.



Фиг.53



Фиг.54

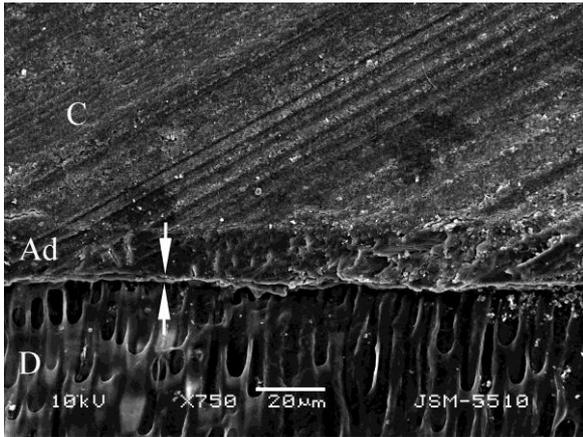


Фиг.55

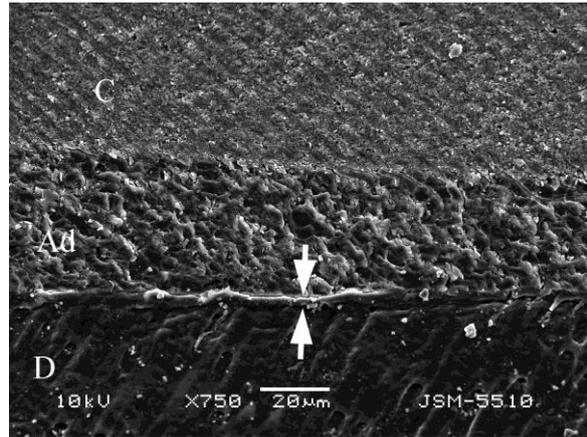
Фиг.53, 54 и 55: СЕМ наблюдение на граничната зона при временен зъб и адхезивна система *Adper Prompt* (еднобутилкова самоецваща). Изразен адхезивен слой (*Ad*) и хибриден слой (между двете стрелки), наличие на адхезивни крачета (*R*) (фиг.54 и 55), *D*=дентин, *C*=композит.

## Група 14

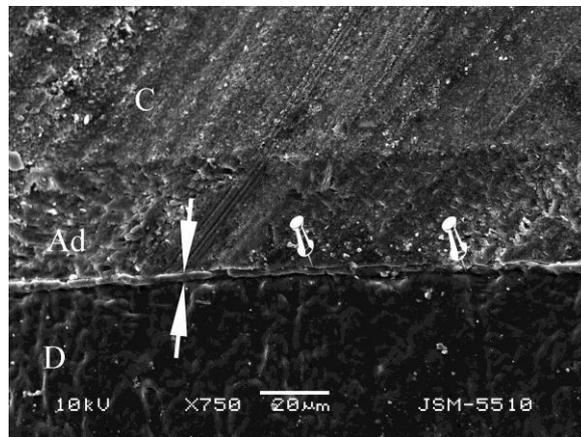
Ясно се наблюдава образуван адхезивен и хибриден слой (фиг.56, 57 и 58). В някои от образците (постоянни зъби) се наблюдават микропроцепи между адхезивния слой и хибридният слой (фиг.58). При наблюдаваните от нас образци не се установи наличие на адхезивни крачета.



Фиг.56



Фиг.57



Фиг.58

Фиг.56, 57 и 58: СЕМ наблюдение на граничната зона при постоянен зъб и адхезивна система Adper Prompt (еднобутлкова самоецваща). Изразен адхезивен слой (Ad) и хибриден слой (между двете стрелки), D=дентин, C=композит, микропроцеп (фиг.58 - кабарче) между хибридният слой и дентина, D=дентин, C=композит.

### Статистически анализ на резултатите

На таблица 26 е представена средната дебелина на хибридния слой, измерена в  $\mu$ , при образците от временни и постоянни зъби (групи от 7 до 14) и самоецващи адхезивни системи.

Табл.26. Средни стойности на дебелината на хибридния слой (в  $\mu$ ) от самоецващи адхезивни систем при временни и постоянни зъби.

Група Вид зъби	Адхезивна система Генерация	Дебелина на хибридния слой - средни стойности (в $\mu$ ) mean $\pm$ SD
Група 7 n=5 вр. зъби	AdheSe Self-priming	2,27 $\pm$ 0,10
Група 8 n=5 пост. Зъби	AdheSe Self-priming	1,68 $\pm$ 0,24
Група 9 n=5 вр. зъби	AdheSe One All-in-one	1,51 $\pm$ 0,11
Група 10 n=5 пост. Зъби	AdheSe One All-in-one	1,35 $\pm$ 0,05
Група 11 <sup>1</sup> n=10 вр.зъби	iBond All-in-one	0,70 $\pm$ 0,49
Група 12 <sup>1</sup> n=10 пост. Зъби	iBond All-in-one	0,35 $\pm$ 0,39
Група 13 <sup>1</sup> n=10 вр. зъби	Adper prompt All-in-one	3,66 $\pm$ 0,25
Група 14 <sup>1</sup> n=10 пост. Зъби	Adper prompt All-in-one	3,21 $\pm$ 0,20

<sup>1</sup> Първоначалните резултати от анализите за групи – 11, 12, 13 и 14 не потвърдиха наличие на нормално разпределени данни (тест на Колмогоров – Смирнов), поради което броят на образците бе увеличен на 10.

На табл. 27 е представена статистическата значимост на разликите в средните стойностите за дебелината на хибридния слой в изследваните двойки групи 7 и 8, 9 и 10, 11 и 12, 13 и 14.

Табл.27. Дебелина на хибридният слой от самоецващи адхезивни системи при образци от временни и постоянни зъби.

Група	Брой скенограми	Дебелина на ХС ( $\mu$ ) mean $\pm$ SD	t	P
Група 7 – вр.зъби	5	2.27 $\pm$ 0.10	5.07	<0.01*
Група 8 - пост.зъби	5	1.68 $\pm$ 0.24		
Група 9 – вр.зъби	5	1.51 $\pm$ 0.11	2.91	<0.05*
Група 10 – пост.зъби	5	1.35 $\pm$ 0.05		
Група 11 – вр.зъби	10	0.70 $\pm$ 0.49	1.76	>0.05
Група 12 – пост. Зъби	10	0.35 $\pm$ 0.39		
Група 13 – вр.зъби	10	3.66 $\pm$ 0.25	4.45	<0.001*
Група 14 – пост. Зъби	10	3.21 $\pm$ 0.20		

\*Разликата е статистически значима

От данните се вижда, че хибридният слой при временните зъби е достоверно по-дебел, в сравнение с този при постоянните зъби ( $p < 0.05$ ). Изключение в този смисъл се наблюдава между образците от група 11 (временни зъби, самоецващ адхезив iBond) и група 12 (постоянни зъби, самоецващ адхезив iBond) ( $p > 0.05$ ), при които стойностите в дебелината на хибридният слой не показват статистически значима разлика между образците от временни и постоянни зъби (табл.27).

Сравнена бе и дебелината на хибридният слой между всички образци от временни зъби и изследваните видове самоецващи адхезивни системи (таблица 28).

Табл. 28. Дебелина на хибридният слой в експериментални групи 7, 9, 11 и 13 (самоецващи адхезивни системи при временни зъби).

Група	Брой скенограми	Дебелина на ХС ( $\mu$ ) mean $\pm$ SD	F	P
Група 7	5	2.27 $\pm$ 0.10	343.30	<0.0001*
Група 9	5	1.51 $\pm$ 0.11		
Група 11	10	0.70 $\pm$ 0.49		
Група 13	10	3.66 $\pm$ 0.25		

\*Разликата е статистически значима

Анализът на резултатите показва статистически значима разлика ( $p < 0.0001$ ) в измерената дебелина на хибридният слой при образците от временни зъби и аплицираните самоецващи адхезивни системи (табл.28).

Сравнена бе и дебелината на хибридният слой от самоецващи адхезивни системи при временните зъби по двойки (таблица 29). За тази цел бе приложен параметричен тест ANOVA.

Табл. 29. Дебелина на хибридният слой от самоецващи адхезивни системи при временни зъби по двойки групи.

Група	Сравнение с група	Средни разлики в дебелината на ХС	95% доверителен интервал		P*
			Долна граница	Горна граница	
Група 7	Група 9	0.75	0.52	0.99	= 0.000
	Група 11	1.56	1.05	2.09	= 0.000
	Група 13	-1.32	-1.89	-0.75	= 0.001
Група 9	Група 11	0.81	0.29	1.33	= 0.003
	Група 13	-2.07	-2.65	-1.51	= 0.000
Група 11	Група 13	-2.89	-3.52	-2.26	= 0.000

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (ANOVA)

Резултатите показват статистическа значима разлика ( $p < 0.05$ ) на стойностите за дебелината на хибридният слой при сравнение на всички групи образци от временни зъби по двойки: – група 7 (AdheSE двустъпков самоецващ адхезив) и група 9 (AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив) - по-дебел слой в група 7; между група 7 и група 11 (iBond едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 7; между група 7 и група 13 (Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 13; между група 9 (AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив) и група 11 (iBond едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 9; между група 9 (AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив) и група 13 (Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 13 и между група 11 (iBond едностъпков самоецващ адхезив) и група 13 (Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 13 (табл. 29). Или аплицирането на различни видове самоецващи адхезивни системи довеждат до образуване на хибриден слой с различна дебелина при образците от временни зъби.

Същото сравнение на стойностите на дебелината на образувания хибриден слой бе направено и между групите образци от постоянни зъби и изследваните самоецващи адхезивни системи (таблица 30). Допълнително бе сравнена дебелината на хибридният слой в тези групи по двойки. За тази цел бе приложен параметричен тест ANOVA. Резултатите са представени на таблица 31.

Табл. 30. Дебелина на хибридният слой в експериментални групи 8, 10, 12 и 14 (самоецващи адхезивни системи при постоянни зъби).

Група	Брой скенограми	Дебелина на ХС (μ) mean±SD	F	P
Група 8	5	1.68±0.24	80.31	<0.0001*
Група 10	5	1.35±0.05		
Група 12	10	0.35±0.39		
Група 14	10	3.21±0.20		

\*Разликата е статистически значима

Анализът на резултатите показва статистически значима разлика ( $p < 0.0001$ ) в измерената дебелина на хибридният слой при образците от постоянни зъби и аплицираните самоецващи адхезивни системи (табл.30).

Табл.31. Дебелина на хибридният слой по двойки групи от самоецващи адхезивни системи при постоянни зъби.

Група	Сравнение с група	Средни разлики в дебелината на хибридният слой	95% доверителен интервал		p*
			Долна граница	Горна граница	
Група 8	Група 10	0.33	-0.18	0.84	= 0.206
	Група 12	1.33	1.15	2.20	= 0.001
	Група 14	-1.55	-2.04	-1.05	= 0.000
Група 10	Група 12	1.00	1.24	1.46	= 0.0001
	Група 14	-1.87	-2.29	-1.47	= 0.0001
Група 12	Група 14	-2.86	-3.65	-2.79	= 0.0001

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (ANOVA)

При анализ на резултатите за групите от постоянни зъби се установява статистически значима разлика в дебелината на хибридният слой за всички групи образци ( $p < 0.05$ ) с изключение на тези между образците от група 8 (AdheSE двустъпков самоецващ адхезив) и група 10 (AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив) ( $p = 0.206$ ). Между тези две групи образуваният хибриден слой е също с различна дебелина (по-дебел в група 8), но разликата не е статистически значима. При сравнение на дебелината на хибридният слой между група 8 (AdheSE двустъпков самоецващ адхезив) и група 12 (iBond едностъпков самоецващ адхезив) този слой е по-дебел в група 8; между група 8 (AdheSE двустъпков самоецващ адхезив) и група 14 (Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 14; между група 10 (AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив) и група 12 (iBond едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 10; между група 12 (iBond едностъпков самоецващ адхезив) и група 14 (Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) – по-дебел слой в група 14. Аплицирането на различни видове самоецващи адхезивни системи довеждат до образуване на хибриден слой с различна дебелина при образците от постоянни зъби (таблица 31).

## ОБСЪЖДАНЕ

Описателният анализ на граничната зона адхезивна система-дентинова повърхност при различните самоецващи адхезивни системи показва, че аплицирането на всяка от тях е довела до образуването на зона на взаимодействие – хибридизация. Което е в съответствие с резултати, получени и от други изследователи (161, 226, 267, 268, 365). Всяка една от тези адхезивни системи обаче показва свои специфични характеристики по отношение на дебелината на адхезивния слой, хибридният слой (табл.26) и образуването на адхезивни крачета, и дълбочина на пенетрация им, както и различия в тези характеристики при аплицирането на една и съща адхезивна система при временни и постоянни зъби (фиг. от 35 до 58). Тези различия се дължат вероятно на специфичните характеристики на отделните адхезивни системи, които в крайна сметка определят степента на отстраняване на замърсяващия слой, деминерализация на подлежащия дентин, способността на адхезивната система да навлажнява и пенетрира в дентина, както и морфологичните особености на субстрата дентин – дентин на постоянни или временни зъби (24, 118, 194, 195, 202, 226, 268, 351, 383, 431).

Морфологичните характеристики на граничната зона, образувана при аплицирането на самоецващите адхезивни системи, зависи в голяма степен от агресивността на техните функционални мономерни (118, 202, 428, 453).

В нашето наблюдение са включени представители на средните (AdheSe Primer Bond pH=1.4, AdheSE One pH=1.5 и iBond pH=1.6) и силните (Adper Prompt L-Pop pH=0.4) по агресивност самоецващи адхезивни системи.

Никоя от изследваните адхезивни системи не показва еднаквост в микроморфологичните характеристики на граничната зона. Този факт може би е индикация, че разтварянето на замърсяващия слой и пенетрирането на мономера може да става по различен начин, в зависимост от вида на адхезивната система. Точно тези аспекти може би са отговорни за голямото разнообразие в регистрираните параметри за дебелина на хибридният слой (табл.26) и образуването на адхезивни крачета. Ясно видим хибриден слой бе установен при образците от група 7 (временни зъби, AdheSE двустъпков самоецващ адхезив), група 8 (постоянни зъби, AdheSE двустъпков самоецващ адхезив), група 9 (временни зъби, AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив), група 10 (постоянни зъби, AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив), група 13 (временни зъби, Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив), и група 14 (постоянни зъби, Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив), (фиг.35, 38, 41, 44, 53, 56). Безспорно видим такъв не бе установен при образците от група 11 (временни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив) и група 12 (постоянни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив) (фиг.47, 50). Ясно видим адхезивен слой бе регистриран при образците от група 7 (временни зъби, AdheSE двустъпков самоецващ адхезив), група 8 (постоянни зъби, AdheSE двустъпков самоецващ адхезив), група 9 (временни зъби, AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив), група 10 (постоянни зъби, AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив), група 13 (временни зъби, Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) и група 14 (постоянни зъби, Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) (фиг.36, 39, 42, 54 и 57) и такъв със спорно наличие при образците от група 11 (временни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив) и група 12 (постоянни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив) (фиг.48 и 51). Общоприето е, че блестящата повърхност след аплициране на адхезивната система е знак за това, че тя е нанесена адекватно и в достатъчно количество. Нашето СЕМ изследване показва, че макар и да е спазвано това условие, то не довежда до образуването на дебел и равномерен адхезивен слой над горната повърхност на хибридният слой. При някои от образците е видимо, че композита е в директен контакт с хибридният слой – група 11 (временни зъби, iBond

едностъпков самоецващ адхезив) (фиг.47 и 48). Според изследвания, нанасянето на достатъчно количество мономер е от съществено значение не само за пълното инфилтриране и пенетриране в деминерализираната повърхност, но и за образуването на достатъчно дебел слой от адхезив върху хибридният слой, който да изпълни ролята на амортисьор (195). Такъв ясно обособен адхезивен слой се приема като гъвкав междинен „шок-абсорбер” за противопоставяне на полимеризационните сили на свиване, които настъпват при полимеризацията на композита (195).

Наличие на микропроцепи бе установено при образците от всички групи с изключение на група 9 (временни зъби, AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив). Това обаче може да се дължи и на механичния стрес, получен при обработката на образците с настоящата методика (195, 306, 397).

Наличието на адхезивни крачета е също твърде разнообразно. При група 11 (временни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив), група 12 (постоянни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив) и група 14 (постоянни зъби, Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) те липсват, докато при образци от група 8 (постоянни зъби, AdheSE двустъпков самоецващ адхезив), група 10 (постоянни зъби, AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив) и група 13 (временни зъби, Adper prompt едностъпков самоецващ адхезив) те са многобройни, а при част от образците - група 7 (временни зъби, AdheSE двустъпков самоецващ адхезив) и група 9 (временни зъби, AdheSE One едностъпков самоецващ адхезив) единични. Дължината до която достигат е също разнообразна. Формата на тези адхезивни крачета обикновено е фуниевидна, което се дължи вероятно на факта, че самоецващите адхезиви разтварят в известна степен перитубуларния дентин на входа на каналчето и се свързват с интратубуларния дентин в близост до зоната на хибридизация. За установената липса на адхезивни крачета причините могат да бъдат две. Първо – възможно е срезът за наблюдение на образеца да не е бил по дължината на хода на дентиновите каналчета (253, 314, 385). Второ - адхезивната система не е била с достатъчно навлажняващи възможности, което се дължи на по-ниския капацитет на пенетрация на мономера и по-ниската степен на деминерализация на дентина, която е резултат от наличните в адхезивната система кисели мономери (118, 202, 209, 276, 383, 405).

Променливите стойности за една и съща адхезивна система (наблюдавани при изследваните от нас образци) може би са индикатор за това, че апликационната техника е критична стъпка и не е така лесна за уеднаквяване. Освен това от значение са и други аспекти, свързани с повърхностните характеристики на субстрата като степен на

минерализация и образуван замърсяващ слой (72, 194, 195, 202, 267, 268). Макар че самоецващите адхезивни системи могат да пенетрират през замърсяващия слой, не е известно на каква дълбочина могат да деминерализират подлежащия интактен дентин. Тъй като минералните компоненти от замърсяващия слой могат да неутрализират киселинността на тези самоецващи системи, не е ясно дали хибридизацията на интактния дентин може да бъде повлияна при вариации в дебелината на замърсяващия слой и при по-дебел замърсяващ слой да не се осъществи пенетриране на адхезива и оттам осъществяване на хибридизация (72, 194, 195, 202, 267, 268, 405). За самоецващите адхезивни системи е характерно това, че освободените вследствие на деминерализацията калциеви и фосфатни йони остават в разтвора и буферират праймера и по този начин ограничават дълбочината на деминерализация, което води до създаването на по-тънък хибриден слой (табл.26) (158, 253, 276). Поради тази причина изпълнението на точния протокол за аплициране на адхезивната система е от важно значение за успеха на свързването с дентина. И макар че тези системи изискват малко на брой стъпки за нанасянето им, точното изпълнение на всяка от тях е от съществено значение, особено при едностъпковите системи.

Направените от нас наблюдения на граничната зона съвпадат с резултатите от други изследвания (194, 202, 209, 383).

Както при приложението на адхезивните системи с тотално ецване, така и тук се установява, че аплицирането на една и съща адхезивна система с еднакъв клиничен протокол при временни и постоянни зъби има за последица образуването на адхезивен и хибриден слой с различни характеристики. Те са с по-голяма дебелина при образците от временни зъби (табл.26). Стойностите за дебелината на хибридният слой са със статистически значима разлика между двете дентиции, като при временните зъби измереният хибриден слой е по-дебел ( $p < 0.05$  табл.27) (72, 267, 268), с изключение на резултатите между образците от група 11 (временни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив) и група 12 (постоянни зъби, iBond едностъпков самоецващ адхезив), където образуваният хибриден слой е също с по-голяма дебелина при образците от временни зъби, но разликата не е статистически значима ( $p = 0.063$ ) (табл.27). Причините за получените резултати се дължат навярно в различната степен на минерализация на дентина в двете дентиции. Дентинът на временните зъби е по-слабо минерализиран. Това е още едно доказателство за влиянието на субстрата върху качеството на свързване с дентина, постигано и със самоецващите адхезивни системи (72, 173, 176, 267, 268, 383).

При сравняването на стойностите за дебелината на хибридният слой само между групите образци от временни зъби и изследваните самоецващи адхезивни системи е установена статистически значима разлика ( $p < 0.05$ ) в тази дебелина (табл. 28 и 29). Това е доказателство, че аплицирането на различни самоецващи адхезивни системи има за последица образуването на хибриден слой/гранична зона с различни характеристики при образците от временни зъби.

До същия извод стига и сравнението направено при образците от постоянни зъби (табл. 30 и 31). Установена е статистически значима разлика в дебелината на образувания хибриден слой ( $p < 0.05$ ), с изключение на образците от групи 8 и 10, при които разликите в дебелината не са статистически значими ( $p = 0.206$ ) (табл. 31). Това е доказателство, че аплицирането на различни самоецващи адхезивни системи има за последица образуването на хибриден слой/гранична зона с различни характеристики при образците от постоянни зъби.

Ние предполагаме и възможността подготовката на образците, тяхното полиране, деминерализиране, депротенизиране, силния вакуум при сканиране, че също могат да доведат до създаване на артефакти и да провокират промени върху анализираната от нас гранична повърхност, което се предполага и от други автори (195, 306, 397).

#### *Изводи:*

Описаните SEM находки съвпадат с резултатите от изследванията на други автори (72, 202, 226, 405, 428). Основните изводи, които могат да бъдат направени са:

1. Различните самоецващи адхезивни системи водят до създаването на гранична зона с различна морфологична характеристика.
2. Граничната зона от приложението на дадена адхезивна система се различава по морфологична характеристика в двете съзъбия.
3. Разликите в граничните зони на двете съзъбия се дължат на специфичните химични характеристики на адхезивната система (състав).
4. Изследваните адхезивни системи не гарантират пълно запечатване на граничната зона между композита и дентина на изследваните групи зъби *in vitro*.

## ЧЕТВЪРТА ЗАДАЧА

*In vitro* изследване на здравината на адхезивната връзка и вида на полученото разрушение след макроопън, в границите на дентина на временни и постоянни зъби, при използване на различни генерации адхезивни системи.

## РЕЗУЛТАТИ

### Статистически анализ за здравината на връзката

Стойностите на минималната, максималната и средната здравина на връзката след прилагане на теста за макроопън, измерени в МРа, са представени на таблица 32.

Табл.32. Стойности на здравина на връзката в МРа, измерена чрез тест на макроопън.

Вид зъб	Адхезивна система/ група	Брой образци	Здравина на макроопън (МРа)		
			mean ± SD	Минимална	Максимална
Временни зъби	OptiBond FL -15 s–група 1	10	12,69 ± 1,64	9.72	14,87
	Exite – 15 sec – група 2	10	10.24 ± 0,99	8.87	12.02
	AdheSE – група 9	10	10.80 ± 1,08	9.20	12.80
	AdheSE One – група 11	10	6.88 ± 1,28	5.34	9.70
Постоянни зъби	OptiBond FL-15 s – група 3	10	19,32 ± 2,88	14.88	23.96
	Exite – 15 sec – група 4	10	17.68 ± 2,89	11,54	21.96
	AdheSE – група 10	10	14.40 ± 3,38	10.08	18.54
	AdheSE One – група 12	10	11.72 ± 1,54	8.64	14.20

### Зависимост вид дентичия – здравина на връзката

Установена е статистически значима разлика в здравината на връзката между образците от двете дентичии ( $p < 0,0001$ ). По-голяма здравина на връзката е регистрирана при групите с образци от постоянни зъби (средна стойност - 15,78 МРа) в сравнение с тези с образци от временни зъби (средна стойност - 10,15 МРа) при всички

изследвани генерации адхезивни системи, аплицирани според инструкцията на производителя (табл.33). Това показва, че видът на зъба (временен или постоянен) влияе върху здравината на връзката.

Табл. 33. Здравина на връзката при тест на макроопън при образците от двете съзъбия.

Вид зъби	Брой образци	Здравина на връзката mean±SE (MPa)	T	P
Постоянни зъби	40	15.78±0.62	7.61	<0.0001*
Временни зъби	40	10.15±0.38		

\*Разликата е статистически значима

#### Зависимост вид адхезивна система-здравина на връзката

Видът на адхезивната система също влияе върху получените резултати за здравината на връзката. Адхезивните системи с тотално ецване показват най-високи средни стойности на здравината на свързване с дентина на зъбите от двете дентиции спрямо самоецващите адхезивни системи (табл.32).

Сравняването на резултатите от средните стойности на здравината на връзката след аплициране на адхезивни системи с тотално ецване в двете дентиции показва следните характеристики (табл.34)

Табл.34. Здравина на връзката в двете съзъбия при ецване за 15 sec.

Група	Брой образци	Здравина на връзката (MPa) mean ±SE	t	P
Група 1	10	12.69±0.52	4.02	<0.001*
Група 2	10	10.24±0.31		
Група 3	10	19.32±0.90	1.27	>0.05
Група 4	10	17.68±0.91		
Група 1	10	12.69±0.52	6.33	<0.0001*
Група 3	10	19.32±0.90		
Група 2	10	10.24±0.31	7.71	<0.0001*
Група 4	10	17.68±0.91		

\*Разликата е статистически значима

Резултатите показват, че при временните зъби аплицирането на тристъпкови адхезивни системи създава достоверно по-здрава връзка (група 1, тристъпкова адхезивна система – 12,69 МРа спрямо група 2, двустъпкова адхезивна система – 10,24 МРа, табл.34). При образците от постоянни зъби не се установява статистически значима разлика между двата вида адхезивни системи с тотално ецване по отношение на средните стойности на здравината на връзката в нашето изследване ( $p>0.05$ ) (табл.34). Тристъпковите адхезивни системи с тотално ецване обаче и тук показват по-високи средни стойности на здравина (група 3, тристъпкова адхезивна система – 19,32 МРа спрямо група 4, двустъпкова адхезивна система – 17,68 МРа, табл.34).

Регистрираната средна здравина на връзката между група 1 (временни зъби) и група 3 (постоянни зъби) и тристъпкови адхезиви (OptiBond FL) с тотално ецване за 15 sec е със статистически значима разлика в полза на по-голяма здравина при образците от постоянни зъби (група 3 – 19,32 МРа спрямо група 1, временни зъби – 12,69 МРа, табл.34) ( $p<0,0001$ ). Статистически значима разлика е установена и при двустъпковите адхезиви (Exite) с тотално ецване за 15 sec между образци от временни и постоянни зъби (група 2, временни зъби - 10,24 МРа спрямо група 4, постоянни зъби – 17,68 МРа, табл.34) ( $p<0,0001$ ). По-голяма средна стойност на здравина на връзката е отчетена при образците от постоянни зъби.

При аплицирането на самоецващи адхезивни системи при образците от двете дентиции са регистрирани по-високи средни стойности на здравината на връзката при образците от постоянни зъби (група 10 и 12) в сравнение с тези от временната дентиция (група 9 и 11, табл.32). Регистрираните разлики са статистически значими и за двете самоецващи адхезивни системи ( $p<0,05$ ) (табл.35).

Табл.35. Здравина на връзката в двете съзъбия и самоецващи адхезивни системи.

Група	Брой образци	Здравина на връзката (МРа) mean $\pm$ SE	T	P
Група 9	10	10.80 $\pm$ 0.34	3.20	<0.01*
Група 10	10	14.40 $\pm$ 1.06		
Група 11	10	6.88 $\pm$ 0.40	7.63	<0.0001*
Група 12	10	11.72 $\pm$ 0.49		
Група 9	10	10.80 $\pm$ 0.34	7.39	<0.0001*
Група 11	10	6.88 $\pm$ 0.40		
Група 10	10	14.40 $\pm$ 1.06	2.28	<0.05*
Група 12	10	11.72 $\pm$ 0.49		

\*Разликата е статистически значима

Резултатите показват, че аплицирането на дву- и едностъпкови самоецващи адхезивни системи довежда до достоверно по-голяма здравина на връзката при постоянните зъби в сравнение с временните зъби (двустъпкови самоецващи адхезиви - група 10, постоянни зъби – 14,40 МРа спрямо група 9, временни зъби – 10,88 МРа; едностъпкови самоецващи адхезиви - група 12, постоянни зъби - 11,72 МРа спрямо група 11, временни зъби – 6,88 МРа, табл.35).

Регистрираната средна здравина на връзката между група 9 (временни зъби, 2-стъпкова самоецваща адхезивна система) и група 11 (временни зъби, 1-стъпкова самоецваща адхезивна система) показва статистически значима разлика в полза на по-голямата здравина при аплициране на двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 9, табл.35) ( $p < 0,0001$ ). Статистически значима разлика е установена и между образците от група 10 (постоянни зъби, 2-бутилкови самоецващи адхезиви) и група 12 (постоянни зъби, 1-бутилкови самоецващи адхезиви, табл.35) ( $p < 0,05$ ). По-голяма средна стойност на здравина на връзката (група 10 – 14,40 МРа спрямо група 12 - 11,72 МРа) е отчетена при аплициране на 2-стъпковите самоецващи адхезиви. Двустъпковите самоецващи адхезиви създават достоверно по-голяма здравина на връзката в двете съзъбия в сравнение с едностъпковите самоецващи адхезиви. Едностъпковите самоецващи адхезиви показват най-ниски средни стойности на здравината на свързване при образците от двете дентиции (група 11 и група 12, табл.32). Резултатите показват най-слаба здравина при аплицирането на тези адхезиви (табл.35).

#### Зависимост време на ецване-здравина на връзката

В нашето изследване е оценено и влиянието на времето за ецване при аплицирането на адхезивни системи с тотално ецване. В таблица 36 са представени измерените средни стойности на здравината на връзката след съкращаване на времето за въздействие на 7 сек и ецване с 37% фосфорна киселина при образците от двете съзъбия и аплициране на адхезиви с тотално ецване.

Табл. 36. Здравина на връзката в двете съзъбия при ецване за 7 sec.

Вид зъб	Адхезивна система/група	Брой образци N	Здравина на макроопън (MPa)		
			mean $\pm$ SD	Минимална	Максимална
Временни зъби	OptiBond FL– 7 sec – група 5	10	16,00 $\pm$ 2,76	10.78	21.66
	Exite – 7 sec – група 6	10	15.49 $\pm$ 2,76	11,60	18,97
Постоянни зъби	OptiBond FL– 7 sec – група 7	10	11.46 $\pm$ 1,69	8.14	13.72
	Exite – 7 sec – група 8	10	11.20 $\pm$ 1,45	7.58	12.75

При сравняване на средните стойности на здравината на връзката при образци, ецвани за 15 sec (табл.32, групи 1, 2, 3 и 4) с тези ецвани за 7 sec (табл.36, групи 5, 6, 7 и 8), резултатите показват, че времето за ецване влияе върху регистрираните средни стойности на здравината на връзката при адхезивните системи с тотално ецване.

Табл.37. Здравина на връзката при постоянни зъби и ецване за 7 и 15 sec.

Група	Брой образци	Здравина на връзката (MPa) mean $\pm$ SE	t	P
Група 3	10	19.32 $\pm$ 0.91	7.44	<0.0001*
Група 7	10	11.46 $\pm$ 0.54		
Група 4	10	17.68 $\pm$ 0.91	6.34	<0.0001*
Група 8	10	11.20 $\pm$ 0.45		

\*Разликата е статистически значима

Съкращаването на времето за ецване на 7 sec в групите образци от постоянни зъби води до намаляване на средните стойности за здравината на свързване в група 7 (11,46 MPa, табл.37) и група 8 (11,20 MPa, табл.37) в сравнение с тези стойности в група 3 (18,32 MPa) и група 4 (15,68 MPa), при които ецването е за 15 sec (табл.32). Тези разлики са статистически значими и за двете изследвани адхезивни системи с тотално ецване (табл.37) ( $p < 0,0001$ ).

Табл. 38. Здравина на връзката при временни зъби и ецване за 7 и 15 sec.

Група	Брой образци	Здравина на връзката (MPa) mean ±SE	t	P
Група 1	10	12.68±0.52	3.26	<0.01*
Група 5	10	16.00±0.87		
Група 2	10	10.24±0.31	5.65	<0.0001*
Група 6	10	15.48±0.87		

\*Разликата е статистически значима

Съкращаването на времето за ецване на 7 sec в групите образци от временни зъби (група 5 – 16,00 MPa и група 6 – 15,49MPa, табл. 38) води до повишаване на средните стойности на измерената здравина на свързване в сравнение с тези при образците ецвани за 15 sec (групи 1 – 12,69 MPa и група 2 – 10,24 MPa, табл. 32). Тези разлики са статистически значими и за двете изследвани адхезивни системи в полза на по-голяма здравина на връзката при съкратено време на ецване (табл.38).

Статистическият анализ на резултатите за средните стойности на здравината на връзката в групите образци от временни зъби и всички изследвани генерации адхезивни системи показва (табл.39):

Табл.39. Здравина на връзката при временни зъби по двойки и всички изследвани генерации адхезивни системи.

Група	Сравнение с група	Средни разлики в здравината на връзката	95% доверителен интервал		P*
			Долна граница	Горна граница	
Група 1	Група 2	2.45	0.74	4.15	= 0.006

	Група 5	-3.31	-5.02	-1.61	= 0.000
	Група 6	-2.80	-4.51	-1.09	= 0.002
	Група 9	1.89	0.18	3.59	= 0.031
	Група 11	5.81	4.10	7.51	= 0.000
Група 2	Група 5	-5.76	-7.47	-4.05	= 0.000
	Група 6	-5.25	-6.95	-3.54	= 0.000
	Група 9	0.56	-2.27	1.15	= 0.513
	Група 11	3.36	1.65	5.07	= 0.000
Група 5	Група 6	0.51	-1.19	2.22	= 0.550
	Група 9	5.20	3.49	6.91	= 0.000
	Група 11	9.12	7.41	10.83	= 0.000
Група 6	Група 9	4.69	2.98	6.39	= 0.000
	Група 11	8.61	6.90	10.31	= 0.000
Група 9	Група 11	3.92	2.21	5.63	= 0.000

*\*Емпирично ниво на статистическа значимост (ANOVA)*

1. Статистически значими разлики в средните стойности на здравината на връзката между тристъпкова адхезивна система тотално ецване за 15 sec и двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec (група 1 и група 2 - по-голяма здравина в група 1), между тристъпкова адхезивна система тотално ецване за 15 sec и същата адхезивна система, но с ецване за 7sec (група 1 и група 5 - по-голяма здравина при група 5), между тристъпкова адхезивна система тотално ецване за 15 sec и двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec (група 1 и група 6 - по-голяма здравина в група 6), между тристъпкова адхезивна система тотално ецване за 15 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 1 и група 9 - по-голяма здравина в група 1), между тристъпкова адхезивна система тотално ецване за 15 sec и едностъпкова самоецваща адхезивна система (група 1 и група 11 - по-голяма здравина в група 1), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec (група 2 и група 5 - по-голяма здравина в група 5), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и същата адхезивна система, но с ецване за 7 sec (група 2 и група 6 - по-голяма здравина в група 6), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и едностъпкова самоецваща адхезивна система (група 2 и група 11 - по-голяма здравина в група 2), между тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 5 и група 9 - по-голяма здравина в група 5), между тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7

sec и едностъпкова самоецваща адхезивна система (група 5 и група 11 - по-голяма здравина в група 5), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 6 и група 9 - по-голяма здравина в група 6), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec и едностъпкова самоецваща адхезивна система (група 6 и 11 - по-голяма здравина в група 6), между двустъпкова самоецваща адхезивна система и едностъпкова самоецваща адхезивна система (група 9 и група 11 - по-голяма здравина в група 9), (табл. 39).

2. Не се установява статистически значима разлика между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 2 и група 9) и между три- и двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec (група 5 и група 6) (табл. 39) ( $p > 0,05$ ).

Статистическият анализ (oneway Anova) на резултатите за средните стойности на здравината на връзката в групите образци от постоянни зъби и всички изследвани генерации адхезивни системи показва (табл. 40):

Табл.40. Здравина на връзката при постоянни зъби по двойки и всички изследвани генерации адхезивни системи.

Група	Сравнение с група	Средни разлики в здравината на връзката	95% доверителен интервал		P*
			Долна граница	Горна граница	
Група 3	Група 4	2.45	0.74	4.15	= 0.006
	Група 7	-3.31	-5.02	-1.61	= 0.000
	Група 8	-2.80	-4.51	-1.10	= 0.002
	Група 10	1.89	0.18	3.59	= 0.031
	Група 12	5.81	4.10	7.51	= 0.000
Група 4	Група 7	-5.76	-7.47	-4.05	= 0.000
	Група 8	-5.25	-6.95	-3.54	= 0.000
	Група 10	0.56	-2.27	1.15	= 0.513
	Група 12	3.36	1.65	5.07	= 0.000
Група 7	Група 8	0.51	-1.19	2.22	= 0.550
	Група 10	5.20	3.49	6.91	= 0.000
	Група 12	9.12	7.41	10.83	= 0.000
Група 8	Група 10	4.69	2.98	6.39	= 0.000
	Група 12	6.61	6.90	10.31	= 0.000
Група 10	Група 12	3.92	2.21	5.63	= 0.000

\*Емпирично ниво на статистическа значимост (ANOVA)

1. Статистически значими разлики в средните стойности на здравината на връзката между три- и двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec (група 3 и група 4 - по-голяма здравина в група 3), между тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec (група 3 и група 7 - по-голяма здравина в група 3), между тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec (група 3 и група 8 - по-голяма здравина в група 3), между тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 3 и група 10 - по-голяма здравина в група 3), между тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и едностъпкова самоецваща адхезивна система (група 3 и група 12 - по-голяма здравина в група 3), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec (група 4 и група 7 - по-голяма здравина в група 4), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и същата адхезивна система, но с ецване за 7 sec (група 4 и 8 - по-голяма здравина в група 4), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и едностъпкова самоецваща адхезивна система (група 4 и група 12 - по-голяма здравина в група 4), между тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 7 и група 10 - по-голяма здравина в група 10), между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 8 и група 10 - по-голяма здравина в група 10), между дву- и едностъпкови самоецващи адхезивни системи (група 10 и група 12 - по-голяма здравина в група 10) (табл.40).
2. Не се установява статистически значима разлика между двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec и двустъпкова самоецваща адхезивна система (група 4 и група 10) (табл.40) ( $p>0,05$ ). Поради това, че при постоянните зъби съкращаването на времето за ецване води до статистически значимо намаляване на резултатите в средните стойности на здравината на връзката (групи 7 и 8) липсата на статистически значима разлика не се взема предвид.

Вид на разрушение на връзката между дентина на образците от двете дентиици и изследваните генерации адхезивни системи, след прилагане на теста на макроопън

Видът на разрушаването на връзката за всеки образец се класифицираше в един от следните типове:

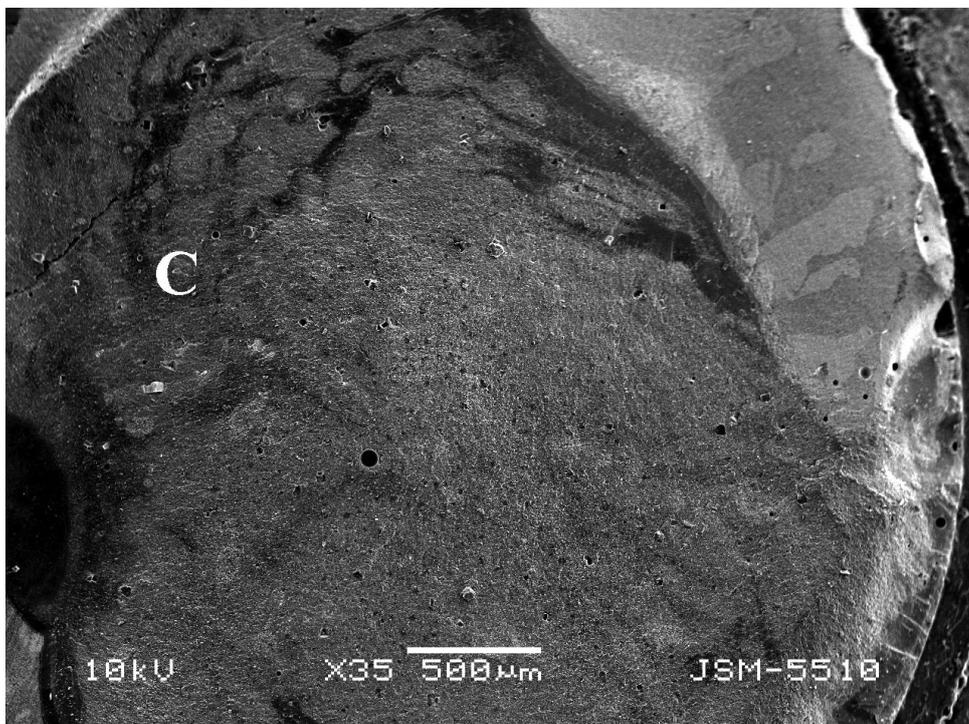
Тип 1: адхезивна фрактура - фрактурната линия е локализирана в адхезива на граничната зона дентин-адхезив и на граничната зона композит-адхезив – остатъци от адхезива се наблюдават по двете страни върху зъба и върху пръстена – това е провал в адхезията.

Тип 2: кохезивна фрактура в композита - фрактурната линия минава само в обема на композита

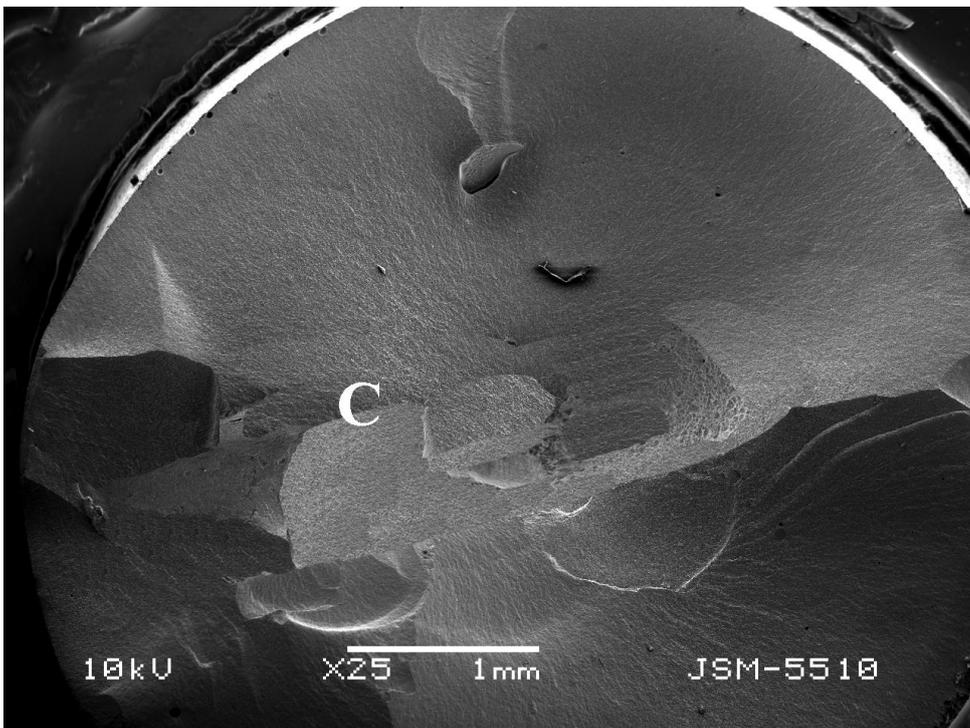
Тип 3: кохезивна фрактура в дентина – фрактурната линия минава само в обема на дентина

Тип 4: смесен тип фрактура – образците показват и двата типа на фрактура – адхезивно и кохезивно разрушение – дентин-адхезив-композит.

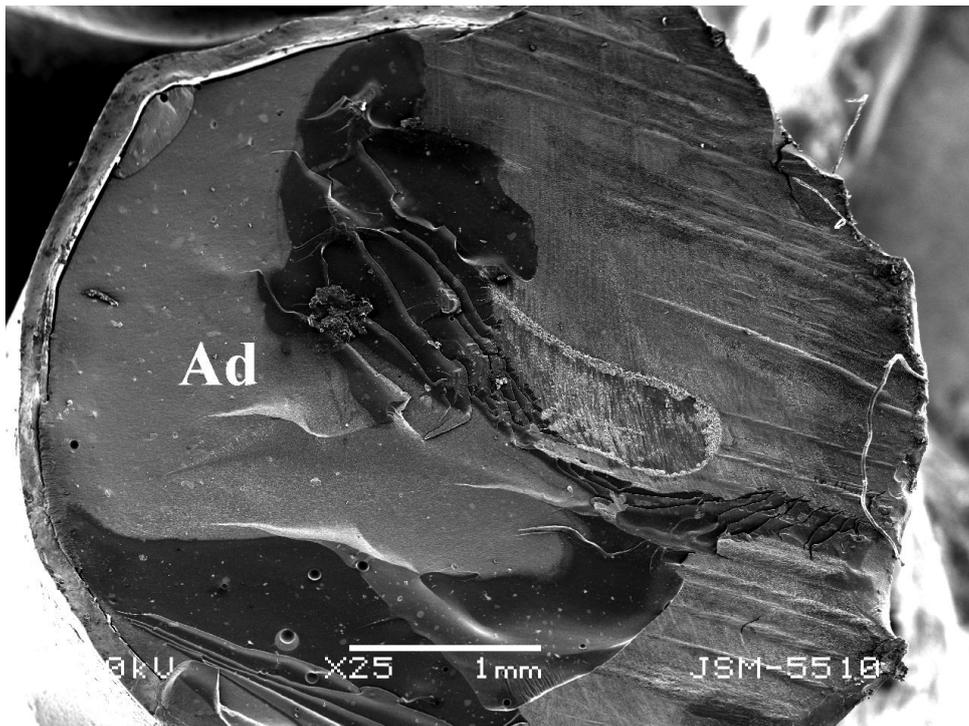
От фиг. 59 до фиг. 68 са представени скенограми, изобразяващи различните видове разрушение на връзката между дентина на образците от двете дентиции и използваните в нашата опитна постановка генерации адхезивни системи.



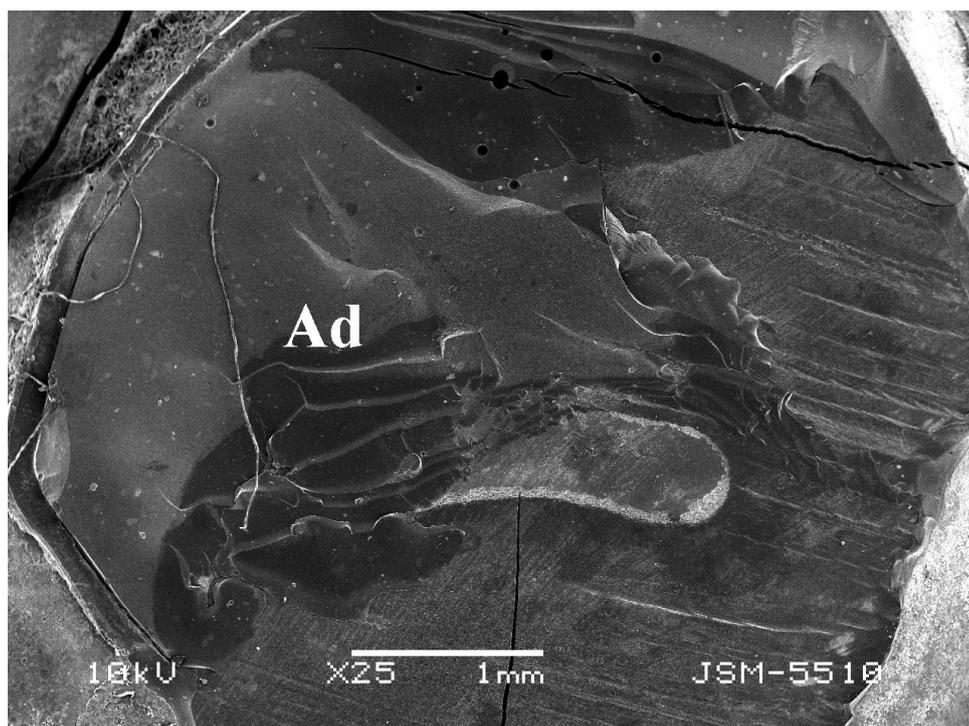
Фиг.59. Кохезивен тип разрушение при образци от група 4 (постоянни зъби, 15 sec ецване с 37% фосфорна киселина и адхезивна система Exite, двустъпкова). Фрактурната линия е само в обема на композита (C=композит) като не се наблюдават остатъци от адхезив.



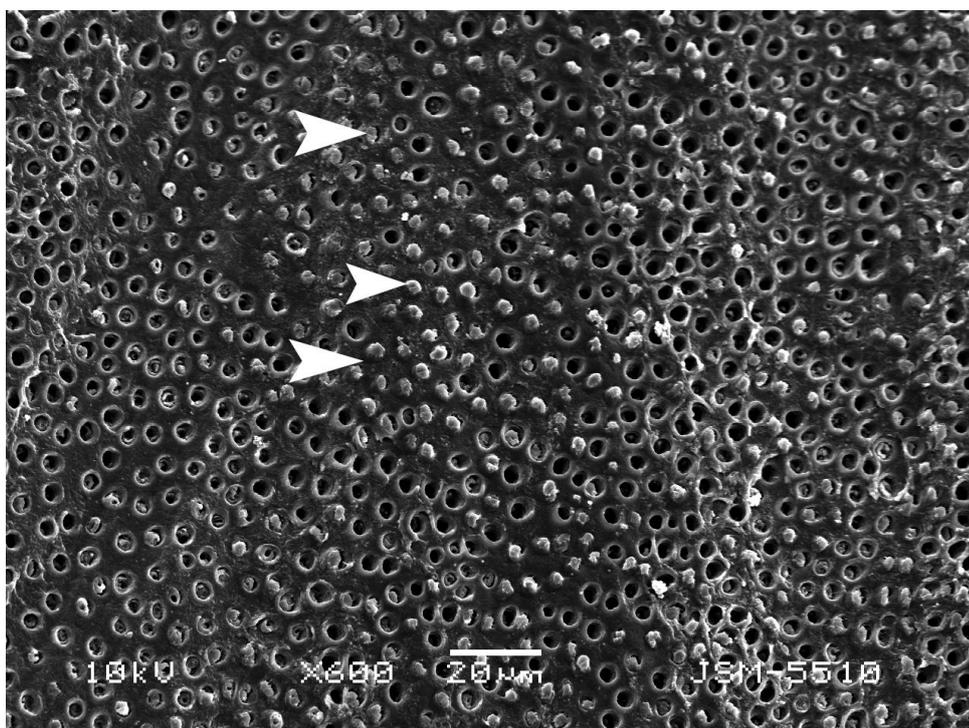
Фиг.60. Кохезивен тип разрушение в композита при образци от група 3 (постоянни зъби, 15 sec ецване, с 37% фосфорна киселина и адхезивна система OptiBond FL, 3-стъпки. Фрактурната линия минава само в обема на композита (C=композит).



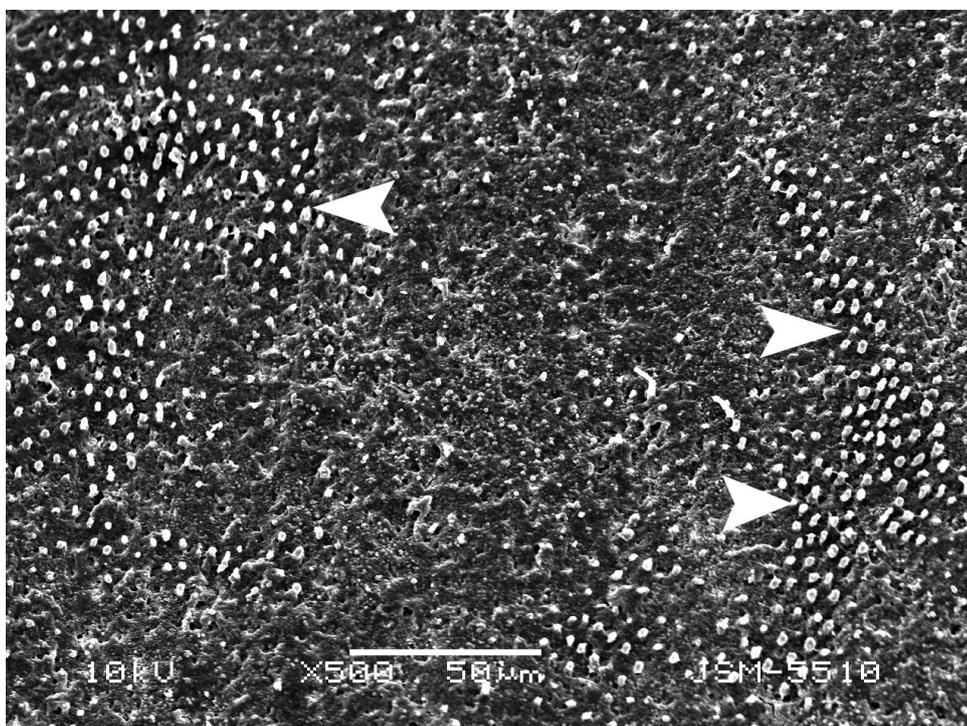
Фиг.61. Адхезивен тип разрушение при образци от група 1 (временни зъби, 15 sec ецване, 37% фосфорна киселина, адхезивна система Optibond FL, 3-стъпки). По повърхността на образеца не се наблюдават остатъци нито от композит нито от дентин, а само от адхезива (Ad=адхезив).



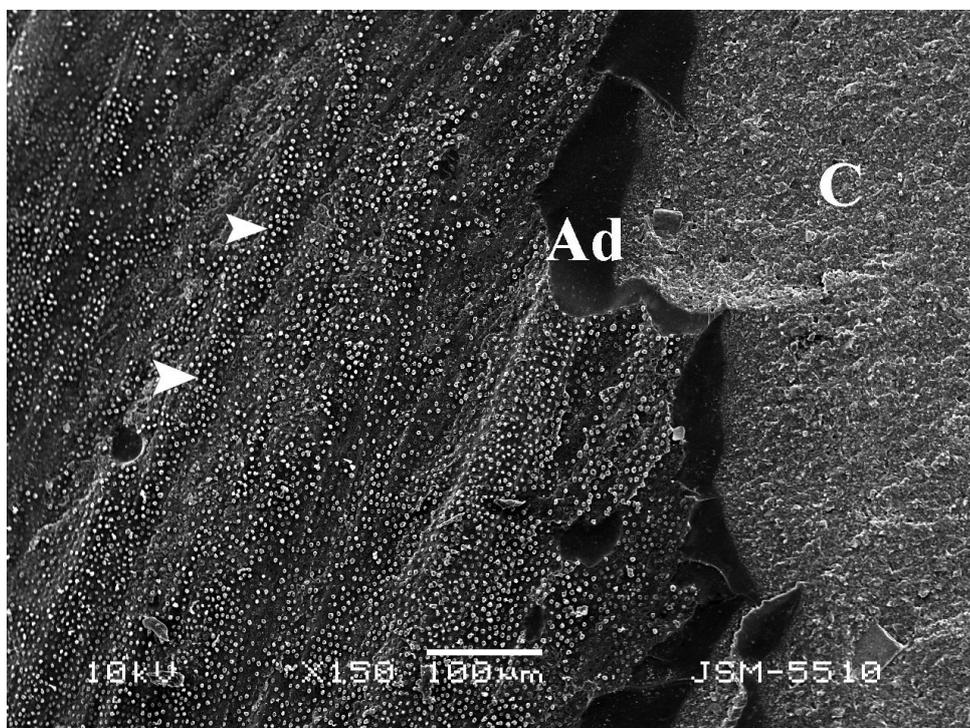
Фиг.62. Адхезивен тип на разрушение в образци от група 11 (временни зъби, едностъпкова самоецваща адхезивна система AdheSE One). Фрактурната линия е само в границите на адхезива като не се наблюдават остатъци от композит върху него (Ad=адхезив).



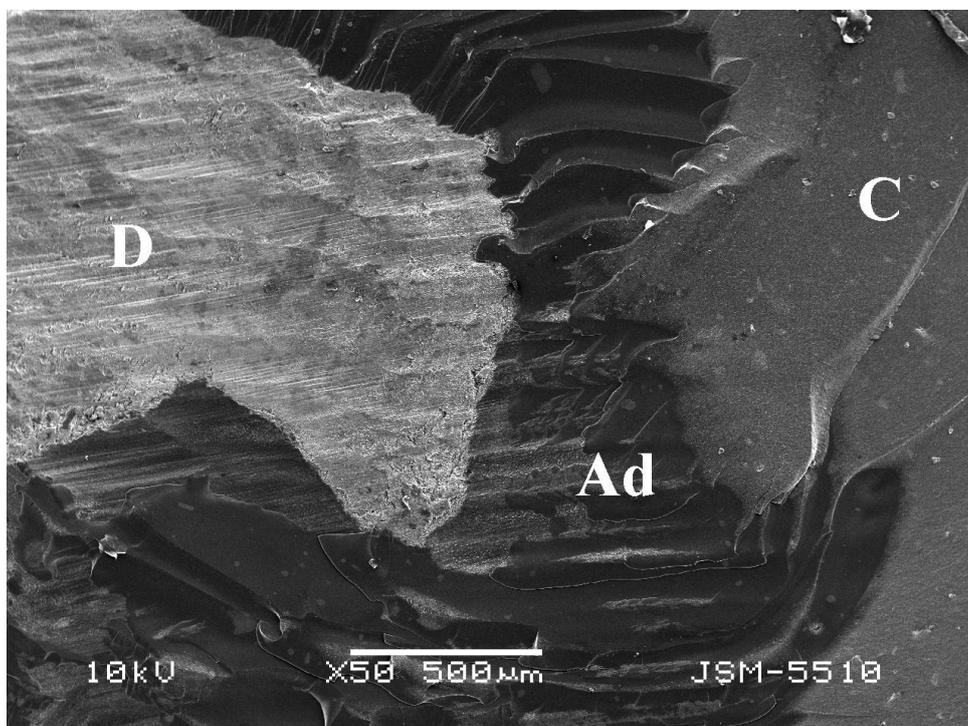
Фиг.63. Адхезивен тип разрушение на по-голямо увеличение върху повърхността на зъба – наблюдават се отворени дентинови каналчета и такива, които са obturirani от адхезивни запушалки (стрелка) – резултат от пенетрацията на адхезива в дентиновите каналчета (група 2, временни зъби, 15 sec ецване, 37% фосфорна киселина, Exite – 2-стъпки)



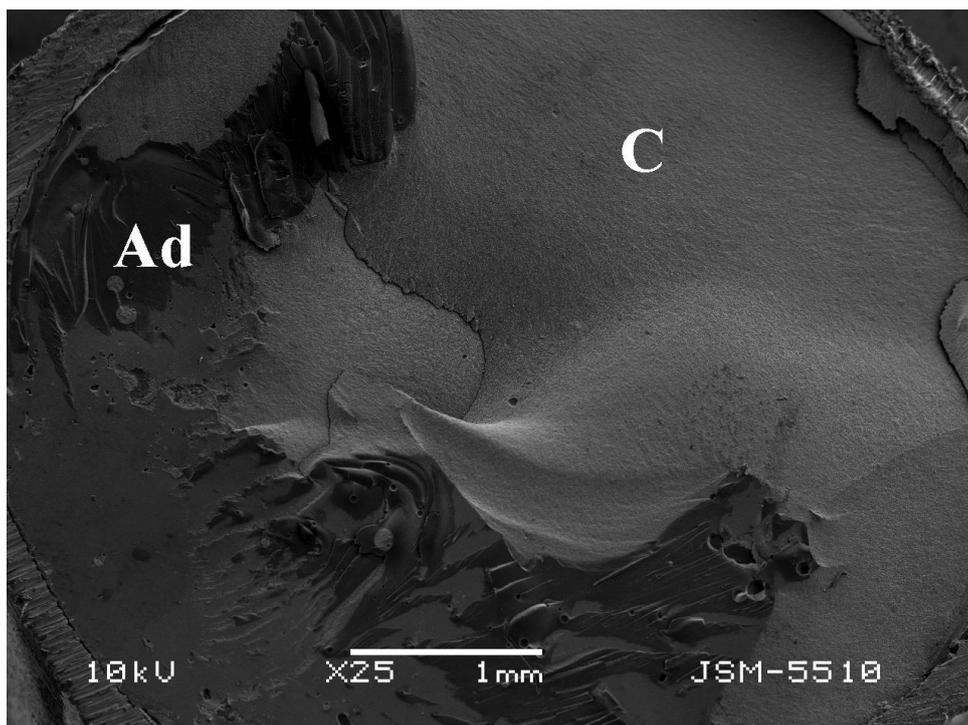
*Фиг.64. Адхезивен тип на разрушение на по-голямо увеличение (от страната на пръстена) при образци от група 1(временни зъби,15 sec ецване, 37% фосфорна киселина, адхезивна система OptiBond FL, 3-стъпки) - наблюдават се многобройни измъкнати адхезивни крачета (стрелка), които са образувани в резултат от пенетрацията на адхезива в дентиновите каналчета*



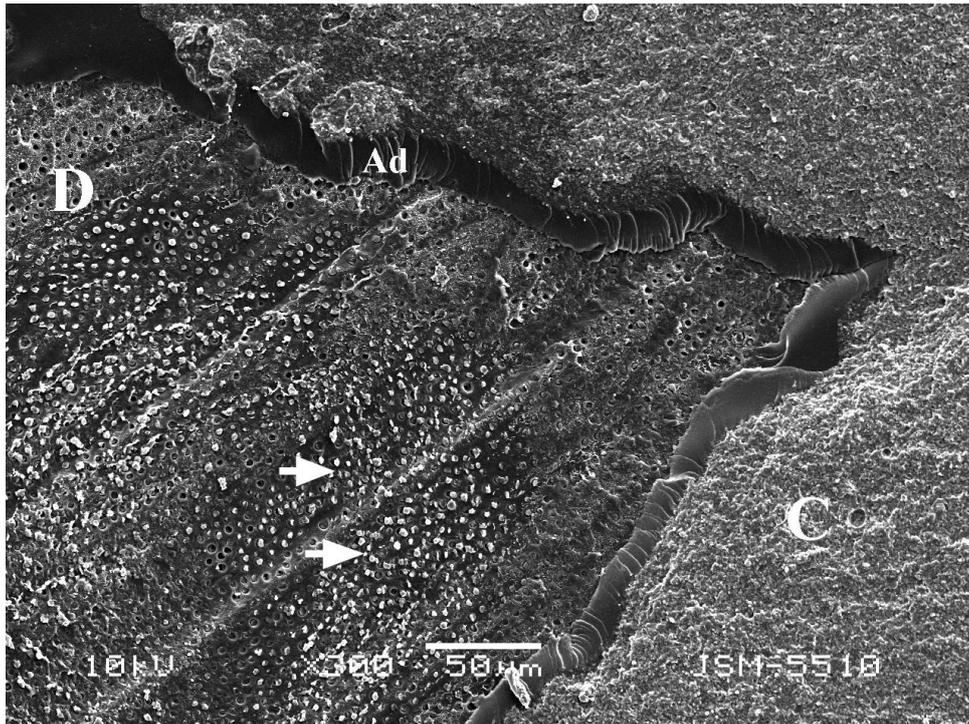
*Фиг. 65. Смесен тип на разрушение на по-голямо увеличение – при група 5 (временни зъби, 7 sec ецване, 37% фосфорна киселина, адхезивна система OptiBond FL, 3-стъпки) – наблюдават се части от адхезивни крачета (стрелка), измъкнати от дентиновите каналчета по остатъците от адхезивния слой (Ad=адхезив), както и зона от композита (C=композит), непокрита от адхезивен слой – находката е по повърхността на пръстена*



*Фиг. 66. Смесен тип на разрушение в група 6 (временни зъби, 7 sec ецване, 37% фосфорна киселина, адхезивна система Exite, 2-стъпки. Фрактурната линия преминава дентин (D) - адхезив (Ad)- композит (C).*



*Фиг.67. Смесен тип разрушение – кохезивно в композита (C) и адхезивен тип (Ad) в адхезива при образци от група б (временни зъби, 7 sec ецване, 37% фосфорна киселина, адхезивна система Exite, 2-стъпки) - находката е по частта от пръстен*



Фиг. 68. Смесен тип разрушение - адхезивен и кохезивен тип в композита. Наблюдава се дентиновата повърхност (D) с частично отворени дентинови каналчета и такива, които са obtурирани от адхезивните крачета (стрелка). Установява се и слой от композита (C) върху адхезивния слой (Ad) - образци от група 3 (постоянни зъби, 15 sec ецване, 37% фосфорна киселина, адхезивна система OptiBond FL, 3-стъпки)

Табл. 41. Разпределение по вид на провала на връзката при образци от временни и постоянни зъби и изследваните генерации адхезивни системи

	Група	Адхезивен тип на разрушение		Кохезивен тип на разрушение		Смесен тип на разрушение		Общо	
		Брой	%	Брой	%	Брой	%	Брой	%
Адхезивни системи с тотално ецване (15 sec)	Група 1	7	70.0	0	0.0	3	30.0	10	100
	Група 2	9	90.0	0	0.0	1	10.0	10	100
	Временни зъби	16	80.0	0	0.0	4	20.0	20	100
	Група 3	2	20.0	2	20.0	6	60.0	10	100
	Група 4	3	30.0	1	10.0	6	60.0	10	100
	Постоянни зъби	5	25.0	3	15.0	12	60.0	20	100
Самоецващи адхезивни системи	Група 9	9	90.0	0	0.0	1	10.0	10	100
	Група 11	10	100.0	0	0.0	0	0.0	10	100
	Временни зъби	19	95.0	0	0.0	1	5.0	20	100
	Група 10	6	60.0	0	0.0	4	40.0	10	100
	Група 12	8	80.0	0	0.0	2	20.0	10	100
Постоянни зъби	14	70.0	0	0.0	6	30.0	20	100	
Общо	Временни зъби	35	87.5	0	0.0	5	12.5	40	100
	Постоянни зъби	21	52.5	3	7.5	16	40.0	40	100

При проведеното наблюдение на вида на разрушението е установено, че адхезивния тип провал е по-често наблюдаван при временните зъби 87,5% (групи 1, 2, 9 и 11), спрямо 52,5% при постоянните зъби (групи 3, 4, 10 и 12) (табл.41), приложени според инструкцията на производителя. При самоецващите адхезиви стойностите на адхезивния провал са много по-високи от тези за адхезивните системи с тотално ецване и за временните и за постоянните зъби. При самоецващите адхезиви тази стойности са 95% за временните и 70% за постоянните зъби, а за адхезивните системи с тотално ецване тези стойности са съответно 80% за временните зъби и 25% за постоянните зъби (таблица 41).

Табл. 42. Разпределение по вид на провала във връзката при образци от временни и постоянни зъби и адхезивни системи с тотално ецване за 7 sec.

	Група	Адхезивен тип на разрушение		Кохезивен тип на разрушение		Смесен тип на разрушение		Общо	
		Брой	%	Брой	%	Брой	%	Брой	%
Адхезивни системи с тотално ецване (7sec)	Група 5	3	30.0	1	10.0	6	60.0	10	100
	Група 6	3	30.0	2	20.0	5	50.0	10	100
	Временни зъби	6	30.0	3	15.0	11	55.0	20	100
	Група 7	8	80.0	0	0.0	2	20.0	10	100
	Група 8	7	70.0	0	0.0	3	30.0	10	100
	Постоянни зъби	15	75.0	0	0.0	5	25.0	20	100

Съкращаването на времето на ецване (в групи 5 до група 8 включително) води до повишаване на адхезивния провал при постоянните зъби от 25% (табл.41) на 75% (табл.42) и намаляване на този тип провал при временните зъби от 80% (табл. 41) на 30% (табл.42).

Приложеният ординален логистично регресионен модел (описан в методиката на статистическия анализ) за моделиране на връзката между: резултатите от теста за здравина на връзката, типа на провала и вида на адхезивната система/съответната група, показва силна обяснителна способност. Т.е. на база на данните за стойността на здравина на връзката и вида на адхезивната система/групата (определящите променливи) в много голяма степен може да се прогнозира типа на провала (резултативната променлива).

На таблица 43 са представени оценените стойности за всяка определяща променлива – здравина на връзката и вида на адхезивната система/групата. Вижда се, че и при двете имаме статистическа значимост ( $p < 0,05$ ).

Табл. 43. Логистичен регресионен модел за предсказване на типа на разрушението в зависимост от здравината на връзката и вида на зъба и адхезивната система

Фактор	Коефициент	95% доверителен интервал		Р
		Долна граница	Горна граница	
Здравина на връзката	8.62	2.85	14.39	0.003*
<i>Група 1</i>	-6.84	-15.43	1.74	0.119
<i>Група 2</i>	13.07	-0.75	26.91	0.064
<i>Група 3</i>	-33.91	-392.58	324.76	0.853
<i>Група 4</i>	-37.39	-63.21	-11.57	0.005*
<i>Група 5</i>	-17.05	-30.04	-4.06	0.010*
<i>Група 6</i>	-0.44	-7.48	6.61	0.903
<i>Група 7</i>	1.25	-4.20	6.70	0.653
<i>Група 8</i>	10.18	1.21	19.10	0.026*
<i>Група 9</i>	6.66	-6.12	19.44	0.307
<i>Група 10</i>	-30.99	-52.85	-9.15	0.005*
<i>Константа</i>	112.886	37,131	188,641	= 0,003

От 75 провала от адхезивен тип 74 са предсказани коректно (т.е. положителната предиктивна стойност на модела е 98.67%), а от 45 провала от кохезивен/смесен тип 44 са предсказани коректно (т.е. отрицателната предиктивна стойност на модела е 97.78%). Значителната класификационната сила на модела най-добре се вижда от броя коректни прогнозиран типове – от 120 анализирани образци, 118 (98.33%) са коректно класифицирани (табл.44).

Табл.44. Класификационна таблица на прогностичния модел за типа на провал.

Предсказан тип тип провал	Адхезивен Брой (%)	Кохезивен/смесен Брой (%)	Общо Брой (%)
Адхезивен	74 (98.67)	1(1.33)	75 (100)
Кохезивен/смесен	1(2.22)	44 (97.78)	45 (100)
Общо	75	45	120

### ОБСЪЖДАНЕ

Получените резултати от проведения от нас тест за здравина на връзката на макроопън при временни и постоянни зъби показват статистически значима разлика между отделните изследвани групи образци (табл.39 и 40) с малки изключения между образците от група 2 (временни зъби, двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec) и група 9 (временни зъби, двустъпкова самоецваща адхезивна система), между група 5 (временни зъби, тристъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec) и група 6 (временни зъби, двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec), между група 4 (постоянни зъби, двустъпкова адхезивна система с тотално ецване за 15 sec) и група 10 (постоянни зъби, двустъпкова самоецваща адхезивна система). Стойностите за здравината на свързване с дентина на временните зъби са статистически значимо по-ниски от получените резултати в групите с образци от постоянни зъби за всички използвани в настоящото изследване адхезивни системи (табл.33) ( $p < 0,05$ ). Тези наши резултати са в съответствие с резултати на други изследователи, които съобщават за по-слаба здравина на свързване с дентина на временните зъби, дължащо се на микроморфологичните и химичните различия между зъбите от двете дентиции (14, 68, 267, 383). Те показват, че видът на зъба и видът на аплицираната адхезивна система влияят върху постигнатата здравина на свързване с дентина, и че не съществуват адхезивни системи, които да са еднакво ефективни в постигнатата здравина на свързване при временните и постоянните зъби.

За постигане на ефективно свързване с дентина, приложената адхезивна система трябва да доведе до образуването на хибриден слой, резултат от инфилтрацията на пластмасовите мономери на адхезива между органичните компоненти - колагеновите влакна - на дентина (110, 255, 301, 332). Качеството на хибридният слой зависи от рН на ецващото средство, способността на пластмасовия мономер да инфилтрира

демнерализирания дентин и специфичните характеристики на дентиновия субстрат (54, 83, 97, 110, 162, 231, 258, 279, 367, 383, 409). При изследване дебелината на този слой, автори са показали, че той е по-дебел при временните зъби, в сравнение с този при постоянните зъби при равни условия (71, 267, 268, 317, 353, 367). Като основна причина за това се приема, че дентина на временните зъби, поради своите особености, е по-реактивен на киселинно въздействие (62, 73, 231). Според автори обаче нарастването на дебелината на хибридният слой не се свързва с повишаване здравината на връзката. За постигане на по-голяма здравина на свързване от значение е качеството на този хибриден слой, а не неговата дебелина (71, 161, 164, 267, 268, 305, 375, 377, 420). Стабилна връзка се постига, ако ецвания субстрат се инфилтрира изцяло от адхезива, като се избегнат различни степени на непълна импрегнация (116, 345, 468). Нарастването на дебелината на хибридният слой и последващата непълна пенетрация на адхезивната пластмаса в предварително демнерализирания дентин би могла да е причина и за регистрираните по-ниски стойности в здравината на свързване с дентина на временните зъби. Поради тази причина се предполага, че съкращаването на времето за ецване, на основата на по-голямата реактивност на дентина на временните зъби при киселинно въздействие, може да се използва като средство за получаване на хибриден слой при временните зъби, сходен с този при постоянните и постигане на по-голяма здравина на свързване с дентина на тези зъби.

Нашите изследвания потвърждават това предположение. Съкращаването на времето за ецване при адхезивните системи с тотално ецване води до образуването на адхезивна връзка с механична здравина, съпоставима с тази при постоянните зъби. В групата на временните зъби и аплициране на адхезиви с тотално ецване, съкращаването на времето за ецване на 7 сек показва по-високи стойности на постигнатата здравина на свързване в сравнение с групите от временни зъби и ецване за 15 сек при двата вида адхезиви (табл.38), като разликите са статистически значими ( $p < 0,05$ ). В групата на постоянните зъби обаче съкращаването на времето за ецване на 7 сек има за последица намаляване на стойностите за постигнатата здравина на свързване с дентина на постоянните зъби и двата вида адхезивни системи с тотално ецване (табл.37), а разликите са статистически значими ( $p < 0,05$ ). Тези резултати показват, че съкращаването на времето за ецване на 7 сек повлиява постигнатата здравина на свързване независимо от вида на субстрата (дентин на временни или постоянни зъби).

Друга причина за по-ниските стойности на измерената здравина на свързване в групите от временни зъби са морфологичните особености на дентина на тези зъби.

Временните зъби се характеризират с по-малко количество на интертубуларния дентин, а това е основният субстрат за осъществяване на хибридизацията и за постигане на оптимална адхезия с дентина (71, 91, 211, 267, 268, 336). Гъстотата и диаметъра на дентиновите тубули при временните зъби са по-малки от тези характеристики при постоянните зъби и са отговорни за по-ниския пермеабилитет на дентина на временните зъби (65, 210, 211, 246, 267, 268, 336).

Видът на адхезивната система също повлиява постигната здравина на свързване с дентина. Адхезивите с тотално ецване постигат най-голяма здравина на свързване при образците и от двете дентиции (табл.32). С по-ниски стойности е здравината на свързване, постигната със самоецващите адхезиви (табл.35 и табл.36). При статистическия анализ на резултатите за здравината на връзката при аплицирането на двустъпковите самоецващи адхезивни системи е установено, че не съществува статистически значима разлика в постигнатите средни стойности с тези на двустъпковите адхезивни системи с тотално ецване (група 2 – двустъпков адхезив с тотално ецване и група 9 – двустъпкова самоецваща адхезивна система табл.39). В специализираната литература резултатите по отношение на самоецващите адхезиви са противоречиви. Едни показват, че тяхното приложение води до образуване на не достатъчно добра и дълготрайна здравина на връзката (68, 261, 281, 381, 388), други изследвания са в подкрепа на тяхното използване (38, 90, 231). Стремещт към опростяване и съкращаване на клиничния протокол за нанасяне на адхезивната система се свързва със загуба на ефективността на свързване с твърдите зъбни структури, поради което техните предимства трябва да се обвържат и с недостатъците им (54, 118, 312, 428, 435).

Съкращаването на протокола при аплицирането на адхезивните системи с тотално ецване също показва тази тенденция – намаляване на постигнатата здравина на свързване с дентина и при двете дентиции – двустъпковите адхезивни системи показват по-ниски средни стойности на здравина в сравнение с тристъпковите адхезиви (табл.32 и табл.35).

Видът на провала бе класифициран като адхезивен (фиг. 61, 62, 63 и 64), кохезивен (фиг.59 и 60) и смесен тип (фиг.65, 66, 67 и 68). Колкото е по-слаба адхезивната система, толкова по-често видът на провал е адхезивен тип (фиг.61, 62, 63 и 64). При приложението на по-силни адхезивни системи съответно се наблюдава по-често кохезивен (фиг. 59 и 60) или смесен тип провал (фиг.65, 66, 67 и 68) (68, 378).

При изследване на вида на провала се установява, че при времените зъби по-често се наблюдава адхезивния провал (87.5%), в сравнение с постоянните зъби (52.5%). Това съответства на резултатите от приложения тест за здравина на връзката. Той показва, че свързването с дентина на постоянните зъби е много по-успешно в сравнение с това при временните зъби (табл.41).

При обвързване на вида на провал с вида на адхезивната система се установява, че при самоецващите адхезиви по-чест е адхезивния тип провал на свързването и в двете съзъбия (95% при времените и 70% при постоянните), в сравнение с тези резултати при адхезивните системи с тотално ецване (80% за времените и 25% за постоянните). По-голямата здравина на свързване с дентина би довела до по-голяма честота на смесения или кохезивния тип провал. Изследването на вида на провал осигурява важна информация при анализа на резултатите от провеждане на тестове за здравина на връзката, а класификацията на вида на провала е важно наблюдение (68).

Съкращаването на времето за ецване на 7 сек при адхезивните системи с тотално ецване има за последица намаляване на процента на адхезивен тип провал за сметка на по-висок процент на кохезивния или смесен тип на разрушаване при временните зъби (от 80% адхезивния тип намалява на 30% - табл. 41), което е в съответствие със стойностите за постигнатата здравина на свързване от теста за макроопън (табл.38).

При образците от постоянни зъби обаче, редуцирането на времето за ецване на 7 сек довежда до нарастване на стойностите на адхезивния тип провал на свързване (от 25% на 75% - табл.41). Това отново показва, че съкращаването на времето за ецване при постоянните зъби води до намаляване на здравината на свързване със зъбните структури при приложението на адхезивните системи с тотално ецване (табл.37).

Тук трябва да се посочи и влиянието на останалите параметри от изследването – дизайна на опитната постановка и експерименталните условия, уменията на оператора, съхранението на образците до момента на експеримента, времето на съхранение на образците във вода до момента на тестването. Това са все фактори, които в значителна степен влияят върху получените стойности на здравината на връзката и вида на провала (92, 129, 416, 438, 439). При нашата опитна постановка е възможно прибавеното въздействие и на сили на огъване, осукване в процеса на тестване, а не само на чист опън, което и да е причина за разликите в получените стойности в сравнение с други автори, както и комбинацията от различните тествани от нас адхезивни системи. Изследвания са показали, че *in vitro* тестовете за здравина на връзката са ефективни методи за изясняване на физическата здравина на адхезивните системи и са много

важно средство за предсказване и развиване на клиничното представяне на тези системи (68, 249, 265, 364). Макар и да не предсказват директно клиничното представяне на адхезивите, сравняването между отделни групи адхезиви е валидно и може да бъде използвано при вземане на клинични решения (459).

*Изводи:*

1. Здравината на връзката с дентина на постоянните зъби е по-голяма от тази, с дентина на временните зъби при аплициране на изследваните от нас генерации адхезивни системи. Свързването с дентина на постоянните зъби е много по-успешно отколкото това с дентина на временните зъби. Причините за това могат да бъдат както структурните различия между двете дентии така и използваните материали.
2. Адхезивните системи с тотално ецване довеждат до по-голяма здравина на свързване с дентина на двете дентии, в сравнение със здравината постигната със самоецващите адхезивни системи отново за двете дентии.
3. При временните зъби най-голяма здравина на връзката се получава при съкращаване на времето за ецване на 7 sec и аплициране на адхезивни системи с тотално ецване.
4. Двустъпковите самоецващи адхезивни системи се доближават по стойности до постигната здравина на свързване с дентина на временните зъби след аплицирането на двустъпкови адхезивните системи с тотално ецване за 7 sec.
5. Двустъпковите самоецващи адхезивни системи са подходящи за деца, тъй като съкращават клиничния протокол и осигуряват по-голяма сухота на оперативното поле.
6. Някоя от тестваните адхезивни системи не показва еднакви стойности на здравината на свързване с дентина на зъбите от двете дентии.
7. Не съществуват адхезивни системи, които да са еднакво ефективни по отношение на постигната здравина на свързване с дентина на временните и постоянните зъби.

## ПЕТА ЗАДАЧА

Изработване, апробиране в клинични условия и проследяване на оптимизиран протокол за приложение на изследваните генерации адхезивни системи при временни зъби.

## РЕЗУЛТАТИ

От изработените в началото 160 obtурации, в края на изследвания период – на 24-я месец, като клинично идеални или клинично приемливи са оценени 148 (92,50%) obtурации. Дванадесет obtурации (7,5%) са били оценени като клинично неприемливи на 18-я или на 24-я месец, което е наложило да бъдат подменени. Това са 8 obtурации от група 4 (AdheSE One, 1-бутилкова самоецваща адхезивна система) и по две obtурации от група 2 (Exite, 2-стъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7sec) и от група 3 (AdheSE, 2-бутилкова самоецваща адхезивна система). Никоя от obtурациите от група 1 (OptiBond FL, 3-стъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec) не се е наложило да бъде подменена или коригирана до края на изследвания период. Броят на obtурациите, изследвани на всеки контролен период е представен на таблица 45.

Таблица 45. Брой obtурации, изследвани на всеки контролен период

<i>Група</i>	<i>Начало</i>	<i>6 месеца</i>	<i>12 месеца</i>	<i>18 месеца</i>	<i>24 месеца</i>
<b>Група 1</b>	40	40	40	40	40
<b>Група 2</b>	40	40	40	40	38
<b>Група 3</b>	40	40	40	40	38
<b>Група 4</b>	40	40	40	36	32
<b>Общо</b>	160	160	160	156	148

### *1. Маргинално оцветяване*

Промяна на този критерий се установява на 12-я месец в група 4 (табл.46), но obtурациите не се нуждаят от подмяна – код Alpha+Bravo. На 18-я месец в група 1, 2 и 3 всички obtурации са оценени като клинично приемливи (код Alpha+Bravo). В група 4,

36 обтурации са клинично приемливи (код Alpha+ Bravo) и 4 обтурации са оценени с код С (Charlie, фиг.76). На 24-я месец в група 1 всички обтурации са оценени като клинично идеални или клинично приемливи (код Alpha+Bravo). В група 2 - клинично неприемливо маргинално оцветяване (код Charlie, фиг.72) се появява при две обтурации, а останалите 38 са оценени с код Alpha+Bravo. В група 3 – 38 от обтурациите са клинично приемливи (код Alpha+Bravo) и две обтурации са получили код Charlie. В група 4 на 24-я месец 32 от обтурациите са клинично идеални или клинично приемливи (код Alpha+Bravo) и още четири са били оценени като клинично неприемливи (код Charlie, фиг.77) (табл.46). Установена е статистически значима разлика между групи 1, 2, 3 и група 4 на 18-я месец ( $p=0,02$ ). На 24-я месец статистически значима разлика се запазва между групи 1 и 4 ( $p=0,04$ ), а между групи 1, 2 и 3 различията не са статистически значими ( $p>0,05$ ).

Таблица 46. Клинична оценка на критерия маргинално оцветяване

МО Група	Начало			6 месеца			12 месеца			18 месеца			24 месеца		
	А	В	С	А	В	С	А	В	С	А	В	С	А	В	С
Група 1	40	0	0	40	0	0	40	0	0	40	0	0	39	1	0
Група 2	40	0	0	40	0	0	40	0	0	38	2	0	36	2	2
Група 3	40	0	0	40	0	0	40	0	0	37	3	0	37	1	2
Група 4	40	0	0	40	0	0	35	5	0	33	3	<b>4</b>	30	2	<b>4</b>
	-			-			-			Kruskal- Walis test , P=0.02			Mann-Whitney U test, P=0.04		

## 2. Вторичен кариес

На 24-я месец в група 4 се налага подмяна на четири обтурации поради наличен вторичен кариес (код Bravo, фиг.73), а в групи 2 и 3 по две обтурации са получили код Bravo (табл.47). Установена е статистически значима разлика в промяната на този критерий между групи 1 и 4 ( $p=0.047$ ) в края на изследвания период - на 24-я месец. Между групи 1, 2, 3 – установените вторични кариозни лезии са без статистически значима разлика ( $p>0,05$ ).

Таблица 47. Клинична оценка на критерия вторилен карлес

ВК Група	Начало		6 месеца		12 месеца		18 месеца		24 месеца	
	А	В	А	В	А	В	А	В	А	В
Група1	40	0	40	0	40	0	40	0	40	0
Група 2	40	0	40	0	40	0	40	0	38	2
Група 3	40	0	40	0	40	0	40	0	38	2
Група 4	40	0	40	0	40	0	40	0	36	4
	-		-		-				Mann-Whitney U test, P=0.04	

Статистическият анализ на резултатите от контролните прегледи по двата основни критерия показват следните особености. По отношение на критерия за маргинално оцветяване се установява статистически значима разлика между изследваните групи 1, 2, 3 и група 4 на 18-я месец, и на 24-я месец между групи 1 и 4 (табл.47). Статистически значима разлика по отношение на критерия вторилен карлес е установена между групи 1 и 4 на 24-я месец (табл.47). Установените вторилен карлезни лезии са без статистически значима разлика между групи 1, 2 и 3 (табл.47).

### 3. Анатомична форма

На 12-я месец от клиничното изследване, всички обтурации от групи 1, 2, 3 и 4 са получили код Alpha+Bravo (табл.48). На 18-я месец, 4 от обтурациите в група 4 са получили код Charlie. Всички останали обтурации от група 4, както и всички обтурации от групи 1, 2 и 3 са били оценени като отлични или клинично приемливи (код Alpha+Bravo). На 24-я месец в групи 2 и 3 по две обтурации са били оценени с код Charlie, останалите обтурации са били оценени като клинично приемливи код (Alpha+Bravo, фиг.74). В група 4, четири обтурации са получили код Charlie (табл.48). Установена е статистически значима разлика в промяната на този критерий между групи 1, 2, 3 и група 4 на 18-я месец ( $p=0.007$ ) и между група 1 и 4 на 24-я месец ( $p=0,031$ ). Между останалите групи установените разлики не са статистически значими ( $p>0,05$ ).

Таблица 48. Клинична оценка на критерия анатомична форма

АФ Група	Начало			6 месеца			12 месеца			18 месеца			24 месеца		
	А	В	С	А	В	С	А	В	С	А	В	С	А	В	С
Група 1	40	0	0	40	0	0	40	0	0	40	0	0	40	0	0
Група 2	40	0	0	40	0	0	40	0	0	38	2	0	38	0	2
Група 3	40	0	0	40	0	0	40	0	0	39	1	0	38	0	2
Група 4	40	0	0	40	0	0	38	2	0	34	3	4	31	1	4
			-			-			Kruskal- Walis test P=0.007			Mann-Whitney U test , P =0.031			

#### 4. Периферни ръбове на obturation/маргинална адаптация

При оценка на този критерий (табл.49) клинично приемлива промяна се наблюдава на 12-я месец в група 4 (Alpha+Bravo). На 18-я месец отлична маргинална адаптация или клинично приемлива такава се наблюдава при групи 1, 2 и 3 (Alpha+Bravo). В група 4 – три от obturationите са с код Charlie (една от тях е с код С 2a) и една от obturationите е с код Delta (фиг.76) – или тези 4 obturationи е трябвало да бъдат коригирани. На 24-я месец в група 2 и 3, по две obturationи са получили код Charlie, а в група 4 още четири obturationи са били оценени с код Charlie (една от тях е с код С 2a), което е наложило корекцията им. Установена е статистически значима разлика в промяната на този критерий между групи 1, 2, 3 и група 4 на 18-я месец ( $p=0,038$ ). На 24-я месец статистически значима разлика е установена между групи 1 и 4 ( $p=0,04$ ) и липса на значима разлика между останалите групи (табл.49).

Табл. 49. Клинична оценка на критерия периферни ръбове на obturation

ПРО Група	Начало			6 месеца			12 месеца			18 месеца				24 месеца			
	А	В	С	А	В	С	А	В	С	А	В	С	Д	А	В	С	Д
Група 1	40	0	0	40	0	0	40	0	0	40	0	0	0	40	0	0	0
Група 2	40	0	0	40	0	0	40	0	0	38	2	0	0	38	0	2	0
Група 3	40	0	0	40	0	0	40	0	0	38	2	0	0	38	0	2	0
Група 4	40	0	0	40	0	0	38	2	0	33	3	3	1	31	1	4	0
			-			-			Kruskal- Walis test P=0.038				Mann-Whitney U test , P =0.04				

## ОБСЪЖДАНЕ

Успехът при възстановяването на временните зъби зависи преди всичко от степента на кооперативност на детето към денталното лечение, от анатомичните особености на временните зъби и времето на техния престой и функция в устната кухина и по-малко от характеристиките на obtурационните материали (285, 419).

За оценка на физичните и механичните качества на материалите, използвани за obtуриране и във временното съзъбие, са провеждани много *in vitro* изследвания. Въпреки всичко клиничното изследване си остава основното доказателство за ефективността на материалите или прилаганата техника, поради реалното осъществяване на предназначението им в оралната среда (34, 419). Оценката обаче на свързващата ефективност е трудна задача. Причината за това е, че obtурацията може да покаже дефект, който да не е непосредствено свързан с качествата на адхезивната система като например изтриване или фрактуриране (264). Освен това зъбът може да окаже също влияние – развитие на вторичен кариес, което да наложи подмяната на obtурацията (39). Всъщност клиничните изследвания са концентрирани и свързани по-скоро с оценката на критерии с отношение към преживяемост и функционална годност на естетичните възстановявания, отколкото с изследването на връзката (адхезията) между obtурацията и зъбните структури (29, 34, 264, 285, 328, 331, 419). Част от тези критерии имат по-изразена връзка с влиянието на адхезивната система към трайността на възстановяването. Именно към тях са фокусирани преценките за състоянието на obtурациите за периода от 24 месеца на проведеното от нас изследване.

Резултатът от нашето изследване показва, че след 24 месеца 92,50% от obtурациите са в оптимално състояние. През първите 12 месеца никоя от obtурациите не е оценена като клинично неприемлива. Провал на obtурациите се установява за първи път на 18-я месец в група 4 (едностъпкова самоецваща адхезивна система) по отношение на критериите за маргинално оцветяване, нарушена маргинална адаптация и загуба на анатомична форма, които са били оценени като клинично неприемливи. Маргиналното оцветяване се приема като възможен клиничен знак за провал при адхезивното свързване, т.е. свързва се с качествата на използваната адхезивна система (34, 87, 285). В група 4 адхезията на obtурационния материал е осъществена чрез посредничеството на едностъпковата самоецваща адхезивна система AdheSE One (фиг.75, фиг.77), която показва и най-ниски стойности на здравината на свързване в проведеното от нас експериментално изследване (задача 4). Промяна в маргиналното

оцветяване се наблюдава на 24-я месец при групи 2 и 3, при които по две obturации са оценени като клинично неприемливи по този критерий (фиг.72). В група 2 е използвана двустъпкова адхезивна система с тотално ецване (Exite-фиг.70), а времето за ецване в дентина е съкратено на 7 sec в сравнение с препоръчаното от производителя ецване за 15 sec. В група 3 използваната адхезивна система е двустъпкова самоецваща – AdheSE (фиг.71). В група 1 (OptiBond FL, тристъпкова, с тотално ецване за 7 sec) всички obturации са оценени като клинично приемливи по този критерий в края на изследвания период (фиг.69).

Най-голямата пречка за създаването на идеалната възстановителна система е такова запечатване на границата obturация-зъбни структури, което да възпрепятства просмукването (342, 424). То се случва на граничната зона зъб-obturация. Една от неговите клинични прояви, установима при оглед е маргинално оцветяване. Микропросмукването е сериозен проблем при възстановяването на временните зъби поради това, че бондиращите процедури се провеждат обикновено на голяма дълбочина и в близост до пулпата. Необратимо пулпно увреждане може да настъпи от съвместната атака към пулпата, причинена от навлизането на дразнители, които се просмукват около obturацията и от там през тънкия слой дентин или чрез микроскопично разкритие да достигнат до нея. Адхезивната система осигурява бариера спрямо това просмукване, намалява възможността за промяна в цвета на зъбните структури, възможността от фрактуриране и от падане на obturацията (34, 419, 432).

По отношение на критерия вторичен кариес вида на адхезивната система осигурява добрата гранична адаптация на материала към зъбните структури. Това осигурява достатъчна устойчивост на obturацията и противопоставяне на стреса на дъвкателното натоварване и условията на деградация в оралната среда (285). Способността на адхезивната система да запечата стените на кавитета повлиява в значителна степен възможността от развитието на вторичен кариес. Върху тази възможност обаче, влияние оказват и хигиенните навици и кариесната активност на пациента (17, 34, 419). В нашето изследване е установена статистически значима разлика в промяната на този критерий при образците от група 1, 2, 3 и група 4 – на 18-я месец и на 24-я месец между група 1 и 4. Други автори (27) са изследвали клинично представяне на естетични obturации във временното съзъбие като още след 6 месеца съобщават за 10% провал на obturациите. Като една от причините за това те съобщават също развитие на вторичен кариес (27). Изследователи, провели клинични изследвания в рамките на 6 – 24 - 48 месеца дават информация както за липса, така и за

статистическа значимост на този критерий – вторичен кариес, при изследваните от тях групи естетични obtурационни материали във временното съзъбие (17, 29, 34, 285).

Критериите: анатомична форма и маргинален интегритет, имат отношение към качествата на obtурационния материал, техниката на аплицирането му в кавитета и кавитетната препарация (264). В нашето изследване те са включени като допълнителни критерии, а вторият бе и модифициран за целите на изследването. Дефектите, оценени с двата критерия – анатомична форма и маргинален интегритет, се свързват с възможност за микропросмукване и като последствия – възникване на кариес и увреждане на пулпата (фиг.74 и фиг.76). При оценените от нас obtурации с код Charlie (2a) се наложи премахване на установената неравност, чрез вторично заглаждане на ръба на obtурацията, реецване и повторното аплициране на адхезива.

При анализа на резултатите от нашето клинично изследване може да се посочи, че групи 2 и 3 показват сходни промени при оценката на различните критерии на отделните контролни периоди. Или тези две адхезивни системи показват сходни характеристики в клинични условия. В рамките на нашето изследване, анализът на резултатите от група 1 показва, че съкращаването на времето на ецване на 7 sec води до 100% определяне като клинично приемливи obtурациите от тази група. В група 2 две obtурации (5%) са били подменени, а останалите 38 (95%) са били оценени като клинично приемливи. Това дава основание да дадем препоръка за съкращаване на времето за ецване в дентина от 15 sec на 7 sec с цел оптимизиране на адхезивната връзка при нанасянето на адхезивни системи с тотално ецване и да ги препоръчаме за работа при възстановяването на временни зъби поради добрите им клинични резултати при спокойни и позитивно настроени към денталното лечение деца. Когато особеностите в психиката на децата – тяхната умора и липса на търпение са определящи при избора на obtурационен материал, наша препоръка, на основание на проведеното от нас клинично изследване, е използването на двустъпкови самоецващи адхезивни системи като посредник в естетичното възстановяване на временни зъби. Двустъпковите самоецващи адхезиви са със сходно клинично представяне с двустъпковите с адхезивни системи с тотално ецване за 7 sec в границите на дентина.

С най-голям брой подменени obtурации - 8 се определя група 4. С най-добри характеристики и оценени като 100% клинично приемливи са obtурациите от група 1. Резултатите от нашето изследване отхвърлят приетата от нас хипотеза за липса на разлики в клиничното представяне на различните генерации адхезивни системи, изследвани за 2 годишен период.

*Изводи:*

На основата на получените от нас резултати могат да бъдат направени следните изводи:

1. Съкращаването на времето на ецване на дентина на 7 sec води до добри клинични резултати на адхезивните системи с тотално ецване. Това е основание да направим предложение за съкращаване на времето на ецване на дентина от 15 sec на 7 sec при obtуриране на временни зъби. Тези адхезивни системи се препоръчват за работа при спокойни, търпеливи и позитивно настроени деца-пациенти защото са и с най-високи стойности на постигната здравина на свързване и в експериментални условия.
2. Двустъпковите самоецващи адхезивни системи и двустъпковите с тотално ецване и времетраене на ецването 7 sec се характеризират с еднакво добро клинично представяне по оценяваните в нашето изследване критерии. Това дава основание тези адхезивни системи да бъдат препоръчани при по-малки и по-трудни за работа деца, когато клиничното време и процедури трябва да са по-кратки и по-прости и лесни за изпълнение.

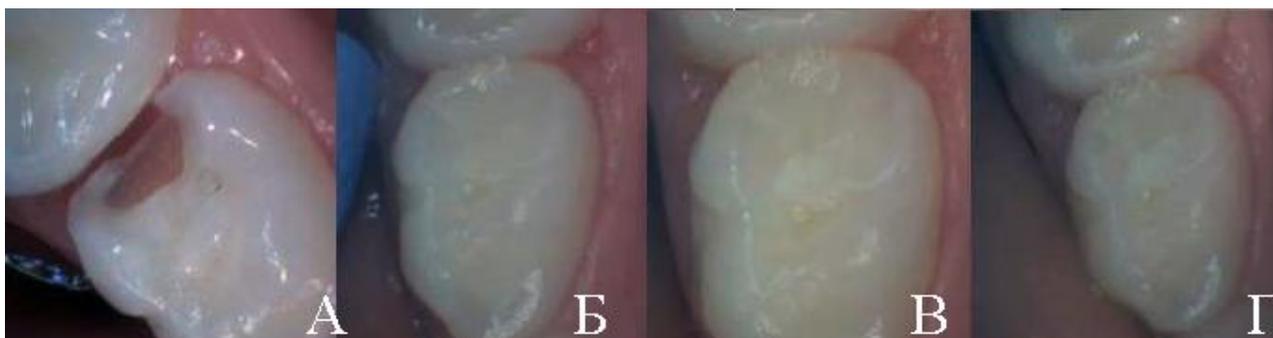
ПРИЛОЖЕНИЕ НА КЛИНИЧНИ СЛУЧАИ



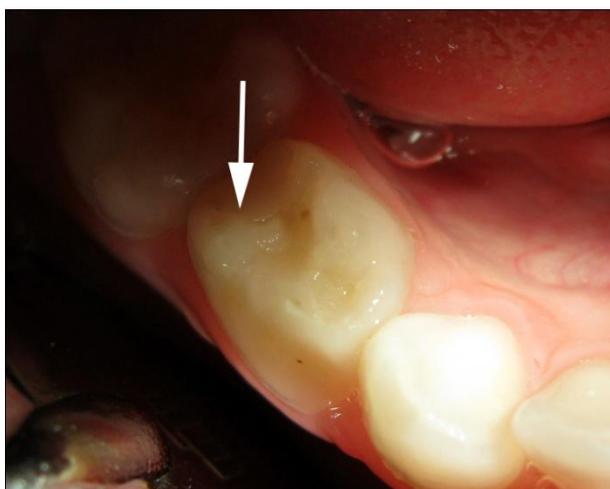
*Фиг.69. Възстановяване на временен зъб (група 1- OptiBond FL, 3-стъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec); А-кавитет, Б-непосредствено след obtуриране, В-след 12 месеца, Г- след 24 месеца*



*Фиг.70. Възстановяване на временен зъб (група 2 - Exite, 2- стъпкова адхезивна система с тотално ецване за 7 sec); А - кавитет, Б -непосредствено след obtуриране, В - след 12 месеца, Г- след 24 месеца.*



Фиг. 71. Възстановяване на временен зъб (група 3 - AdheSE, 2- стъпкова самоецваща адхезивна система); А - кавитет, Б - непосредствено след обтуриране, В - след 12 месеца, Г- след 24 месеца.



Фиг.72.Маргинално оцветяване и промяна в маргиналната адаптация (на 24-я месец в група 2,Exite).



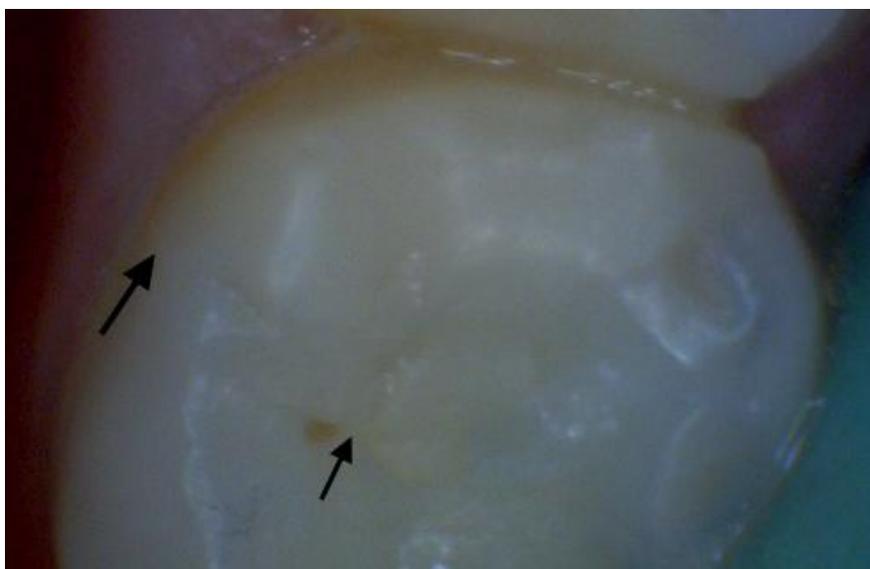
*Фиг.73.Наличен вторичен кариес (24-я месец в група 4, AdheSE One).*



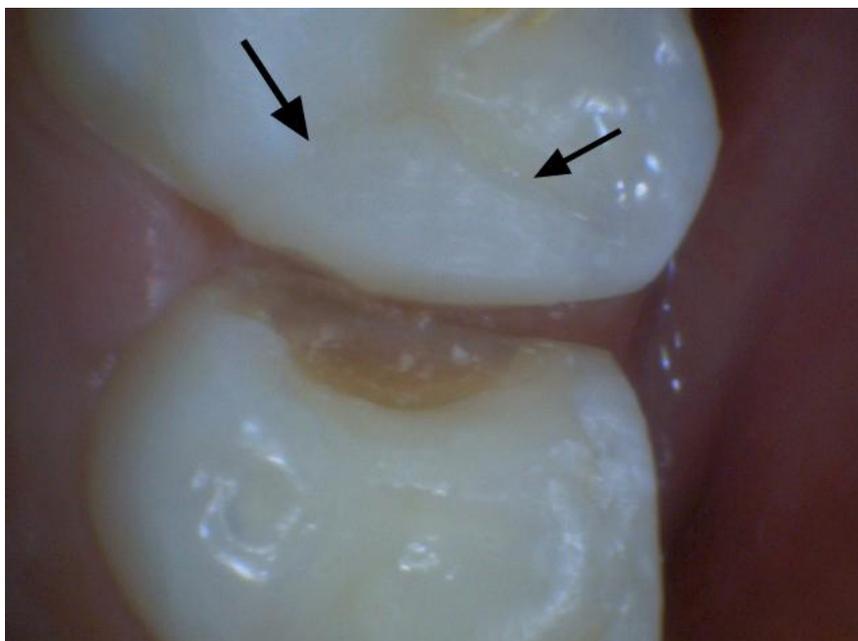
*Фиг.74. Промяна в анатомичната форма и маргиналните контури на обтурацията (на 24-я месец в група 3, AdheSE).*



*Фиг.75. Промяна в маргиналното оцветяване на obtурацията (на 18-я месец в група 4, AdheSE One).*



*Фиг.76. Оцветяване на маргиналните контури, промяна в маргиналната адаптация (на 18-я месец в група 4, AdheSE One).*



*Фиг.77. Промяна в маргиналната адаптация на обтурацията (на 18-я месец в група 2, Exite) и загуба на обтурация (на 18-я месец, група 4, AdheSE One).*

## ОБОБЩЕНИЕ И ИЗВОДИ

Ежедневната клинична практика представя на вниманието на клиницистите многобройни случаи на ранни или отдалечени неудачи при възстановителното лечение на дефекти на твърдите зъбни структури във временното съзъбие. Причините за това са от различно естество. Едно слабо звено, споделяно от многобройни клиницисти и изследователи, е протоколът за нанасяне на различните адхезивни системи. Не случайно, в специализираната литература има толкова много научни съобщения, посветени на адхезията към дентина при естетичните материали като средство за дефинитивно възстановяване на кариозни лезии.

Научният ни интерес и дългогодишната ни клинична практика от години са насочени към търсене на обосновани правила за приложение на различни адхезивни системи за постигане на добри и трайни лечебни резултати при естетичното възстановяване във временното съзъбие. Още повече, че такива правила не са предложени от никоя фирмата производител, за която и да е адхезивна система.

В тази връзка бяха проведени взаимосвързани лабораторни и клинични изследвания.

Естествено, първата задача от лабораторните изследвания бяха морфологични и насочени към дентина като субстрат с особено отнасяне към различните адхезивни системи. В условията на експеримент чрез СЕМ бяха изследвани микроморфологичните особености на дентина при двете дентиции и ефектът, който има ецването върху тях.

Неразделна част от биомеханичното лечение на кариозните лезии е обработката им с пилители. При тази обработка се образува замърсяващ слой, който покрива дентина. Съставът и дебелината на замърсяващия слой са в пряка зависимост от състава на обработвания дентин, а той е различен при временното и постоянно съзъбие. Значението на замърсяващия слой за дентинната адхезия продължава да бъде предмет на противоречиви становища: да се отстранява или да се преобразува чрез съставките на адхезивните системи, кои средства, в каква концентрация и какво време за въздействие са най-подходящите за това.

Чрез микроморфологичен подход беше проверена степента на отстраняване на замърсяващия слой от дентиновата повърхност в зависимост от концентрацията и времето за въздействие на ецващите агенти, както и в зависимост от дентицията.

Нашият научен интерес има за цел да предложи лечебен протокол за приложение на съвременни генерации адхезивни системи, създаден за временни зъби, на основата на проведените от нас лабораторни и клинични изследвания. Получените от нас резултати са с последователна обвързаност от морфологични изследвания през лабораторни до клинични резултати. Този протокол е основан на научно проверени данни за по-добро качество на дентин-бондиращите процедури и дентин-адхезията, водещи към ефективно и дълготрайно възстановяване на дефектите на зъбните структури във временното съзъбие.

Етапите, през които премина нашето изследване са:

- Проверка в експериментални условия чрез СЕМ на влиянието на микроморфологичните особености на двете дентиции върху ефекта на ецване; степента на отстраняване на замърсяващия слой от дентиновата повърхност на образци от двете дентиции, при еднаква концентрация и време на приложение на ецващите агенти;
- Проверка в условията на експеримент дали лазерната подготовка на зъбните структури подобрява способността за адхезивно свързване на субстрата и дали „лазерното ецване” е способно да измести допълнителната стъпка на ецване (с фосфорна киселина);
- Проверка в експериментални условия чрез СЕМ, на качеството на адхезивната връзка между дентина на временни и постоянни зъби и различни генерации адхезивни системи – аплицирани според инструкциите на производителя и в условия на сравнение с предложено от нас съкращаване на времето на ецване от 15 sec на 7 sec, след конвенционална кавитетна подготовка;
- *In vitro* изследване на здравината на адхезивната връзка в границите на дентина на временни и постоянни зъби чрез тест на макроопън и определяне чрез СЕМ наблюдение вида на разрушението между същите тези адхезивни системи и дентина на зъбите от двете дентиции;
- *In vitro* изследване на здравината на адхезивната връзка в границите на дентина на временни и постоянни зъби чрез тест на макроопън и определяне чрез СЕМ наблюдение вида на разрушението след приложение на съкратено време на ецване – 7 sec при адхезивните системи с тотално ецване;

- Клинично изследване (за 24 месеца) на естетични обтуриации при временни зъби и предложен от нас протокол за съкращаване на времето на ецване в границите на дентина на 7 sec при аплицирането на адхезивни системи с тотално ецване и съпоставянето им с естетични обтуриации, изработени чрез аплициране на самоецващи адхезивни системи.

**Изводите**, които можем да направим, на основата на резултатите, получени при изпълнението на поставените задачи са:

1. Аплицирането на едни и същи ецващи агенти върху дентина на зъбите от двете дентинции води до създаването на различен субстрат за осъществяване на адхезивно свързване.
2. При равни условия (време на ецване) 37% фосфорна киселина отстранява много по-бързо замърсяващия слой от дентиновата повърхност на временните зъби в сравнение с този от дентиновата повърхност на постоянните.
3. Времето на аплициране на ецващия агент и неговата концентрация определят отстраняването на замърсяващия слой.
4. При аплициране на 20% фосфорна киселина не се създава дентинов субстрат изчистен от замърсяващия слой за времето на въздействие – 7 и 15 sec, както при временните така и при постоянните зъби.
5. Ефективно отстранен замърсяващ слой, както и липса на преципитати се наблюдава при временните зъби още при 7 секунди ецване с 37% фосфорна киселина.
6. При използване на ецващ агент 37% фосфорна киселина създаването на дентинов субстрат при временните зъби с морфологични характеристики, сходни с тези на постоянните, може да се постигне при редуциране на времето за ецване на 7 sec вместо 15 sec., препоръчано от производителите и прилагано за постоянните зъби.
7. Нашето изследване подкрепя схващането, че е възможно да се контролира отстраняването на замърсяващия слой от дентиновата повърхност чрез контролиране на времето на аплициране на съответния ецващ агент.

8. При временните зъби дебелината на хибридният слой нараства с увеличаване времето за ецване.
9. По-голямата дебелина на хибридният слой не е гаранция за надеждна и дълготрайна адхезивна връзка.
10. Дебелината на хибридният слой при временните зъби при еднаква концентрация и продължителност на ецване е по-голяма от тази на хибридният слой при постоянните зъби.
11. За временните зъби е подходящо да се съкрати времето за ецване на 7 sec за получаване на по-качествен хибриден слой.
12. Различните самоецващи адхезивни системи водят до създаването на гранична зона с различна морфологична характеристика.
13. Граничната зона от приложението на дадена адхезивна система се различава по морфологична характеристика в двете съзъбия.
14. Разликите в граничните зони на двете съзъбия се дължат на специфичните химични характеристики на адхезивната система (състав).
15. Изследваните адхезивни системи не гарантират пълно запечатване на граничната зона между композита и дентина на изследваните групи зъби *in vitro*.
16. Здравината на връзката с дентина на постоянните зъби е по-голяма от тази, с дентина на временните зъби при аплициране на изследваните от нас генерации адхезивни системи. Свързването с дентина на постоянните зъби е много по-успешно отколкото това с дентина на временните зъби. Причините за това могат да бъдат както структурните различия между двете дентиции така и използваните материали.
17. Адхезивните системи с тотално ецване довеждат до по-голяма здравина на свързване с дентина на двете дентиции, в сравнение със здравината постигната със самоецващите адхезивни системи отново за двете дентиции.
18. При временните зъби най-голяма здравина на връзката се получава при съкращаване на времето за ецване на 7 sec и аплициране на адхезивни системи с тотално ецване.

19. Двустъпковите самоецващи адхезивни системи се доближават по стойности до постигната здравина на свързване с дентина на временните зъби след аплицирането на двустъпкови адхезивните системи с тотално ецване за 7 sec.
20. Двустъпковите самоецващи адхезивни системи са подходящи за деца, тъй като съкращават клиничния протокол и осигуряват по-голяма сухота на оперативното поле.
21. Някоя от тестваните адхезивни системи не показва еднакви стойности на здравината на свързване с дентина на зъбите от двете дентиции.
22. Не съществуват адхезивни системи, които да са еднакво ефективни по отношение на постигната здравина на свързване с дентина на временните и постоянните зъби.
23. Съкращаването на времето на ецване на дентина на 7 sec води до добри клинични резултати на адхезивните системи с тотално ецване. Това е основание да направим предложение за съкращаване на времето на ецване на дентина от 15 sec на 7 sec при obtуриране на временни зъби. Тези адхезивни системи се препоръчват за работа при спокойни, търпеливи и позитивно настроени деца-пациенти защото са и с най-високи стойности на постигната здравина на свързване и в експериментални условия.
24. Двустъпковите самоецващи адхезивни системи и двустъпковите с тотално ецване и времетраене на ецването 7 sec се характеризират с еднакво добро клинично представяне по оценяваните в нашето изследване критерии. Това дава основание тези адхезивни системи да бъдат препоръчани при по-малки и по-трудни за работа деца, когато клиничното време и процедури трябва да са по-кратки и по-прости и лесни за изпълнение.

## Приноси:

1. Проведено е за първи път у нас СЕМ наблюдение на разликите в промените на дентина при ецване за различно време и с различна концентрация на киселината при от временни и постоянни зъби.
2. Проведено е са за първи път у нас СЕМ наблюдение на граничната зона дентин-адхезивна система след приложение на различни генерации адхезивни системи при образци от двете дентиции.
3. Проведено е за първи път у нас *in vitro* изследване на здравината на връзката чрез тест за макроопън между различни генерации адхезивни системи и образци от двете дентиции.
4. Предложен е клиничен протокол за оптимизиране на адхезията към дентина при аплициране на адхезивни системи с тотално ецване за възстановяване на временни зъби, който осигурява клинично трайна и надеждна адхезивна връзка.

## БИБЛИОГРАФИЯ

1. Банчев М., Матеева Хр.: Електронномикроскопски проучвания върху дентиновите каналчета при временни зъби. *Стоматология* 1975; 2: 85-93
2. Банчев М., Матеева Хр.: Хистогенеза, морфология и физиология на зъбите у децата, София 1989, Медицина и физкултура: 134-157
3. Вутов М.: Детска стоматология, София 1989; 170-178
4. Димитров Сл., Доганджийска В.: Кавитетна препарация с лазери – II част, Проблеми на стоматологията, 2005: 21-29
5. Доганджийска В., Димитров Сл.: Кавитетна препарация с лазери – I част, Проблеми на стоматологията, 2005: 11-20
6. Инджов Б: Основи на кавитетната препарация, София, 2006; 229-254
7. Манчорова-Велева Н.: Постоперативна чувствителност при композиционни обтурации първи и втори клас (анкетни, компютърно-биомеханични и клинични проучвания) Дисертационен труд за присъждане на образователната и научна степен “доктор”. Пловдив, Стоматологичен факултет, 2009 год.
8. Маслинков Д.: Ръководство за практически упражнения по Детска стоматология, София 1989; 71-75
9. Пенева М., Цолова Е., Кабакчиева Р., Рашкова М.: Орална ембриология, хистология и биология. София 2007, Изток-Запад: 65-80
10. Abdalla AI. Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: a new test method. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 379–384
11. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. *Acta Odontol Scand* 2008; 66: 159–168.
12. Agee K., Pashley E., Itthagarum A., Sano H., Tay F., Pashley D: Submicron hiati in acid-etched dentin are artifacts of desiccation. *Dent Mater* 2003; 19: 60-68
13. Agematsu H., Abe Sh., Shiozaki K., Usami A. et al.: Relationship between Large Tubules and Dentin Caries in Human Deciduous Tooth.; *Bull Tokyo Dent Coll* 2005; 46; (1-2): 7-15
14. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent* 2001; 23: 481-486

15. Alani AH., Toh CG.: Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997; 22: 173-185
16. AL-Harbi SD., Najat Farsi N.: Microleakage of Ormocer-based Restorative Material in Primary Teeth: An *In Vivo* Study. *J Clin Pediatr Dent* 2007; 32(1): 13–18
17. Alves dos Santos MP., Luiz RR., Maia LC.: Randomised trial of resin-based restorations in Class I and Class II beveled preparations in primary molars: 48-Month results. *J Dent* 2010; 38: 451-459
18. Angker I., Swain MV., Kilpatric N.: Micro-mechanical characterization of the Properties of Primary Tooth Dentine.: *J Dent* 2003; 31: 261-267
19. Armstrong SR., Boyer DB., Keller JC.: Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater* 1998; 14: 44–50
20. Armstrong SR., Geraldeli S., Maia R., Raposo LHA., Soares CJ., Yamagawa J.: Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater* 2010; 26: e50–e62
21. Armstrong SR., Keller JC., Boyer DB.: The influence of water storage and C-factor on dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater* 2001; 17: 268-276
22. Armstong SR., Vargas MA., Fang Q., Laffoon JE.: Microtensile bond strength of total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent* 2003; 5:47-56
23. Assakawa T., Manabe A., Itoh K., Inoue M., Hisamitu H., Sasa R.: Efficacy of dentin adhesives in primary and permanent teeth. *J Clin Ped Dent* 2001; 25 (3): 231-236
24. Atash R, Abbeele AV.: Sealing Ability of New Generation Adhesive Systems in Primary Teeth: An In Vitro Study. *Pediatr Dent*. 2004; 26: 322-328
25. Atash R., Van den Abbeele A.: Bond Strength of Eight Contemporary Adhesives to Enamel and to Dentin: an *in vitro* Study on Bovine Primary Teeth. *Int J Paed Dent* 2005; 15: 264-273
26. Ateyah NZ., Elhejazi AA.: Shear bond strengths and microleakage of four types of dentin adhesive materials. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5: 63-73
27. Atkins CO, Rubenstein L,Avent M. Preliminary clinical evaluation of dentinal and enamel bonding in primary anterior teeth. *J Pedodont* 1986; 10: 239-246
28. Attal JP., Asmussem E., Degrange M.: Effects of Surface Treatment on the Free Surface Energy of Dentin. *Dent Mater* 1994; 10: 259-264

29. Attin T., Opatowski A., Meyer C., Zingg-Meyer B., Hellwig E.: Clinical evaluation of hybrid composite and poliacid-modified composite resin in class-II restorations in deciduous molars. *Clin Oral Invest* 1998; 2: 115-119
30. Attrill D., Davies R., King T., Dickinson M., Blinkhorn A.: Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent* 2004; 32: 35-40
31. Aw TC., Lepe X., Johnson GH., Mancl LA.: A three-year clinical evaluation of two-bottle versus one-bottle dentin adhesives. *JADA* 2005; 136: 311-322
32. Ayad MF., Rosenstiel Sf., Hassan MM.: Surface Roughness of Dentin after Tooth Preparation with Different Rotary Instrumentation. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2): 122-128
33. Baghdadi ZD. In vitro bonding efficacy of three restorative materials to primary dentin using a one-bottle adhesive system. *Gen Dent* 2001; 49: 624-631
34. Baghdadi ZD.: The Clinical Evaluation of a Single-Bottle Adhesive System with Three Restorative Materials in Children: Six-Month Results.; *General Dentistry* 2005; September-October: 357-365
35. Banomyong D, Palamara JEA, Burrow MF, Messer HH. Effect of dentin conditioning on dentin permeability and micro-shear bond strength. *Eur J Oral Sci* 2007; 115: 502–509.
36. Bayle MA, Gregoire G, Sharrock P. Adhesive system self-etch functional monomer interactions with hydroxyapatite. *Eur Cell Mater* 2007;13(Suppl 1):13
37. Bean TA, Zhuang WC, Tong PY, Eick JD, Yourtee DM.: Effect of esterase on methacrylates and methacrylate polymers in an enzyme simulator for biodegradability and biocompatibility testing. *J Biomed Mater Res* 1994; 28:59-63
38. Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system- 2-year results. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 855-861.
39. Bentley C., Drake CW.: Longevity of restorations in a dental school clinic. *J Dent Educ.* 1986; 50(10): 594-600
40. Berkowitz BKB., Holland GR., Moxham BJ.: *Oral Anatomy, Histology and Embryology*, Third Edition, Mosby 2002, p 102-116
41. Bertrand MF., Semez G., Leforestier E., Muller-Bolla M., Nammour S., Rocca JP.: Er:YAG Laser Cavity Preparation and Composite Resin Bonding With a Single-

- Component Adhesive System: Relationship Between Shear Bond Strength and Microleakage. *Las Surg Med* 2006; 38: 615–623
42. Betamar N, Cardew G, Van Noort R.: Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhesiv Dent* 2007; 9(5): 159–168
  43. Blosser RL.: Time dependence of 2.5% nitric acid solution as an etchant on human dentin and enamel. *Dent Mater* 1990; 6: 83–87.
  44. Blunck U., Neumann O., Roulet JF.: Marginal adaptation of four one-bottle-adhesives depending on the application technique. *J Dent Res* 2000; 79: abstr.41: p.149
  45. Blunck U., Roulet JF.: Effect of one-year water storage on the effectiveness of dentin adhesives in class V composite resin restorations. *J Dent Res* 2002; 81: abstr.0946: p.A-139
  46. Bordin-Aykroyd S., Sefton J., Davies EH.: In Vitro Bond Strengths of Three Current Dentin Adhesives to Primary and Permanent Teeth. *Dent Mater* 1992; 8: 74-78
  47. Bouillaguet S.: Biological Risks of Resin-Based Materials to the Dentin-Pulp Complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004; 15(1): 47-60
  48. Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of Class II cavities, *in vitro*. *Dent Mater* 2001; 17: 316–321.
  49. Bouillaguet S, Duroux B, Ciucchi B, Sano H. Ability of adhesive systems to seal dentine surfaces: an *in vitro* study. *J Adhes Dent* 2000; 2: 201–208
  50. Bouillaguet S., Gysi P., Wataha J., Giucchi B., Cattani M., Godin C et al.: Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001; 29: 55-61
  51. Brackett WW., Haisch LD., Pearce MG., Brackett MG.: Microleakage of class V resin composite restorations placed with self-etching adhesives. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 42-45
  52. Braga RR., Meira JBC, Boaro LCC., Xavier TA.: Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 2010; 26: e38–e49
  53. Brännström M, Åström A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J* 1972; 22: 219–227
  54. Breschi L., Mazzoni A., Ruggeri A., Cadenaro M., Di Lenarda R., Dorigo EDS.: Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface *Dent Mater* 2008; 24: 90–101

55. Browning WD., Bracket WW., Gilpatrick RO.: Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-cariou class V lesions. *Oper Dent* 2000; 25: 46-50
56. Buonocore G, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956; 35: 846–51.
57. Burjanadze TV.: Thermodynamic stabilization of water-bridged collagen structure. *Biopolymers* 1992; 32:941-949.
58. Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2008;16:158–65
59. Burnett LJ., Conceicao E., Pelinos J., Eduardo C.: Comparative study of influence on tensile bond strength of composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion or air turbine for preparation of cavities. *J Clin Laser Med Surg* 2001; 19: 199-202
60. Burrow MF., Satoh M., Tagami J.: Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 1996; 12: 302-307
61. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater* 1994; 10: 241–246.
62. Burrow MF., Nopnakepong U., Phrukkanon S.: A Comparison of Microtensile Bond Strengths of Several Dentin Bonding Systems to Primary and Permanent Dentin. *Dent Mater* 2002; 18: 239-245
63. Burrow MF, Taniguchi Y, Nikaido T, Satoh M, Inai N, Tagami J, et al.: Influence of temperature and relative humidity on early bond strengths to dentine. *J Dent* 1995; 23: 41-45.
64. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials* 2004; 25: 5031–5035
65. Causton BE.: Improved bonding of composite restorative to dentine. *Br D J* 1984; 156: 93-95
66. Cagidiaco MC., Ferrari M., Vichi A. et al.: Mapping of Tubule and Intertubule Surface Areas Available for Bonding in Class V and Class II Preparation. *J Dent* 1997; 25: 379-389
67. Camps J., Pashley DH.: Buffering Action of Human Dentin in vitro. *J Adhesiv Dent* 2000; 2: 39-50
68. Can-Karabulut D., Oz FT., Karabulut B., Batmaz I., Ilk O.: Adhesion to primary and permanent dentin and simple model approach. *Eur J Dent* 2009; 3: 32-41

69. Cardoso PEC, Braga R, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; 14: 394–398.
70. Cardoso PE., Placido E., Moura SK.: Micro-leakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent* 2002; 15: 164-168
71. Carmona VB., Lopez SG., Lujan TB., Munoz HC., Macorra JC.: Effects of Etching Time of Primary Dentin on Interface Morphology and Microtensile Bond Strength. *Dental Materials* 2006; 22(12): 1121-1129
72. Carmona V., Lopez S., Munoz C., Lujan M.: Interfacial Morphology and Bond Strength of Self-Etching Adhesives to Primary Dentin With or Without Acid Etching. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2008; 87B: 499–507
73. Carvalho R., Chersoni S., Frankenberger R., Pashley D., Prati C., Tay F.: A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005; 26: 1035-1042
74. Carvalho R., Mendonca J., Santiago S., Silveira R., Garsia F., Tay F. et al: Effects of HEMA\solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res* 2003; 82: 597-601
75. Carvalho RM., Pereira JC., Yoshiyama M., Pashley D.: A review of polymerization contraction: the influence of stress development vs stress relief. *Oper Dent* 1996; 21: 17-24
76. Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley D.: In vitro study on the dimensional changes of dentine after demineralization. *Arch Oral Biol* 1996; 41:369-377.
77. Casagrande L., Brayner R., Barata JS., De Araujo FB.: Cervical microleakage in composite restorations of primary teeth—in vitro study. *J Dent* 2005; 33, 627–632
78. Casagrande L, De Hipolito V, De Goes MF, de Araujo FB. Bond strength and interfacial morphology of two adhesive systems to deciduous dentin: in vitro study. *J Clin Pediatr Dent* 2005; 29: 317–322
79. Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent* 2003; 31: 469–477.
80. Ceballos L., Tolenado M., Osorio R., Tay F., Marshall G.: Bonding to Er:YAG laser treated dentin. *J Dent Res* 2002; 81: 119-121

81. Cehreli ZC., Akca T.: Effect of Dentinal Tubule Orientation on the Microtensile Bond Strength to Primary Dentin. *J Dent Child* 2003; 70(2): 139 – 144
82. Cenci M., Demarco F., de Carvalho R.: Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *J Dent* 2005; 33: 603-610
83. Cetingüç A., Olmez S., Vural N.: HEMA diffusion from dentin bonding agents through various dentin thickness in primary molars. *Am J Dent* 2006;19:231–235.
84. Chan KM., Tay FR., King NM., Imazato S., Pashley DH.: Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent* 2003; 16: 340-346
85. Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 216–24.
86. Chappell RP, Cobb CM, Spencer P, Eick ID.: Dentinal tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding? *J Prosthet Dent* 1994; 72:183-188.
87. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2001;17:253-259.
88. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 2003; 28: 747–755
89. Cho BH, Dickens SH. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater* 2004; 20: 107–115
90. Christensen GJ. Self-etching primers are here. *JADA* 2001; 132: 1041–1043
91. Costa LRRS., Watanabe LiSei., Kronka MC., Silva MCP.: Structure and Microstructure of Coronary Dentin in Non-Erupted Human Deciduous Incisor Teeth. *Braz Dent J.*2002; 13(3): 170-174
92. Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M. Bond strength of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 296-303.
93. Craig RG., Powers JM.: *Restorative Dental Materials*, 11-th Edition, Mosby 2002, 255-283
94. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997; 25: 435-440

95. De Almeida JB., Platt JA., Oshida Y., Moore BK., Cochran MA., Eckert GJ. Three different methods to evaluate microleakage of packable composites in class II restorations. *Oper Dent* 2003; 28: 453-460
96. De Hoff PH, Anusavice KJ, Wang Z.: Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995; 11: 126–131.
97. De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B.: A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results *J Dent Res* 2005; 84(2): 118-132
98. De Munck J, Van Meerbeek B, Peumans M, Lambrechts P. Five-year clinical effectiveness of two three-step total-etch adhesives and two composites in cervical lesions. *J Dent Res* 2003; 82(Spec Iss B):126. Abstr. No 907
99. De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt K, Lambrechts P. Influence of a shock absorbing layer on the fatigue resistance of a dentin–biomaterial interface. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 1–6
100. De Munck J, Van Meerbeek B, Wevers M, Lambrechts P, Braem M. Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. *Biomaterials* 2005; 26: 1145–1153.
101. De Munck J., Van Meerbeek B., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Suzuki K et al: Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003; 82: 136-140
102. De Munck J., Van Meerbeek B., Yudhira R., Lambrechts P., Vanherle G.: Microtensile bond strength of two adhesives to Er:YAG lased vs bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 322-329
103. Del-Nero MO., Escribano N., de la Macorra JC.: Analysis of sealing vs tensile bond strength of eight adhesive restorative material systems. *J Adhes Dent* 2000; 2(2): 117-127
104. Dieterich T., Kraemer M., Losche GM., Wernecke KD., Roulet JF.: Influence of dentin conditioning and contamination on the margin integrity of sandwich class II restorations. *Oper Dent* 2000; 25: 401-410
105. Dong CCS., McComb D., Anderson JD., Tam LE.: Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of auto cured resin composite luting cements. *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 229-234
106. Dyngeland T.: Transmission Electron Microscope Study of Giant Tubules in Bovine Dentine. *Scand J Dent Res.* 1988; 96: 293-303

107. Dyngeland T., Fosse G.: Light Microscopic Study of Giant Tubules in Bovine Dentin. *Scand J Dent Res.* 1986; 94: 381-393
108. Edward J., Swift Jr.: Dentin\enamel adhesives: review of the literature *Ped Dent* 2002; 24 (5): 456-460
109. Eick JD, Cobb CM, Chapell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int* 1991; 22: 967–977.
110. Eick JD., Gwinnett AJ., Pashley DH., Robinson SJ.: Current Concepts on Adhesion to Dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997; 8(3): 306-335
111. Eick JD, Miller RG, Robinson SI, Bowles CO, Gutshall PL, Chappelow CC.: Quantitative analysis of the dentin adhesive interface by Auger spectroscopy. *J Dent Res* 1996; 75:1027-1033.
112. Eick JD, Robinson SJ, Byerley TI, Chappell RP, Spencer P, Chappelow CC.: Scanning transmission electron microscopy/energy dispersive spectroscopy analysis of the dentin adhesive interface using a labeled 2-hydroxyethylmethacrylate analogue. *J Dent Res* 1995; 74:1246-1252.
113. Ekworapoj P., Sidhu SK., McCabe JF.: Effect of different power parameters of Er, Cr:YSGG laser on human dentine *Lasers Med Sci* 2007; 22: 175–182
114. El Feninat F., Ellis T., Sacher E., Stangel I.: A tapping mode AFM study of collapse and denaturation in dentinal collagen. *Dent Mater* 2004; 17: 284-288
115. El-Housseinly AA., FARSI N.: Sealing ability of a single bond adhesive in primary teeth. An *in vivo* study. *Int J Paed Dent* 2002; 12: 265–270
116. El Kalla IH, Garcia-Godoy F. Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars. *J Dent Child* 1998; 65: 169–176
117. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Heterogeneous distribution of single-bottle adhesive monomers in the resin–dentin interdiffusion zone. *Dent Mater* 2001; 17: 277–283
118. Eliades G., Watts DS., Eliades T: Dental hard tissues and bonding. Interfacial phenomena and related properties. Springer 2005, 89-122
119. Elkins CJ., McCourt JW.: Bond Strength of Dentin Adhesives in Primary Teeth. *Quintessence Int* 1993; 24: 271-273
120. Ernst CP.: Positioning self-etching adhesives: versus or in addition to phosphoric acid etching? *J Esth Rest Dent* 2004; 16(4): 57-69

121. Erickson RL, Glasspoole EA, Retief DG. Influence of test parameters on dentin bond strength measurements. *J Dent Res* 1989; 68 (spec. iss.): 374 [abstract 1543]
122. Escribano NI, Del-Nero MO, de la Macorra JC. Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003; 66: 419–424
123. Fagan TR, Crall JJ, Jensen ME, Chalkley Y, Clarkson B. A comparison of two dentin bonding agents in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent* 1986; 8: 144-146
124. Featherstone JDB, Nelson DGA.: Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res* 1987; 1: 21–26
125. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66: 1636-1639.
126. Ferrari M., Davidson CL.: In vitro resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems. *J Prost Dent* 1996; 76: 250-253
127. Finer Y., Santerre JP.: Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res* 2004; 83: 22-26
128. Finger W., Balkenhol M.: Rewetting strategies for bonding to dry dentin with an acetone based adhesive. *J Adhes Dent* 2000; 2: 51-56
129. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 1992; 8: 265-269
130. Frankenberger R., Krämer N., Lohbauer U., Nikolaenko SA., Reich SM.: Marginal integrity: Its clinical performance of restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 2007; 9 (Suppl.1): 107-116
131. Frankenberger R., Krämer N., Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000; 25: 11-19
132. Frankenberger R., Krämer N., Petschelt A.: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000; 25: 324-330
133. Frankenberger R., Perdigão J., Rosa B., Lopez M.: "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives: microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001; 17: 373-380
134. Frentzen M, Koort HJ.: Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J* 1990; 40: 323–332

135. Fritz U, Garcia-Godoy F, Finger WJ. Enamel and dentin bond strength and bonding mechanism to dentin of Gluma CPS to primary teeth. *J Dent Child* 1997; 64: 32-38
136. Fukushima T., Inoue Y., Miyazaki K., Itoh T.: Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of resin composite after 5 years. *J Dent* 2001; 29: 227-234
137. Fusayama T, Terachima S. Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *J Dent Res* 1972; 51: 866-871
138. Gagliardi RM., Avelar RP.: Evaluation of microleakage using different bonding agents. *Oper Dent* 2002; 27: 582-586
139. Gale MS., Darvell BW.: Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99
140. Gallo JR., Burgess JO., Xu X.: Effect of delayed application on shear bond strength of four fifth-generation bonding systems. *Oper Dent* 2001; 26: 48-51
141. Gallo JR, Comeaux R, Haines B, Xu X, Burgess JO. Shear bond strength of four filled dentin bonding systems. *Oper Dent* 2001; 26: 44-47
142. Garberoglio R., Brännström M.: Scanning electronmicroscopic investigation of human dentine tubules. *Arch Oral Biol* 1976; 21:355-362.
143. Ghassemieh E.: Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater* 2008; 24: 536-547.
144. Giachettei L., Russo D., Scarpelli F., Vitale M.: SEM analysis of dentin treated with the Er:YAG laser: pilot study of the consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms; *J Clin Laser Med Surg* 2004; 22: 35-41
145. Giannini M., Seixas CAM., Reis AF., Pimenta LAF.: Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive system to dentin. *J Esthet Rest Dent* 2003; 15: 43-49
146. Gilboe DB., Svare CW., Thayer KE., Drennon DG.: Dentinal Smearing: an Investigation of the Phenomenon. *J Prostht Dent* 1980; 44(3): 310-316
147. Gladys S., Van Meerbeek B., Inokoshi S., Willems G., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Clinical and semi-quantitative marginal analysis of four tooth-colored inlay systems at three years. *J Dent* 1995; 23(6): 329-338
148. Godoy GF., Donly KJ: Dentin/Enamel Adhesives in Pediatric Dentistry. *Ped Dent* 2002; 24(5): 462-464

149. Goes M.F, Sinhoreti M.A.C., Consanis S.,da Silva.: “Morphological Effect of the Type, Concentration and Etching Time of Acid Solutions on Enamel and Dentin Surfaces” *Braz Dent J* (1998) 9(1): 3-10
150. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M.: Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens’ structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 2004; 20: 643–654
151. Gotti G, Goracci C., Garcia-Godoy F., Ferrari M.: Evaluation of the Bonding Mechanism of an Adhesive Material to Primary Teeth. *Journal of dentistry for children* 2004; 71: 54-60
152. Gwinnett A.: Moist vs dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent* 1992; 5: 127-129
153. Gwinnett A.: Chemically conditioned dentin: a comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy findings. *Dent Mater* 1994; 10: 150-155
154. Gwinnett Al.: Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am I Dent* 1994; 7: 144-148
155. Habelitz S, Balooch M, Marshall S, Balloch G, Gray W. In situ atomic force microscopy of partially demineralised human dentin collagen fibrils. *J Struct Biol* 2002;138:227–236.
156. Haller B.: Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent* 2000; 13: 44-50
157. Hals E.: Observation on Giant Tubules in Human Coronal Dentin by Light Microscopy and Microradiography. *Scand J Dent Res* 1983; 91: 1-7
158. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Composite to dentin bond strength, micromorphology of the bonded interface and marginal adaptation of Class II composite resin restorations using self-etching primers. *Oper Dent* 2001;26:157-165.
159. Hashimoto M., De Munck J., Ito S., Sano H., Kaga M., Oguchi H et al.: In vitro effect of nanoleakage expression on resin dentin bond strength analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. *Biomaterials* 2004; 25: 5565-5574
160. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, et al. Fluid movement across the resin–dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 2004; 83: 843–848.
161. Hashimoto M., Ohno H., Endo K., Kaga M., Sano H., Oguchi H.: The Effect of Hybrid Layer Thickness on Bond Strength: Demineralized Zone of Hybrid Layer. *Dent Mater* 2000; 16: 406-411

162. Hashimoto M., Ohno H., Endo K., Kaga M., Sano H., Oguchi H: In vitro degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000; 79(6): 1385-1391
163. Hashimoto M., Ohno H., Kaga M., Endo K., Sano H., Oguchi H: In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 year. *J Dent Res* 2000; 79: 1385-1391
164. Hashimoto M., Ohno H., Kaga M., Sano H., Tay FR., Oguchi H. et al: Over-etching Effects on Micro-tensile Bond Strength and Failure Patterns for Two Dentin Bonding Systems. *J Dent* 2002; 30: 99-105
165. Hashimoto M., Ohno H., Sano H., Tay FR., Kaga M., Kudo Y., Oguchi H., Araki Y., Kuboto M.: Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomater Res* 2002; 63(3): 306-311
166. Hashimoto M., Tay F., Ohno H., Sano H., Kaga M., Yiu C et al: SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen. *J Biomed Mater Res* 2003; 66B: 287-298
167. He Z., Otsuki M., Sadr A., Tagami J.: Acid resistance of dentin after erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation *Lasers Med Sci* 2009; 24: 507–513
168. Heintze SD.: Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent* 2007; 9: 77-106
169. Heintze SD., Forjanic M., Cavallert A.: Dye penetration and SEM analysis in class II fillings in vitro [abstract 314]. *J Dent Res* 2006; 85 (special issue A)
170. Hickel R.: Marginal Quality of Restorations – Introduction and Summary. *J Adhes Dent* 2007; 9: Suppl 1: 75-76
171. Hilton TJ.: Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. *Am J Dent* 2002; 15: 198-210
172. Hilton TJ.: Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. *Am J Dent* 2002; 15: 279-289
173. Hosoya Y. Hardness and elasticity of bonded carious and sound primary tooth dentin. *Journal of Dentistry* 2006; 34: 164–171
174. Hosoya Y., Kawada E., Liu J., Oda Y., Marshall GW.: Micro-tensile strength of sound primary second molar dentin *J Mat Scie* 2005; 40: 6181-6186

175. Hosoya Y., Kawashita Y., Yoshida M., Suefuji C., Marshall JrGW.: Fluoridated Light-Activated Bonding Resin Adhesion to Enamel and Dentin: Primary vs Permanent. *Ped Dent* 2000; 22: 101-106
176. Hosoya Y, Kawashita Y, Marshall GW, Goto G. Influence of Carisolv for resin adhesion to sound human primary dentin and young permanent dentin. *J Dent* 2001;29:163–171
177. Hosoya Y., Marshall GW.: The Nano-Hardness and Elastic Modulus of Sound Deciduous Canine Dentin and Young Premolar Dentin – Preliminary Study. *J Mat Scie: Mat Med* 2005; 16(1): 1-8
178. Hosoya Y., Marshall SJ., Watanabe LG., Marshall GW.: Microhardness of Carious Deciduous Dentine. *Oper Dent* 2000; 25: 81-89
179. Hosoya Y., Nishiguchi M., Kashiwabara Y., Horiuchi A., Goto G.: Comparison of two dentin adhesives to primary vs permanent bovine dentin. *J Clin Pediatr Dent* 1997;22:69-76.
180. Hosoya Y., Ono T, Marshall GW: Microhardness of Carious Primary Canine Dentin. *Pediatr Dent J* 2002; 12(1): 98-99
181. Hosoya Y., Tay FR, Mivazaki M, Inoue T. Hardness and elasticity of sound and caries-affected primary dentin bonded with one-step adhesive. *Dent Mater J*. 2007; 26: 493–500
182. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Van Meerbeek B. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2005; 84: 1160–1164
183. Inoue S., Van Meerbeek B., Abe Y., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G. et al.: Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on microtensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater* 2001; 17: 445-455
184. Inoue S., Vargas M., Abe Y., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G., Sano H., Van Meerbeek.: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3: 237-245
185. Inoue S., Vargas M., Abe Y., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G. et al.: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent* 2003; 16: 329-334
186. International Organization for Standardization, ISO/TR 11405, Dental materials: Guidance on testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland 2003: WHO,

187. Itthagarun A., Tay F.: Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent* 2000; 13: 195-200
188. Jacobsen T, Soderholm KJ: Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995; 11:132-136.
189. Jacobsen T, Soderholm KJ., Garcea I., Mondragon E.: Calcium leaching from dentin and shear bond strength after etching with phosphoric acid of different concentrations. *Eur J Oral Sci* 2000; 108: 247-254
190. Jaffer F., Finer Y., Santerre JP.: Interaction between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials* 2002; 23: 1707-1719
191. Jang KT., Chung DH., Shin D., Garcia-Godoy F.: Effect of eccentric load cycling on microleakage of class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent* 2001; 26: 603-608
192. Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15: 105–113
193. Johnson DC.: Comparison of Primary and Permanent Teeth 11. In *Oral Development and Hystology*. Avery JA. Editor –BC-Decker Philadelphia 1988, pp.180-190
194. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clinical Oral Investigations* 2002;6:155–60
195. Kaaden Ch., Schmalz G., Powers JM.: Morphological Characterization of the Resin-Dentin Interface in Primary Teeth. *Clinic Oral Invest* 2003; 7(4): 235-240
196. Kameyama A, Koga H, Takizawa M, Takaesu Y, Hirai Y.: Effect of Er:YAG laser irradiation on acid resistance to bovine dentin in vitro. *Bull Tokyo Dent Coll* 2000; 41: 43–48
197. Kanca J.: Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 1992; 123:35-43.
198. Kanca J.: Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992; 23: 39-41.
199. Kataumi M., Nakajima M., Yamada T., Tagami J.: Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mater J* 1998; 17: 340-346
200. Kato G., Nakabayashi N.: The durability of adhesion to phosphoric acid etched wet dentin substrates. *Dent Mater* 1998; 14: 347-252

201. Kazantsev OA., Shirshin KV., Sivokhin AP., Telnov SV., Zhiganov IV AE., Mironycheva IV YL.: Hydrolysis of 2-hydroxyethyl methacrylate in concentrated aqueous solutions. *Russ J Appl Chem* 2003; 76: 1296–1298
202. Kenshima S., Francci C., Reis A., Loguercio AD., Filho LER.: Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer. *Journal of dentistry* 2006; 34: 775 – 783
203. Kidd EAM. Microleakage: a review *J Dent* 1976; 4(5): 199-206
204. Kilpatric NM.: Durability of Restorations in Primary Molars. *J Dent* 1993; 21: 67-73
205. Kim S, Edwalt L, Trowbridge H, Chein S. Effects of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs. *J Dent Res* 1984; 63: 650–652.
206. Kim KS., Kim ME., Shin EJ.: Irradiation time and ablation rate of enamel in contact and non-contact irradiation with Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg* 2005; 23: 216–218
207. Kinney JH., Balooch M., Marshall RJ., Marshall GWJr., Weihs TP.: Hardness and Young`s Modulus of Human Peritubular and Intertubular Dentin. *Arch Oral Biol* 1996;41: 9-13
208. Kitasako Y., Burrow MF., Nikaido T., Tagami J.: The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000; 16: 1-6
209. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dental Mater* 2001;17:122–126
210. Konishi N., Watanabe LG., Staninec M., Marshall GW., Marshall SJ.: Dentin shear bond strength: effect of distance from pulp. *J Dent Res* 1997; 76: 188 abstr.1400
211. Koutsi V., Noonan RG., Horner JA., Simpson MD., Matthews WG., Pashley DH.: The effect of Dentin Depth on the Permeability and Ultrastructure of Primary Molars. *Pediatr Dent* 1994;16: 29-35
212. Koshiro K, Ikeda T, Inoue S, Sidhu S, Sano H.: New concept of Resin-dentin Interfacial adhesion: the nanointeraction zone:. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006; 77(2): 401-408
213. Krämer N., Frankenberger R.: Füllungstherapie im Milchgebiss. *Oralprophylaxe & Kinderzahnheilkunde* 2004;26(2): 78-84
214. Kubo S., Yokota H., Sata Y., Hayashi Y.: The effect of flexural load cycling on microleakage of cervical resin composites. *Oper Dent* 2001; 26: 451-459

215. Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. *J Dent Res* 1977; 56: 1233–1237.
216. Kusunoki M., Itoh K., Hisamitsu H., Wakumoto S.: The efficacy of dentin adhesive to sclerotic dentine. *J Dent* 2002; 30: 91-97
217. Kwong S., Cheung G., Kei I., Itthagarum A., Smales R., Tay F et al: Micro-tensile bond strengths to scleroting dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 2002; 18: 359-369
218. Kwong S., Tay F., Yip H., Pashley D.: An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent* 2000; 28: 515-528
219. Leloup G, D’Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J.: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 2001; 80: 1605–1614.
220. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhesive Dent* 2000;2:57-66.
221. Li H. Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage patterns of four dentin bonding systems. *Dent Mater* 2000;16:48-56
222. Lohbauer U., Nikolaenko SA., Petschelt A., Frenkenberger R.: Resin Tags do not Contribute to Dentin Adhesion in Self-etching Adhesives. *J Adhes Dent* 20008; 10: 97-103
223. Lopez GC., Baratieri VLN., Caldeira de Andrada MA., Vieira LCC: Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quint Int* 2002; 33: 213-224
224. Lopes GC, Biasi F, Vieira LCC. Effect of type solvent on microleakage of composite restorations using one-bottle systems division abstract #545. *J Dent Res* 2001;80:1067.
225. Lussi A., Gygax M.: Iatrogenic damage to adjacent teeth during classical approximal box preparation. *J Dent* 1998; 26: 435-441
226. Luz MAAC., Arana-Chaves V., Netto VG.: Scanning electron microscopy examination of 3 different adhesive systems. *Quintessence Int.* 2005; 36 (9): 687-694
227. Maciel K., Carvalho R., Ringle R., Preston C., Russell C., Pashley D.: The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *J Dent Res* 1996; 75: 1851-1888

228. Mahoney E., Holt A., Swain M., Kilpatrick N.: The Hardness and Modulus of Elasticity of Primary Molar Teeth: an Ultramicroindentation Study. *J Dent* 2000; 28: 589-594
229. Mallmann A, Soares F, Zovucco M, Placido E, Ferrari M, Cardoso PEC. Microtensile dentin bond strength of self-etching and single-bottle adhesive systems in different cavity configurations. *J Adhes Dent* 2003; 5: 121-127
230. Manchart J., Chen HY., Mehi A., Weber K., Hickel R.: Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent* 2001; 29: 123-130
231. Marquezan M., Lopes da Silveira B., Burnett JrLH., Rodrigues CRMD., Kramer PF.: Microtensile Bond Strength of Contemporary Adhesives to Primary Enamel and Dentin. *J Clin Pediatr Dent* 2007; 32(2): 127–132
232. Marshall GW, Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *Journal of Biomedical Materials Research* 1995; 29: 1381–1387
233. Marshall GWJr., Marshall SJ., Kinney JH., Balooch M.: The Dentin Substrate: Structure and Properties Related to Bonding. *J Dent* 1997; 25(6): 441-458
234. Martinez-Insua A., Da Silva D., Rivera F., Santana –Penin U: Differences in bonding to acid etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surface. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 280-288
235. Matos AB., Palma RG., Saraceni CHC., Matson E.: Effect of Acid Etching on Dentin Surface: SEM Morphological Study. *Braz Dent J* 1997; 8 (1): 35-41
236. Mazzeo N., Ott NW., Hondrum SO.: resin bonding to primary teeth using three adhesive systems. *Pediatr Dent* 1995; 17: 112-115
237. McCabe JF., Rusby S.: Dentin bonding agents, characteristic bond strength as a function of dentin depth. *J Dent* 1992; 20 (4): 225-230
238. McCabe JF., Walls AWG.: *Applied Dental Materials*, 9-th Edition, Blackwell Publishing 2008; p. 225-244
239. McDonald RE., Avery DR., Dean JA.: *Dentistry for the Child and Adolescent Eighth Edition* , Mosby, 2004; p.50-59
240. McInnes PM., Wendt JrSL., Retief DH., Weinberg R.: Effect of Dentin Surface Roughness on Shear Bond Strength. *Dent Mater* 1990; 6(3): 204-207
241. Meiers JC., Young D.: Two-year composite/dentin bond stability. *Am J Dent* 2001; 14: 141-144

242. Meister J., Franzen R., Forner K., Grebe H.: Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt* 2006; 11:0340301–0340307
243. Miller J.: Large Tubule in Dentin. *J Dent Child* 1981; 269-271
244. Mitchum JC., Gronas DG.: Effects of Time after Extraction and Depth of Dentin on Resin-Dentin Adhesives. *JADA* 1986; 113: 285-287
245. Mitsui FH., Bedran de Castro AK., Ritter AV., Cardoso PE., Pimenta LA.: Influence of load cycling on marginal microleakage with two self-etching and two one-bottle dentin adhesive systems in dentin. *J Adhes Dent* 2003; 5: 209-216
246. Mjör IA.: *Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry*, 2002 by Quintessence Publishing Co, Inc pp 1-23
247. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE.: Placement and Replacement of Restorations in Primary Teeth. *Acta Odontol Scand* 2002; 60: 25- 28
248. Mjör IA., Nordahl I.: The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 1996; 41: 401-412
249. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. *Quint Int* 2004; 35: 845–852.
250. Moll K, Park H-J, Haller B. Effect of simulated pulpal pressure on dentin bond strength of self-etching bonding systems. *Am J Dent* 2005; 18: 335–339
251. Monksgaard EC.: Wet or Dry, Normal or Deproteinized Dentin Surface as Substrate for Dentin Adhesives. *Acta Odont Scand* 2002; 60: 60-64
252. Moszner N., Salz U., Zimmermann J.: Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater* 2005; 21: 895–910
253. Moura SK., Santos JFF., Ballester RY.: Morphological Characterization of the Tooth/Adhesive Interface *Braz Dent J* 2006; 17(3): 179-185
254. Murdoch-Kinch C., McLean M.: Minimally invasive dentistry. *JADA* 2003; 134: 87-95
255. Nakabayashi N., Kojima K., Masuhara E.: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Res* 1982; 16: 265-273
256. Nakabayashi N., Takarada K.: Effect of HEMA on Bonding to Dentin. *Dent Mater* 1992; 8: 125-130
257. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami I, Yoshiyama M, Ebisu S, et al.: Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 1995 74:1679-1688.

258. Nakajima M, Sano H, Urabe I, Tagami J, Pashley DH. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Oper Dent* 2000; 25: 2–10.
259. Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc* 2005; 136: 477–483
260. Nalla RK., Balooch M., Ager JW., Kruzic JJ., Kinney JH., Ritchie RO.: Effect of polar solvents on fracture resistance of dentin: role of water hydration. *Acta Biomater* 2005; 1: 31-43
261. Naughton WT, Latta MA. Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems. *Quint Int* 2005; 36: 259–262.
262. Neves Ade A, Coutinho E, Cardoso MV, Jaecques S, Lambrechts P, Sloten JV, et al. Influence of notch geometry and interface on stress concentration and distribution in micro-tensile bond strength specimens. *J Dent* 2008; 36: 808–815
263. Neves Ade A, Coutinho E, Poitevin A, Van der Sloten J, Van Meerbeek B, Van Oosterwyck H. Influence of joint component mechanical properties and adhesive layer thickness on stress distribution in micro-tensile bond strength specimens. *Dent Mater* 2009; 25: 4–12
264. Nicholson JW.: Adhesive dental materials and their durability. *Int J Adhesion&Adhesives*. 2000; 20: 11-16
265. Nikaido T., Kunzelman KH., Chen H., Ogata M., Harada N., Yamaguchi S. et al.: Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002; 18: 269-275
266. Noonan VK., Horner JA., Simpson MD., Mathews WG., Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Ped Dent* 1994; 16: 29-35
267. Nör JE., Feigal RG., Dennison JB., Edwards CA.: Dentin Bonding: SEM Comparison of the Resin-Dentin Interface in Primary and Permanent Teeth. *J Dent Res* 1996; 75(6): 1396- 1403
268. Nör JE., Feigal RG., Dennison JB., Edwards CA.: Dentin Bonding: SEM Comparison of the Dentin Surface in Primary and Permanent Teeth. *Ped Dent* 1997; 19(4); 246-252
269. Nozakava K., Suruga Y., Amari E.: Microleakage of Composite Resins in Cavities of Upper Primary Molars. *Int J Ped Dent* 1999; 9: 185-194

270. Obeidi A., McCracken MS., Perng-Ru Liu P., Litaker MS., Beck P., Rahemtulla F.: Enhancement of Bonding to Enamel and Dentin Prepared by Er,Cr:YSGG Laser. *Las Surg Med* 2009; 41: 454–462
271. Ogawa K, Yamashita Y, Ichijo T, Fusayama T. The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. *J Dent Res* 1983; 62: 7–10.
272. Ohgushi K, Fusayama T. Electron microscopic structure of the two layers of carious dentin. *J Dent Res* 1975; 54: 1019–1026.
273. Oilo G, Olsson S.: Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent Mater* 1990; 6: 138–144.
274. Olgart L, Gazelius B. Effects of adrenalin and felypressin octapressin on blood flow and sensory nerve activity in the tooth. *Acta Odont Scand* 1977; 35: 69–75.
275. Olio G. Bond strength testing—what does it mean? *Int Dent J* 1993; 43: 492–498
276. Oliveira S., Marshall S., Hilton J., Marshall G.: Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomaterials* 2002; 23: 4105-4112
277. Oliveira SSA., Pugach MK., Hilton JF., Watanabe LG, Marshall SJ., Marshall GW.: The Influence of the Dentin Smear Layer on Adhesion: a Self-Etching Primer vs a Total-Etch System. *Dent Mater* 2003; 19: 758-767
278. Olmez A, Oztas N, Basak F, Erdal S. Comparison of the resin dentin interface in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent* 1998; 22: 293-298.
279. Osorio R., Aguilera FS., Otero PR., Romero M., Osorio E., Garcia-Godoy F., Toledano M.: Primary dentin etching time, bond strength and ultra-structure characterization of dentin surfaces. *J Dent* 2010; 38: 222-231
280. Osorio R, Toledano M, de Leonardi G, Tay F. Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2003; 66: 399–409.
281. Öztaş N, Ölmez A. Effects of one versus two applications of a self-etching adhesive to dentin of primary teeth: a SEM study. *J Contemp Dent Prac* 2005; 6: 18–25
282. Pagliarini A., Rubini R., Rea M., Campese C., Grandini R.: Effectiveness of the current enamel-dentin adhesives: a new methodology for its evaluation. *Quint Int* 1996; 27(4): 265-270

283. Papatthanasidou AG, Curzon MEJ, Fairpo CG. The influence of restorative material on the survival rate of the restorations in primary molars. *Ped Dent* 1994; 16: 282–288
284. Pappas M., Burns DR., Moon CP., Coffey PG.: Influence of a Three Step Tooth Desinfection Procedure on Dentin Bond Strength. *J Prosth Dent* 2005; 93: 545-550
285. Pascon MF., Kantovitz KR., Caldo-Teixeira AS., Borges AFS., Silva TN., Puppim-Rontani RM., Franklin Garcia-Godoy F.: Clinical evaluation of composite and compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *J Dent* 2006; 34, 381–388
286. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 777-781
287. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992; 17: 229–242
288. Pashley DH., Carvalho RM.: Dentine Permeability and Dentine Adhesion. *J Dent* 1997; 25(5): 355-372
289. Pashley DH., Carvalho RM., Sano H., Nakajima M., Yoshiyama M., Shono Y., Fernandes CA., Tay F.: The Microtensile Bond Test: A Review. *J Adhes Dent* 1999; 1: 299-309
290. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H.: Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahndrtzl Z* 1994; 49: 760-763
291. Pashley DH., Ciucchi B., Sano H., Carvalho RM., Russell CM.: Bond strength versus dentine structure: A modelling approach. *Archs Oral Biol* 1995; 40: 1109-1118
292. Pashley DH., Ciucchi B., Sano H., Horner JA.: Permeability of Dentin to Adhesive Agents. *Quintessence Int* 1993; 24: 618-631
293. Pashley DH., Horner JA., Brewer PD.: Interactions of Conditioners on the dentine Surface. *Oper Dent* 1992; Suppl 5: 137-155
294. Pashley DH, Livingstone MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 1978; 23: 807–810.
295. Pashley DH, Livingstone MJ, Reeder OW, Horner J. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentin in vitro. *Arch Oral Biol* 1978; 23: 1127–1133
296. Pashley DH., Sano H., Ciucchi B., Carvalho RM., Russell CM.: Bond Strength Versus Dentin Structures: a Modeling Approach. *Arch Oral Biol* 1995; 40: 1109-1118

297. Pashley DH, Sano H., Ciucchi B., Yoshiyama M., Carvalho RM.: Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 1995; 11(3): 117-125
298. Pashley DH., Tao L., Boyd L., King GE., Horner JA.: Scanning Electron Microscopy of the Substructure of Smear Layer in Human Dentine. *Arch Oral Biol* 1988; 33(4): 265-270
299. Pashley DH, Zhang Y., Agee KA., Rouse CJ., Carvalho RM., Russell CM.: Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent Mater* 2000; 16: 7-14
300. Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A.: Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 511–515.
301. Perdigão J: Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2009; *In Press*
302. Perdigão J, Geraldeli S, Carmo A, Dutra H. *In vivo* influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthet Restor Dent* 2002;14:31–38
303. Perdigão J., Geraldeli S., Hodges J. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *JADA* 2003; 132: 1621-1629
304. Perdigão J., Lopes M.: Dentin bonding-Questions for the new millennium. *Adhesive Dent* 1999; 1: 191-209.
305. Perdigão J., Lopes M.: The Effect of Etching Time on Dentin Demineralization. *Quintessence Int* 2001; 32: 19-26
306. Perdigão J, Swift EJ, Heymann HO, Malek MA: Effect of a re-wetting agent on the performance of acetone-based dentin adhesives. *Am J Dent* 1998; 11: 207–213
307. Pereira PN, Nunes MF, Miguez PA, Swift EJ. Bond strengths of a 1-step self-etching system to caries-affected and normal dentin. *Oper Dent* 2006; 31: 677–681.
308. Pereira PN, Okuda M, Sano H, Yoshigawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 1999; 15: 46–53.
309. Pereira PN, Sano H, Ogata M, Zheng L, Nakajima M, Tagami J, et al. Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements. *J Dent* 2000; 28: 347–354.
310. Peters MC., McLean ME.: Minimally Invasive Operative Care. II. Contemporary Techniques and Materials: an Overview. *J Adhes Dent* 2001; 3: 17-31

311. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B.: Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 2007; 9: 7–10.
312. Peumans M., Kanumilli P., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Van Meerbeek B.: Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005; 21: 864-881
313. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas M. Effect of crosssectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998; 14: 120–128
314. Phrukkanon S., Burrow M., Tyas M.: The effect of dentin location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentin. *J Dent* 1999; 26: 609-616
315. Pilo R., Ben-Amar A.: Comparison of microleakage for three one-bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 209–213
316. Pinkham JR., Casamassimo PS., et al.: *Pediatric Dentistry Fourth Edition*, Elsevier Saunders. 2005 , pp 325-341
317. Pioch T., Garsia-Godoy F., Duschner H., Koch MJ., Staehle HJ., Dörfer CE.: Effect of cavity preparation instruments (oscillating or rotating) on the composite-dentin interface in primary teeth. *Dent Mat* 2003; 19: 259-263
318. Pioch T, Staehle HJ, Schneider H, Duschner H, Dorfer CE. Effect of intrapulpal pressure simulation in vitro on shear bond strengths and hybrid layer formation. *Am J Dent* 2001; 14: 319–323
319. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, et al. Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to dentin. *Dent Mater J* 2007; 26: 694–699.
320. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, et al. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhesiv Dent* 2008; 10: 7–16.
321. Pontes DG., de Melo AT., Monnerat AF.: Microleakage of new all-in-one adhesive systems on dentinal and enamel margins. *Quintessence Int* 2002; 33: 136–139.
322. Powers JM., Sakaguchi RL.: *Craig`s Restorative Dental Materials*, Mosby Elsevier, p.173-179, 482-486
323. Prabhakar AR., RAJ S., RAJU OS.: Comparison of shear bond strength of composite, compomer and resin modified glass ionomer in primary and permanent teeth: An in vitro study *J Indian Soc Pedo Prev Dent* 2003; 21 (3): 86 - 94

324. Pradelle-Plasse N., Nechard S., Tavermier B., Colon P.: Effect of dentin adhesives on the enamel-dentin-composite interfacial microleakage. *Am J Dent* 2001; 14: 344-348
325. Prati C., Chersoni S., Mongiorgi G., Pashley DH.: Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old and sclerotic dentin. *Oper Dent* 1994; 24: 66-72
326. Prati C., Tao L., Simpson M., Pashley DH.: Permeability and microleakage of class II resin composite restorations *J Dent* 1994; 22: 49-56
327. Puppin-Rontani R.M., Caldo-Teixeira A.S., Sinhoreti M.A., Correr Sobrinho L.C.: Etching time evaluation on the shear bond strength of two adhesive systems in primary teeth. *Cienc Odontol Bras* 2004 jul./set.; 7 (3): 6-14
328. Qvist V., Poulsen A., Teglers PT., MJÖR IA.: The longevity of different restorations in primary teeth. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2010; 20: 1–7
329. Ramires-Romito AC, Reis A, Loguercio AD, de Goes MF, Grande RH. Micro-tensile bond strength of adhesive systems applied on occlusal primary enamel. *J Clin Pediatr Dent* 2004, 28: 333–338
330. Raskin A., D'Hoore W., Gonthier S., Degrange M., Dejou J.: Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review *J Adhes Dent* 2001; 3: 295-308
331. Rastelli EP., Vieira RS., Rastelli MCS.: Posterior composite restorations in primary molars: an in vivo comparison of three restorative techniques *J Clin Pediatr Dent* 2001; 25(3): 227-230
332. Rauch RU., Losche GM., Rosansky J., Roulet JF.: Comparison of quantitative margin analysis and dye penetration. *J Dent Res* 1996; 75: abstr.187; 41
333. Reis A., Grande RHM., Olivera GMS., Lopes GC., Loguercio AD.: A two-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater* 2007; 23: 862-870
334. Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.: *Sturdevant's "Art and Science of Operative dentistry"* 5- th edition, 2006, Mosby Elsevier 244-279
335. Rocha R., Soares FZM., Rodrigues CR., Filho LER.: Influence of Aging Treatments on Microtensile Bond Strength of Adhesive Systems to Primary Dentin. *J Dent Child* 2007; 74: 109-112

336. Rueggeberg FA: Substrate for adhesion testing to tooth structure. Review of the literature: A report of the ASC MC156 Task Group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater* 1991; 7: 2-10
337. Ruschel HC., Chevitarese O.: Density and Diameter of Dentinal Tubules of First and Second Primary human molars – comparative Scanning Electron Microscopy Study. *J Clin Pediatr Dent* 2002; 26(3): 297-304
338. Ruyter IE. Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontol Scand* 1981; 39: 27–32
339. Sadek FT, Monticelli F, Muench A, Ferrari M, Cardoso PE. A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 78:7–14
340. Sanabe ME, Kantovitz KR, De Souza CA, Hebling J.: Effect of acid etching time on the degradation of resin–dentin bonds in primary teeth. *Am J Dent* 2009; 22: 37–42.
341. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle lightcured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001; 17: 542–556
342. Sano H.: Microtensile Testing, Nanoleakage and Biodegradation of Resin-Dentin Bonds. *J Dent Res* 2006; 85(1): 11-14
343. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994; 73: 1205–1211
344. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10: 236–240.
345. Sano H., Shono T., Takatsu T., Hosoda H.: Microporous Dentin Zone Beneath Resin-Impregnated Layer. *Oper Dent* 1994; 19(2): 59-64
346. Sano H., Takatsu T., Ciucchi B., Horner JA., Matthews WG., Pashley DH.: Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer *Oper Dent* 1995; 20(1): 18-25
347. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH.: Tensile properties of resin-infiltrated demineralized dentin. *J Dent Res* 1995; 74: 1092-1102.
348. Sano H., Yoshikawa T., Pereira PN., Kanemura N., Morigami M., Tagami J., Pashley DH.: Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer in vivo. *J Dent Res* 1999; 78(4): 906-911

349. Santerre JP., Shajii L., Leung BW.: Relation of dental composite formulations to their degradation and release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12: 136-151
350. Santini A., Ivanovic V., Ibbetson R., Milia E.: Influence of cavity configuration on microleakage around class V restorations bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent* 2004; 16: 128-135
351. Santini A., Miletic V.: " Comparison of the hybrid layer formed by Silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM". *Journal of dentistry* 2008; 36: 683-691
352. Santini A, Mitchell S. Microleakage of composite restorations bonded with three new dentin bonding agents. *J Esthet Dent* 1998;10:296-304
353. Sardella TN., Castro FL., Sanabe ME., Hebling J.: Shortening of Primary Dentin Etching Time and its Implication on Bond Strength. *J Dent* 2005; 33: 355-362
354. Sassi JF., Chimello DT., Borsatto MC., Corona SAM., Pecora JD., Palma-Dibb RG.: Comparative Study of the Dentin/Adhesive Systems Interface After Treatment With Er:YAG Laser and Acid Etching Using Scanning Electron Microscope Lasers in *Surgery and Medicine* 2004; 34: 385–390
355. Sattabanasuk V., Shimada Y., Tagami J.: The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent* 2004; 29: 333-341
356. Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, et al. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2007; 23: 705–713
357. Saya CE, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Özer F, Tagami J. Bonding to sound vs. caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent* 2005; 30: 90–98.
358. Saya CE., Nakajima M., Senawongse P., Soyman M., Özer F., Ogata M., Tagami J.: Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent* 2006; 34: 283–291
359. Scherrer SS., Cesar PF., Swain MV.: Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater* 2010; 26: e78–e93
360. Schuckar M., Geurtsen W.: Proximo-cervical adaptation of class II composite restorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 766-775

361. Schulze KA., Oliveira SA., Wilson RS., Gansky SA., Marshall GW., Marshall SJ.M.: Effect of hydration variability on hybrid layer properties of a self-etching versus an acid-etching system. *Biomaterials* 2005; 26: 1011–1018
362. Schupbach P, Krejci I, Lutz F. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Sci* 2007; 105: 344–352.
363. Senawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Operative Dentistry* 2004; 29: 196–202.
364. Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S, Baratieri LN, Vieira LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent* 2005; 30: 63-68.
365. Sensi LG., Marson FC., Baratieri LN.: Interfacial morphology of self-etching adhesive systems in dentin. *Quintessence Int* 2007; 38(2): e112-e120
366. Serebo L., Segal T., Nordenberg D., Gorfil C., Bar-Lev M.: Examination of tooth pulp following laser beam irradiation. *Lasers Surg Med* 1987; 7: 236–239
367. Shashikiran ND., Gunda S., Subba Reddy VV.: Comparison of Resin-Dentin Interface in Primary and Permanent Teeth for Three Different Durations of Dentin Etching. *J Indian Soc Pedo Prev Dent* 2002; 20(4): 124-131
368. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent* 2002; 27: 403–409.
369. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J.: Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002; 18: 380–388.
370. Shono Y., Terashita M., Shimada J., Kozono Y., Carvalho RM., Russell CM., Pashley DH.: Durability of Resin-Dentin Bonds. *J Adhes Dent* 1999; 1: 211-218
371. Silva NR, Calamia CS, Harsono M, Carvalho RM, Pegoraro LF, Fernandes CA, et al. Bond angle effects on microtensile bonds: laboratory and FEA comparison. *Dent Mater* 2006; 22: 314–324
372. Soares FZ, Rocha RO, Raggio DP, Sadek FT, Cardoso PE. Microtensile bond strength of different adhesive systems to primary and permanent dentin. *Pediatr Dent*, 2005; 27: 457–462
373. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PC, Armstrong SR. Microtensile specimen attachment and shape-finite element analysis. *J Dent Res* 2008; 87: 89–93

374. Spencer P, Wang Y, Katz JL, Misra A. Physicochemical interactions at the dentin/adhesive interface using FTIR chemical imaging. *J Biomed Opt* 2005;10, 031104 1-11
375. Spencer P., Wang Y., Walker MP., Swafford JR.: Molecular Structure of Acid-Etched Dentin Smear Layers – in situ Study. *J Dent Res* 2001; 80(9): 1802-1807
376. Spreafico D., Semeraro S., Mezzanzanica D., Re D., Gagliani M., Tanaka T., Sano H., Sidhu SK: The effect of air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. *J Dent* 2006; 34: 237-244
377. Städtler P: Dentinhaftmittel. *Stomatologie* 2007; 104(4): 101–109
378. Stalin A., Varma B., Jayanthi.: Comparative Evaluation of Tensile-Bond Strength, Fracture Mode and Microleakage of Fifth, and Sixth Generation Adhesive Systems in Primary Dentition. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2005; June: 83-88
379. Stanford JW, Sabri Z, Jose S. A comparison of the effectiveness of dentin bonding agents. *Int Dent J* 1985; 35: 139–144.
380. Staninec M., Marshall GW., Hilton JF., Pashley DH., Gansky SA., Marshall SJ., et al. Ultimate tensile strength of dentin: evidence for a damage mechanics approach to dentin failure. *Biomaterials* 2002; 63: 342–345
381. Strydom C. Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ* 2004; 59: 413-419
382. Sudsangiam S., Richard van Noort.: Do Dentin Bond Strength Tests Serve a Useful Purpose? *J Adhes Dent* 1999; 1: 57-67
383. Sumikava DA., Marshall GW., Gee L., Marshall SJ.: Microstructure of Primary Tooth Dentin. *Ped Dent* 1999; 21(7): 439-444
384. Summitt JB., Robbins JW., Schwarz RS.: Fundamentals of Operative Dentistry a contemporary approach, Quintessence, Second Edition, 178-235
385. Sundfeld RH, Valentino TA, Sversut de Alexandre R., Briso ALF, Sundefeld MLMM: Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *Journal of Dentistry* 2005; 33, 675-681
386. Suzuki T, Finger WJ. Dentin adhesives: site of dentin vs bonding of composite resins. *Dent Mater* 1988; 4: 378–379.
387. Suzuki M., Kato H., Wakumoto S.: Vibrational Analysis by Raman Spectroscopy of the Interface between Dental Adhesive Resin and Dentin. *J Dent Res* 1991; 70: 1092-1097

388. Swift JE.: Dentin/Enamel Adhesives: Review of the Literature. *Ped Dent* 2002; 24(5): 456-460
389. Tagami J., Nikaido T., Nakajima M., Shimada Y.: Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. *Dent Mater* 2010; 26: e94–e99
390. Tagami J., Tao L., Pashley DH.: Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins *Dent Mater* 1990; 6 (1): 45-50
391. Tagami J., Tao L., Pashley DH., Hosoda H., Sano H.: Effects of High-Speed Cutting on Dentin Permeability and Bonding. *Dent Mater* 1991; 7(4); 234-239
392. Takahashi A., Inoue S., Kawamoto C., Ominato R., Tanaka T., Sato Y. et al.: In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. *J Adhes Dent* 2002; 4: 151-159
393. Tam LE, Khoshand S, Pilliar RM. Fracture resistance of dentin-composite interfaces using different adhesive resin layers. *J Dent* 2001; 29: 217–225
394. Tam LE., Pilliar RM.: Effects of Dentin Surface Treatment on the Fracture Toughness and Tensile Bond Strength of a Dentin-Composite Adhesive Interface. *J Dent Res* 1994; 73: 1530-1538
395. Tani C., Finger W.: Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent* 2002; 4: 283-289
396. Tanji EY., Matsumoto K., Eduardo CP.: Study of dentin surface conditioning with laser Er:YAG laser. *J Dent Res* 1997; 76: 987- 993
397. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ, Carpenter J: Field-emission scanning electron microscopy of resin-dentin interface morphology of seven dentin adhesive systems. *J Adhes Dent* 2000; 2: 259–269
398. Tay F., Carvalho R., Sano H., Pashley D.: Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000; 2: 99-116
399. Tay F., Gwinnett AJ., Pang KM., Wei SH.: Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: A paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 1996; 75(4): 1034-1044
400. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY.: The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the total etched resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996; 9:43-48.
401. Tay F., Gwinnett J., Wei S.: Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996; 12: 236-244

402. Tay F., Gwinnett J., Wei S.: The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers: *Dent Mater* 1997; 13: 118-127
403. Tay F., Hashimoto M., Pashley DH., Peters MC., Lai SC., Yiu CK et al.: Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res* 2003; 82: 537-541
404. Tay F., King N., Chan K., Pashley D: How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002; 4: 255-269
405. Tay F., Pashley D.: Aggressiveness of contemporary self-etching systems.I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17: 296-308
406. Tay F., Pashley D.: Aggressiveness of contemporary self-etching systems.II: Etching effects on uground enamel. *Dent Mater* 2001; 17(5): 430-444
407. Tay F., Pashley D.: Water treeing: a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003; 16: 6-12
408. Tay F., Pashley D.: Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 2004; 32: 173-196
409. Tay F., Pashley D.: Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 726-731
410. Tay F., Pashley D., Suh B., Carvalho R., Itthagarum A.: Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002; 30: 371-382
411. Tay F, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 2003; 5: 27–40
412. Tay F, Pashley D., Yoshiyama M.: Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002; 30: 371-382
413. Tay F., Sano H., Carvalho R., Pashley E., Pashley D.: An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2000; 2: 83-98
414. Taylor MJ., Lynch E.: Microleakage. *J Dent* 1992; 20: 3-10
415. Tays M.: Clinical evaluation of five adhesive systems: three-year results. *I Dent J* 1996; 46: 10-14
416. Technical specification ISO/TS 11405. Dental materials –testing of adhesion to tooth structure. Switzerland; 2003.

417. Torres CP., Chinelatti MA., Gomes-Silva JM., Borsatto MC., Palma-Dibb RG.: Tensile Bond Strength To Primary Dentin After Different Etching Times J Dent Child 2007; 74: 113-117
418. Torres C.P., Corona SAM., Ramos RP., Palma-Dibb RG., Borsatto MC.: Bond Strength of Self-etching Primer and Total-etch Adhesive Systems to Primary Dentin. J Dent Child. 2004;71:131-134
419. Trairatvorakul C., Piwat S.: Comparative clinical evaluation of slot versus dovetail Class III composite restorations in primary anterior teeth J Clin Pediatr Dent 2004; 28(2): 125-130
420. Tulunoglu O., Tulunoglu I.: Resin-dentin interfacial morphology and shear bond strengths to primary dentin after long-term water storage: An in vitro study. Quintessence Int 2008; 39: 427-437
421. Tyas M., Anusavice K., Frencken J., Mount G: Minimal intervention dentistry – a review. Int Dent J 2000; 50: 1-12
422. Tyas MJ., Burrow MF.: Adhesive restorative materials: A review. Aust Dent J; 2004; 49(3): 112-121
423. Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hoyosa Y. Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. Operative Dentistry 2006; 31: 569–576.
424. Vaidyanathan TK., Vaidyanathan J.: Recent Advances in the Theory and Mechanism of Adhesive Resin Bonding to Dentin: A Critical Review. J Biomed Mater Res Part B 2009; 88B: 558–578
425. Van Landuyt K., De Munck J., Snauwaert J et al.: Phase-separation in contemporary one-step self-etch adhesives. J Dent Res 2005; 84: 183-188
426. Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. J Dent 1994; 22: 141-146
427. Van Meerbeek B., Conn LJr., Duke E., Eick J., Robinson S., Guerrero D.: Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. J Dent Res 1996; 75: 879-888
428. Van Meerbeek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P. et al: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003; 28: 215-235

429. Van Meerbeek B., De Munck J., Mattar D., Van Landuyt K., Lambrechts P.: Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003; 28: 647-660
430. Van Meerbeek B., Dhem A., Goret-Nicaise M., Braem M., Lambrechts P., Van Herle G.: Comparative SEM and TEM Examination of the Ultrastructure of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone. *J Dent Res* 1993; 72: 495-501
431. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin–dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71:1530–1540.
432. Van Meerbeek B., Perdigão J., Lambrechts P., Vanherle G: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20
433. Van Meerbeek B., Peumans M., Poitevin A., Mine A., Van Ende A., Neves A., De Munck J.: Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes *Dent Mater* 2010; 26: e100–e121
434. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, et al. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1994;73:1690–702.
435. Van Meerbeek B., Van Landuyt K., De Munck JD., Hashimoto M., Peumans M., Lambrechts P., Yoshida Y., Inoue S., Suzuki K.: Technique-Sensitivity of Contemporary Adhesives. *Dent Mater J* 2005; 24(1): 1-13
436. Van Meerbeek B., Vargas M., Inoue S., Yoshida Y., Peumans M, Lambrechts P. et al.: Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001; 6: 119-144
437. Van Meerbeek B., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Abe Y., Fukuda R., Okazaki M., Lambrechts P., Vanherle G: Bonding mechanism and microtensile bond strength os 4-MET based self-etching adhesive. *J Dent Res* 2000; 79, Abstr. 845, p. 911
438. Van Meerbeek B., Yoshida Y., Inoue S., Fukuda R., Okazaki M., Lambrechts P., Vanherle G: Interfacial characterization of resin-modified glass-ionomers to dentin. *J Dent Res* 2001; 80: Abstr.1701, p. 739
439. Van Meerbeek B., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G. et al.: A TEM Study of Two Water-Based Adhesive Systems Bonded to Dry and Wet Dentin. *J Dent Res* 1998; 77: 50-59

440. Van Noort R, Cardew GE, Howard i C, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry en the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991; 70: 889-893.
441. Van Noort R, Noroozi S. Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989; 17: 61-67.
442. Velasquez E., Vaidyanathan J., Vaidyanathan TK., Houpt V., Shey Z., Von Hagen S.: Effect of primer, solvent and curing mode on dentin shear bond strength and interface morphology. *Quintessence Int* 2003; 34: 548-555
443. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997; 76: 1298–1307
444. Wahab FK., Shaini FJ., Morgano SM.: The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite class V restorations in vitro. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 168-174
445. Waldman Gl., Vaidyanathan TK., Vaidyanathan J.: Microleakage and Resin-to-Dentin Interface Morphology of Pre-Etching versus Self-Etching Adhesive Systems. *Open Dent J* 2008; 2: 120-125
446. Wang Y., Spencer P.: Analysis of Acid-Treated Dentin Smear Debris and Smear Layers Using Confocal Raman Microspectroscopy. *J Biomed mater Res.* 2002; 60: 300-308
447. Wang Y., Spencer P.: Hybridization Efficiency of the Adhesive/Dentin Interface With Wet Bonding. *J Dent Res* 2003; 82: 141-145
448. Wang Y, Spencer P.: “Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of adhesive–dentin bond using differential staining”. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 293–299
449. Wang Y, Spencer P. Physicochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. *Journal of Dentistry* 2004; 32: 567–579.
450. Wang Y., Spencer P., Hager C., Bohaty B.: Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dent* 2006; 34: 26-34
451. Wang Y, Spencer P, Walker MP. Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res* 2007; 81A: 279–286.
452. Watanabe LG., Marshall GW., Marshall SJ.: Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and intratooth location *Dent Mater* 1996; 12 (2): 109-115

453. Watanabe I., Nakabayashi N., Pashley DH.: Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994; 73: 1212-1220.
454. Watts DC., McAndrew R., Lloyd CH.: Thermal diffusivity of composite restorative materials. *J Dent Res* 1987; 66: 1576-1578
455. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effect of caries-affected dentin hardness on the shear bond strength of current adhesives. *J Adhes Dent* 2008; 10: 431–440.
456. Wendt SL., McInnes PM., Dickinson GL.: The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992; 8: 181-184
457. White G., Beech D., Tyas M.: Dentin smear layer: an asset or a liability for bonding? *Dent Mater* 1989; 5: 379-383
458. Wilson NHF., Roulet JF, Fuzzi M.: *Advances in Operative Dentistry*, Quintessence Publishing, 2001, 135-172
459. Windley W 3rd, Ritter A, Trope M. The effect of short-term calcium hydroxide treatment on dentin bond strengths to composite resin. *Dental Traumatol* 2003; 19: 79-84.
460. Xie B., Dickens SH., Giuseppetti AA.: Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. *Am J Dent* 2002; 12: 177-184
461. Yaseen SM., Subba Reddy VV.: Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: An *in vitro* study. *J Indian Soc Pedod Prevent Dent* 2009; 27(1): 33-38
462. Yazici AR., Baseren M., Dayangac B.: The effect of current generation bonding systems on microleakage of resin composite restorations. *Quintessence Int* 2002; 33: 763–769.
463. Yildirim S, Tosun G, Koyutürk AE, Sener Y, Sengün A, Özer F, Imazato S.: Microtensile and microshear bond strength of an antibacterial self-etching system to primary tooth dentin. *Eur J Dent* 2008; 2: 11–17
464. Yoshiama M., Matsuo T., Ebisu S., Pashley D.: Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dent* 1998; 26: 609-616
465. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M., Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004; 83: 454–458.

466. Yoshida Y., Van Meerbeek B., Nakayama Y., Snauwaert J., Hellemans L., Lambrechts P. et al: Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000; 79: 709-714
467. Yoshida Y., Van Meerbeek B., Nakayama Y., Yoshioka M., Snauwaert J., Abe Y. Et al: Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res* 2001; 80: 1565-1569
468. Yoshida Y., Van Meerbeek B., Snauwaert J., Hellemans L., Lambrechts P., Vanherle G., Wakasa K., Pashley D.: A novel approach to AFM characterization of adhesive tooth-biomaterial interfaces. *J Biomater Res* 1999; 47(1): 85-90
469. Yoshikawa T., Burrow MF., Tagami J.: The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C-factor cavities *J Adhes Dent* 2001; 3: 177-183
470. Yoshikawa T., Sano H., Burrow MF., Tagami J., Pashley DH.: Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999; 78: 898-905
471. Yoshioka M., Yoshida Y., Inoue S., Lambrechts P., Vanherle G., Nomura Y et al.: Adhesion/decalcification mechanisms of acid interactions with human hard tissues. *J Biomed Mater res* 2002; 59: 56-62
472. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 1996; 75: 1404–1413
473. Yoshiyama M., Tay FR., Doi J., Nishitani Y., Yamada T., Itou K., et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002; 81: 556–560.
474. Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, et al. Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent* 2003; 16: 47–52
475. Zheng L, Pereira PNR, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent* 2001; 26: 97–104

